Thèse de doctorat

pour obtenir le grade de Docteur de l'Université de

VALENCIENNES ET DU HAINAUT-CAMBRESIS

Ecole doctorale : Sciences Pour l'Ingénieur (SPI)

Discipline, spécialité : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives, Biomécanique.

La traversée de rue chez le piéton senior :

Conception d'un simulateur, étude biomécanique et comportementale.

Présentée par **Julie Delzenne**

Soutenue le 12 décembre 2013**.**

Equipe de recherche : Décision, Emotion et Motricité Humaine (DEMoH)

Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines (LAMIH)

Avec le soutien de la Fondation Sécurité Routière (FSR) et du Campus International pour la Sécurité et l'intermodalité des Transports (Cisit)

JURY :

M. Gilles Kemoun, PU-PH, Centre Hospitalier Régional, Poitiers (rapporteur)
M. Nicolas Benguigui, PU, Université de Caen (rapporteur)
M. Michel-Ange Amorim, PU, Université d'Orsay (président du jury)
Co-Directeurs de thèse
M. Eric Watelain, MCF-HDR, Université de Valenciennes.
Mme Janick Naveteur, MCF-HDR, Université de Valenciennes.
Co-encadrant : M. Cyril Garnier, MCF-HDR, Université de Valenciennes.
Membre invité : M. Yves Page, Fondation Sécurité Routière, TechnoCentre RENAULT

Table des matières

Liste des abréviations ..... **vii**

Liste des figures ..... **viii**

Liste des Tableaux ..... **xiii**

Remerciements ..... **xv**

PREAMBULE **1**

INTRODUCTION GENERALE **3**

Chapitre I. REVUE DE LITTERATURE **6**

I.1. Le piéton *7*

I.1.1. Définition et description 7

I.1.2. L'accidentologie chez le piéton 9

I.1.2.1. Historique 9

I.1.2.2. Définitions 10

I.1.2.3. Chiffres 2011 en France 11

I.1.2.4. Les accidents corporels dans la littérature internationale 13

I.1.2.5. Le cas de la chute chez la personne âgée 14

I.1.3. Méthodes d'étude du comportement piétonnier 16

I.1.3.1. Questionnaires, entretiens et sondages 16

I.1.3.2. Observations et expérimentations *in situ* 17

I.1.3.2.1. Observations 17

I.1.3.2.2. Expérimentations *in situ* 18

I.1.3.3. Les simulateurs 20

I.1.3.3.1. Les casques de réalité virtuelle 21

I.1.3.3.2. Les simulateurs à un écran 24

I.1.3.3.3. Les simulateurs multi-écrans 29

I.1.3.3.4. Conclusion sur les simulateurs 38

I.1.3.4. Conclusion sur les méthodes d'investigation 40

I.1.4. Traversée de rue et difficultés spécifiques du piéton âgé 41

I.1.4.1. Positionnement d'attente au bord du trottoir 42

I.1.4.2. Prise d'information 43

I.1.4.3. Prise de décision 44

I.1.4.4. Perception du temps et du danger comme déterminants de la décision 48

I.1.4.4.1. Perception du temps 48
I.1.4.4.2. Perception du danger 51
I.1.4.5. La traversée initiée 52
I.1.4.6. Conclusion sur les spécificités rencontrées chez les piétons âgés 53
I.1.5. Conclusion sur le piéton 54

I.2. Analyse biomécanique et comportementale 55
I.2.1. Approche biomécanique et processus mis en jeu 55
I.2.1.1. Positionnement d'attente au bord du trottoir 55
I.2.1.1.1. Notion de posture et d'équilibre 55
I.2.1.1.2. Les variables utilisées 57
I.2.1.1.3. La posture de la personne âgée 58
I.2.1.2. Prise d'information 59
I.2.1.2.1. Définition 59
I.2.1.3. Initiation de la traversée 61
I.2.1.3.1. L'initiation de la traversée à plat 61
I.2.1.3.2. L'initiation de la marche chez la personne âgée 64
I.2.1.3.2. L'Initiation de la descente de trottoir 65
I.2.1.4. Suite de la traversée 68
I.2.1.4.1. Définition 68
I.2.1.4.2. Les principales variables utilisées 69
I.2.1.4.4. La marché chez la personne âgée 75
I.2.2. Conclusion sur l'analyse biomécanique et comportementale 76

I.3. Synthèse et hypothèses 77

Chapitre II. ETUDES PRELIMINAIRES A LA CONCEPTION DU SIMULATEUR 79

II.1 Introduction 80

II.2. Perception du temps 81
II.2.1. Introduction 81
II.2.2. Matériel et méthode communs aux deux études 82
II.2.2.1. Le dispositif 82
II.2.2.2. Questionnaires 83
II.2.2.3. Procédure 84
II.2.2.4. Analyse des données 85
II.2.3. Etude 1: La perception du temps chez les personnes âgées sans Trouble LocoMoteur (TLM) 85
II.2.3.1. Participants 85
II.2.3.2. Résultats 86

II.2.3.3. Discussion 89
II.2.4. Etude 2: TLM et perception du temps 90
II.2.4.1. Participants 90
II.2.4.2. Résultats 91
II.2.4.3. Discussion 92
II.2.5. Etudes 1 et 2: Incidence des trottoirs - Discussion 93
II.2.6. Limites des deux études 94
II.2.7. Conclusion des études 1 et 2 95

II.3. Etude de la position d'attente sur le trottoir 95
II.3.1. Introduction 95
II.3.2. Protocole & Méthode 97
II.3.2.1. Population 97
II.3.2.2. Procédure 98
II.3.3. Résultats 99
II.3.4. Discussion 104
II.3.5. Conclusion 105

II.4. Synthèse générale 106

Chapitre III. CONCEPTION DU SIMULATEUR DE RUES POUR PIETONS (SRP) 107

III.1. Présentation générale du concept 108
III.1.1. Les attentes de la FSR 108
III.1.2. Le cahier des charges 109

III.2. Procédure de conception du simulateur 110
III.2.1. La salle d'expérimentation 110
III.2.2. Le simulateur 111
III.2.3. Le système de sécurisation du participant 114
III.2.4. Les séquences vidéo 116
III.2.4.1. Le choix du site à filmer 116
III.2.4.2. Le tournage 117
III.2.4.3. L'acquisition des images 117
III.2.4.4. La restitution des vidéos 118
III.2.5. Le rendu global 120

III.3. Première approche du niveau d'immersion 122
III.3.1. Test du rendu global du simulateur 122
III.3.1.1. Participants 122
III.3.1.2. Questionnaire 122
III.3.1.3. Résultats 123

III.3.1.4. Discussion 124
III.3.2. Test de la perception des distances et des vitesses dans le simulateur 124
III.3.2.1. Participants 124
III.3.2.2. Scenarios 125
III.3.2.3. Procédure 125
III.3.2.4. Résultats 125
III.3.2.5. Discussion 126

III.4. Synthèse sur la conception du simulateur 127

Chapitre IV. MATERIEL ET METHODE DE L'APPROCHE EXPERIMENTALE DANS LE SRP 129

IV.1. Participants 130
IV.1.1. Groupes et sélections 130
IV.1.2. Caractéristiques des participants 131

IV.2. Matériel 132
IV.2.1. Matériel biomécanique 132
IV.2.1.1. Système d'analyse gestuelle 132
IV.2.1.1.1. Présentation 132
IV.2.1.1.2. Modélisation biomécanique 133
IV.2.1.2. Plates-formes de force Kistler 133
IV.2.1.3. Electromyographie 134
IV.2.2. Questionnaires et tests 135
IV.2.2.1. Tests 135
IV.2.2.1.1. Tests physiques 135
IV.2.2.1.2. Test de flexibilité cognitive, d'attention et d'inhibition 137
IV.2.2.1.3. Production de durée 140
IV.2.2.2. Questionnaires 141
IV.2.2.2.1. Habitudes de déplacements 141
IV.2.2.2.2. Qualité de vie (MOS-SF36) 144
IV.2.2.2.3. Risque de chute et peur de chuter 144

IV.3. Procédure 145
IV.3.1. Accueil des participants 145
IV.3.2. La tâche de traversée 146
IV.3.3. Les mesures en dehors du simulateur 148
IV.3.4. Scénarios de traversée de rue dans le simulateur 148
IV.3.5. Ajustements des temps de traversée réalisés 149
IV.3.6. Evaluation de la dangerosité de la traversée de rue dans le simulateur 151

IV.4. Traitements des données biomécaniques 152

IV.4.1. Traitement numériques 152
IV.4.2. Découpage séquentiel et approche comportementale global de traversée 152
IV.4.3. Méthodes de calculs 155
IV.4.3.1. Marges de sécurité 155
IV.4.3.2. Posturographie 156
IV.4.3.3. Prise d'information dans le simulateur 157
IV.4.3.4. Initiation de la marche 159
IV.4.3.5. La marche 160
IV.4.4. Traitements statistiques 164
IV.4.2.1. Tests paramétriques 164
IV.4.2.2. Tests non paramétriques 164

IV.5. Validation des choix méthodologiques 164
IV.5.1. Dangerosité perçue 165
IV.5.2. Ajustements temporels 166
IV.5.3. Conclusion sur les choix méthodologiques 166

Chapitre V. RESULTATS ET DISCUSSION DE L'EXPERIMENTATION DANS LE SRP 168

V.1. Résultats 169
V.1.1. Analyse globale du comportement piéton 169
V.1.1.1 Les marges de sécurité 169
V.1.1.2. Latence d'initiation de traversée 172
V.1.1.3. Durée de la traversée – Vitesse de marche 173
V.1.1.4. Perception du temps et comportement dans le simulateur 176
V.1.1.5. Rappel des principaux résultats de l'approche comportementale globale 177
V.1.2. Avant la traversée 178
V.1.2.1. Positionnement en bord de trottoir 179
V.1.2.1.1. Distance à la bordure 179
V.1.2.1.2. Positionnement des pieds l'un par rapport à l'autre 179
V.1.2.1.3. Oscillations posturales pendant l'attente 181
V.1.2.1.4. Résumé des principaux résultats relatifs au positionnement en bord de trottoir 183
V.1.2.2. La phase d'exploration des voies de circulation 184
V.1.2.2.1. Latence de la réaction exploratoire 184
V.1.2.2.2. Orientation de la tête et des épaules dans le plan médio-latéral 184
V.1.2.2.3. Oscillations posturales liées aux ajustements exploratoires 187
V.1.2.2.4. Résumé des principaux résultats relatifs à la prise d'information 189
V.1.3. L'initiation de la traversée 189
V.1.3.1. Les ajustements posturaux anticipatoires (APA) 190

V.1.3.2. Inclinaison de la tête 191
V.1.3.3. Hauteur de franchissement de la bordure avec le pied droit 192
V.1.3.4. Position du pied lors de l'impact au sol 193
V.1.3.5. Force de réception au sol 195
V.1.3.6. Paramètres spatiotemporels 196
V.1.3.7. Résumé des principaux résultats relatifs à l'initiation de la traversée 197
V.1.4. La traversée engagée 198
V.1.4.1. Paramètres spatio-temporels 199
V.1.4.2. Paramètres cinématiques 202
V.1.4.2.1. Tête 202
V.1.4.2.2. Membres inférieurs 203
V.1.4.3. Force de propulsion 208
V.1.4.4. Résumé des principaux résultats biomécaniques relatifs à la traversée engagée 209

V.2. Discussion générale 211
V.2.1. Effet du vieillissement 211
V.2.2. Effet de la hauteur de trottoir 218
V.2.3. Effet d'une perturbation externe 219
V.2.3.1. Bruit d'approche des véhicules 219
V.2.3.2. Pression temporelle 220
V.2.3.3. Nombre de véhicules 221

Chapitre VI. CONCLUSION ET PERSPECTIVES 222

Références bibliographiques 227

ANNEXES 247

ANNEXE 1 Naveteur et al 2013 Accident Analysis and Prevention, 60, 42-49 248

ANNEXE 2 Questionnaire : Habitudes de déplacements 256

ANNEXE 3 Questionnaire d'inclusion des participants 257

ANNEXE 4 Contraintes inhérentes à la captation audiovisuelle 259

ANNEXE 5 Questionnaire relatif au rendu du simulateur 260

ANNEXE 6 Consentement de participation 261

Résumé : 263

LISTE DES ABREVIATIONS

2D : 2 Dimensions

3D : 3 Dimensions

AcVC : Accident de la Vie Courante

A-P : Antéro-postérieur

APA : Ajustements Posturaux Anticipatoires

AUCRE : Aménagement Urbain et Conformité à la REglementation

AVP : Accident sur la Voie Publique

BS : Base de Support

CGDD : Commissariat Général au Développement Durable

CM : Centre de Masse

CP : Centre de Pression

CPG : Central Pattern Generator

DA : phase de double appui

DMLA : Dégénérescence Maculaire Liée à l'Age

DOF : Degree Of Freedom

HMD : Head Mounted Display

HYPCOPIA : Prise de médicaments HYPnotiques et COmportement du PIéton A risque

IFSTTAR : Institut Français des Sciences et Technologies des Transports, de l'Aménagement et des Réseaux

INSEE : Institut National de la Statistique et des Etudes Economiques

INRETS : Institut National de Recherches et d'Etudes des Transports et de leur Sécurité

MF : Mean Frequency

M-L : Médio-Latérale

MPF : Mean Power Frequency

ns : $p > 0,05$

ONISR : Observatoire National Interministériel de la Sécurité Routière

ONSER : Organisme National de Sécurité Routière

OCDE : Organisation de Coopération et de Développement Economiques

PA : Phase d'Appui

PFF : Plate-Forme de Force

PO : Phase d'Oscillation

RMS : Root Mean Square

RV : Réalité Virtuelle

SICAP : SImulation de traversée de CArrefour par des Piétons

SEVAP : Seniors en Ville A Pied

TCP : Théorie du Comportement Planifié

TML : Troubles LocoMoteurs

LISTE DES FIGURES

Figure I.1. Nombre de déplacements quotidiens par tranche d'âge en 1994 et 2008. 8

Figure I.2. Illustration des facteurs associés aux risques d'accidents piétons, d'après Zeeger et Bushell (2012). 9

Figure I.3. Evolution de la part des piétons tués, parmi les accidents routiers, de 2002 à 2011 en France. 12

Figure I.4. Gravité des blessures selon la vitesse du véhicule. 13

Figure I.5. Évolution des taux comparatifs à 70-79 ans *vs.* 80 ans et plus, pour les principales composantes de la mortalité violente, d'après Meslé (2005). 15

Figure I.6. Méthode de traversée de rue semi-réelle, d'après Young et Lee (1987). 19

Figure I.7. Technologie utilisée dans l'environnement virtuel de Fung *et al.* (2004, 2006). 21

Figure I.8. Exemple d'environnement virtuel présenté. 22

Figure I.9. Dispositif utilisé par Seward *et al.* (2007). 25

Figure I.10. Exemples d'environnements visuels des simulateurs à un écran 26

Figure I.11. Schéma aérien du site de circulation des véhicules dans l'étude de David *et al.* (1986) ... 28

Figure I.12. Photographie d'un enfant participant à l'expérience de Schwebel *et al.* (2008) 30

Figure I.13. Le simulateur Français de l'IFSTTAR, sur la gauche le schéma général et sur la droite un exemple d'une vue proposée aux participants. 31

Figure I.14. Configuration type du simulateur CAVE de l'étude de Neider *et al.* (2011). 32

Figure I.15. Simulateur piéton utilisé par Mitobe *et al.* (2012) proposant un environnement virtuel de traversée de rue dans une intersection en T. 32

Figure I.16. Equipement et environnements visuels du simulateur utilisé par Yang *et al.* (2008) 33

Figure I.17. Photographie de l'environnement virtuel utilisé par Schwebel *et al.* (2008, 2009a, 2009b). 33

Figure I.18. Vue des participants face aux écrans dans l'étude de Pitcairn et Eldmann (2000). 35

Figure I.19. Pourcentage de traversées précédées d'une exploration visuelle bilatérale, selon l'âge et le sexe (Holland & Hill, 2010). 43

Figure I.20. Présentation du modèle de prise de décision de Hoc et Amalberti (1994, 1995). 45

Figure I.21. Modèle de l'horloge interne selon Gibbon *et al.* (1984). 49

Figure I.22. Stratégie de cheville (gauche) et stratégie de hanche (droite) 56

Figure I.23. Trajectoire du CP selon l'axe médio-latéral (M-L) et antéro-postérieur (A-P), d'après Rougier (2008) 57

Figure I.24. Déplacements du CP chez les personnes âgées. Comparaison entre les chuteurs et les non chuteurs, d'après Shumway-Cook *et al.* (1997). 59

Figure I.25. Amplitude (en degrés) de flexion, d'extension, de rotation et d'inclinaison latérale, d'après Trott *et al.* (1996). 60

Figure I.26. Moyennes et écarts-types des amplitudes du tronc, selon l'étude de Doriot & Wang (2006). 60

Figure I.27. Schématisation des étapes de l'initiation de la marche, selon les travaux de Brenière et Do (1986), Nissan et Whittle (1990) et Jian *et al.* (1993). 62

Figure I.28. Trajectoire du centre de pression et du centre de gravité d'après Kemoun *et al.* (2001) ... 63

Figure I.29. Déplacement du centre de pression sous trois conditions différentes de vitesse d'exécution du premier pas. S, vitesse lente, N, normale et F rapide. (Brenière *et al.*, 1987). 63

Figure I.30. Schéma des bordures T, fourni par le site *http://beton-amenagement-urbain-mur-beton-pret-emploi.gallaud-beton.fr/* 65

Figure I.31. Schéma d'une descente de marche selon le découpage de Lark *et al.* (2003)..... 66

Figure I.32. Probabilité de réception sur le talon en fonction de trois hauteurs (5, 10 et 15 cm) et vitesses de marche (3, 4 et 5 km/h) chez les jeunes et les personnes âgées (graphique de gauche et de droite, respectivement), d'après Van Dieen et Pijnappels (2009). 67

Figure I.33. Représentation du cycle de marche selon Viel (2000)..... 69

Figure I.34. Cinématique de la cheville, du genou et de la hanche, en pourcentage du cycle de marche, dans le plan sagittal, chez 3 groupes. (Neckel *et al.*, 2008)..... 71

Figure I.35. Exemple de points caractéristiques au niveau de la cinématique de hanche, du genou, et de la cheville dans le plan sagittal, selon Benedetti *et al.* (1998)..... 72

Figure I.36. Amplitudes articulaires de la hanche, du genou et de la cheville dans une population jeune et âgée (Kerrigan *et al.*,1998). 72

Figure I.37. Pattern de la force de réaction verticale, selon Larish *et al.* (1988)..... 73

Figure I.38. Force de réaction verticale lors d'un cycle de marche normale, d'après Bouffard *et al.* (2011). 74

Figure I.39. Moments de la cheville, du genou et de la hanche dans le plan sagittal lors d'un cycle de marche chez 3 groupes (noir : contrôle, vert : sain, rouge : facultés affaiblies. L'ombragé correspond à l'écart-type ; Neckel *et al.*, 2008)..... 74

Figure I.40. Puissances lors de la marche au niveau de la cheville (A), du genou (B) et de la hanche (C) dans le plan sagittal (Watelain *et al.*, 2001). 74

Figure II.1. Photographie du dispositif expérimental, sans trottoir (à gauche), avec trottoir (à droite). 82

Figure II.2. Schéma du dispositif expérimental, avec un participant (en haut, condition sans trottoir ; en bas, condition avec trottoir (d'après Naveteur *et al.*, 2013). 82

Figure II.3. Photographie du chronomètre Globus muni d'une cellule réfléchissante (à gauche), du boîtier d'émission du faisceau (au centre) et du boîtier de calcul et de commande (à droite).. 83

Figure II.4. Temps de traversée effective (moyennes et écarts-types) sur le chemin de marche de 8 m, avec trottoir (curb) et sans trottoir (no curb) pour les trois groupes d'âge (d'après Naveteur *et al.*, 2013)..... 87

Figure II.5. Performance à la tâche A de production de durée (moyennes et écarts-types), en fonction de la durée demandée et du groupe d'âge (YY : jeunes; YO: âgées ; OO: très âgées). * $p < 0,01$. (d'après Naveteur *et al.*, 2013)..... 88

Figure II.6. Le score moyen de précision à la tâche A de traversée de rue en fonction du score moyen de précision dans la tâche B de production durée, pour les participantes jeunes (YY), âgées (YO) et très âgées (OO) (d'après Naveteur *et al.*, 2013)..... 89

Figure II.7. Temps de traversée réelle et imaginaire pour le groupe des personnes âgées avec trouble de la marche et le groupe contrôle des personnes âgées sans trouble (d'après Naveteur *et al.*, 2013)..... 92

Figure II.8. Normalisation des pieds au sol selon McIlroy et Maki (1997)..... 96

Figure II.9. Exemple de position d'attente sur le trottoir. 98

Figure II.10. Représentation, vue de dessus de la position des pieds par rapport à la bordure de trottoir des 12 participants. 100

Figure II.11. Position des pieds sur le trottoir lors de la phase d'attente, en vue de dessus, pour les 3 profils observés. 101

Figure II.12. Représentation, vue de dessus, de la plate-forme de force au sein du simulateur par rapport à la position des pieds observés. 103

Figure III.1. Proposition retenue pour la conception du simulateur, vue de dessus 108

Figure III.2. Proposition retenue pour la conception du simulateur, vue de profil 109

Figure III.3. Conformation spatiale de la salle d'expérimentation. 110

Figure III.4. Présentation du dressing (haut gauche), de l'espace informatique de contrôle (haut droite) ainsi que de la zone réservée à la préparation des participants et à la passation des tests hors simulateurs (bas gauche et droite). 111

Figure III.5. Le rétroprojecteur en vue de dessus (à gauche), de face (au milieu) avec connectique à l'arrière (à droite) 111

Figure III.6. Schéma de l'ossature supportant les écrans de projection du SRP. 112

Figure III.7. Table de projection K solo 9000 utilisée pour poser les vidéoprojecteurs. 113

Figure III.8: Le trottoir amovible formé de différents 'caissons', ainsi que les 2 PFF respectivement dans le trottoir et dans la chaussée recouverte de linoléum. 113

Figure III.9. Le système de sécurisation du participant. *A gauche : harnais attaché au système de suspension. A droite en haut : rail et sangle. A droite en bas : crochet de fixation du harnais à la sangle.* 115

Figure III.10. Vue de profil, de dos et de face du harnais de sécurité. 115

Figure III.11. Schéma général du simulateur, vue de profil. 116

Figure III.12. Rue choisie pour le tournage des séquences vidéo, rue Vaillant Couturier à Maing. ... 117

Figure III.13. Le système de prise de vue. 118

Figure III.14. Vue arrière des écrans montrant les caches permettant d'éviter qu'une image ne se superpose à l'image voisine. 119

Figure III.15. Le système audio pour la restitution sonore. 120

Figure III.16. Schéma final du simulateur en vue de dessus. 120

Figure III.17. Rendu visuel du simulateur, vue de gauche (haut), de face (milieu) et de droite (bas). 121

Figure III.18. Répartition en trois classes (insuffisant/correctes/réaliste) des appréciations du rendu dans l'ensemble de la population étudiée. 123

Figure III.19. Corrélation entre la distance réelle et la distance perçue. 126

Figure IV.1. Illustration de la modélisation biomécanique de la descente de trottoir. 132

Figure IV.2. Positionnement des marqueurs selon le PlugInGait Full Body Sacrum de Vicon Nexus. 133

Figure IV.3. Plate-forme de force Kistler type 9286AA et son insertion dans le plancher. 134

Figure IV.4. Système d'enregistrement EMG (gauche), électrodes EMG de surface (milieu) et exemple de positionnement sur la jambe d'un participant. 134

Figure IV.5. Stimuli Go et No/Go présentés à l'écran lors du test. 138

Figure IV.6. Performances à la tâche de production de durée (durées moyennes produites et écart-types) réalisées par le groupe jeune et le groupe senior. 141

Figure IV.7. Un sujet jeune en position d'attente avec mise en évidence de la cible rouge dont la disparition indique le début de la phase d'exploration visuelle. 147

Figure IV.8. Les six conditions utilisées dans l'étude. 149

Figure IV.9. Découpage en phases de la traversée de rue en simulateur pour l'approche biomécanique. 154

Figure IV.10. Risque encouru par le piéton en fonction de sa position sur la chaussée au moment de l'arrivée du véhicule à son niveau. 155

Figure IV.11. Visualisation utilisée pour l'approche posturographique (développée sous Matlab) et exemple d'oscillation du centre de pression durant la phase d'attente d'un essai typique (chez un participant jeune dans la condition V2L) 156

Figure IV.12. Visualisation utilisée pour l'approche posturographique (développée sous Matlab) et exemple d'oscillation du centre de pression durant la phase d'exploration d'un essai typique (chez un participant jeune dans la condition V2L). 157

Figure IV.13. Illustration de la vision monoculaire, binoculaire et fovéale. 158

Figure IV.14. Vision binoculaire et orientation de la tête dans le simulateur. 158

Figure IV.15. Vision binoculaire lors de la rotation du participant pour contrôle du trafic. 159

Figure IV.16. Visualisation utilisée pour l'approche initiation de la marche (développée sous Matlab) et exemple d'un essai chez un participant jeune dans la condition V2L. 160

Figure IV.17. Points caractéristiques de la cinématique de la hanche (H). 161

Figure IV.18. Points caractéristiques de la cinématique du genou (G). 162

Figure IV.19. Points caractéristiques de la cinématique de la cheville (Ch). 163

Figure IV.20. Score de dangerosité perçue chez les jeunes et les âgés dans chaque condition de traversée 165

Figure IV.21. Gradation de la mise en danger subjective. 166

Figure V.1.: Marges de sécurité chez les jeunes et les âgés pour chaque condition de traversée avec trafic. *(V1L : 1 voiture - gap long ; V2L : 2 voitures - gap long ; V1C : 1 voiture - gap court ; V2C : 2 voitures - gap court*) 170

Figure V.2.: Répartition des différentes traversées selon leur issue dans les deux groupes d'âge. 171

Figure V.3.: Temps d'initiation de la marche chez les jeunes et les âgés pour chaque condition de traversée. *(V0 : sans trafic ; V1L : 1 voiture - gap long ; V2L : 2 voitures - gap long ; V1C : 1 voiture - gap court ; V2C : 2 voitures - gap court*). 172

Figure V.4.: Vitesse de marche chez les jeunes et les âgés pour chaque condition de traversée. *(V0 : sans trafic ; V1L : 1 voiture - gap long ; V2L : 2 voitures - gap long ; V1C : 1 voiture - gap court ; V2C : 2 voitures - gap court*) 174

Figure V.5.: Vitesse de traversée dans le simulateur en fonction de la vitesse de marche durant le TM6 chez les jeunes (A) et chez les âgés (B). 175

Figure V.6.: Score moyen de mise en danger subjective en fonction du temps produit lors de la tâche de production du temps de 5 s. 177

Figure V.7.: Ecartement entre les orteils (gauche) et les talons (droite) en fonction de l'âge (* $p < 0,01$). 180

Figure V.8.: Amplitude des oscillations du CP (RANGE CP) et de l'écart-type des oscillations du CP (STD CP) dans l'axe Antéro-postérieur (A-P) et Médio-latéral (M-L) dans les groupes Jeunes et Agés. * : $p < 0,05$. 182

Figure V.9.: Répartition des traversées en fonction de l'orientation des ajustements exploratoires latéraux précédant la traversée. 185

Figure V.10.: Répartition de l'orientation des ajustements exploratoires latéraux précédant la traversée en fonction de la pression temporelle. 186

Figure V.11.: RANGE CP dans les plans antéro-postérieur (A-P) et médio-latéral (M-L) chez les participants jeunes et âgés. * $p < 0,01$. 187

Figure V.12.: Vitesse moyenne du CP (Vmoy CP) dans les plans antéro-postérieur (A-P) et médio-latéral (M-L) chez les participants jeunes et âgés. * $p < 0,05$. 188

Figure V.13.: Vitesse maximale du CP (Vmax CP) dans les plans antéro-postérieur (A-P) et médio-latéral (M-L) chez les participants jeunes et âgés. * $p < 0,001$. 188

Figure V.14.: Recul du CP dans l'axe antéro-postérieur (A-P) chez les participants jeunes et âgés. * $p <0,05$)..... 190

Figure V.15.: Hauteur de franchissement de la bordure chez les groupes jeune et senior en condition de traversée à Plat ou avec Trottoir. * $p < 0,001$. 193

Figure V.16.: Type d'attaque du pied au sol lors du premier pas chez les jeunes et les âgés en fonction de la hauteur de bordure (Plat ou Trottoir). 194

Figure V.17.: Distance entre le marqueur du talon et le sol au moment du premier contact avec la chaussée lors de la descente d'un trottoir de 14 cm, quel que soit l'âge des participants. 194

Figure V.18.: Force de réception en fonction de la hauteur du trottoir (plat *vs* 14 cm) chez les participants jeunes et seniors. * $p < 0,001$. 195

Figure V.19.: Effet de la pression temporelle (sans trafic, gap long, gap court) sur la force de réception au sol (N/kg) dans l'ensemble de la population étudiée (* $p < 0,01$). 196

Figure V.20.: Cinématique de la cheville au décollement des orteils du pied gauche (Ch. 2) chez les participants jeunes et âgés. 207

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I.1. : Part relative par tranche d'âge de la population générale et de l'accidentologie propre à cette tranche. 12

Tableau I.2. : Types de rue proposés dans les environnements virtuels à un écran. 26

Tableau I.3. : Exemple de valeurs moyennes acquises chez le sujet sain pour quelques paramètres de posturographie, d'après les travaux de Prieto *et al.* (1996). 58

Tableau I.4. : Exemple de résultats obtenus dans l'étude de Kerrigan *et al.* (1998). 70

Tableau I.5. : Moyennes (M) et écart-types (SD) pour la force de réaction verticale (normalisée par rapport au poids du sujet) en fonction de la vitesse de marche (m/s) et de l'âge, d'après Larish *et al.* (1988). 73

Tableau II.1. : Caractéristiques des différents groupes. 86

Tableau II.2. : Caractéristiques des différents groupes. 91

Tableau II.3. : Présentation des moyennes (écarts-types) des paramètres de la position des pieds. 99

Tableau II.4. : Moyennes (écarts-types) des paramètres de position des pieds selon le profil observé. 102

Tableau III.1. : Appréciation du rendu du simulateur (noté de 0 à 10 ; moyennes et écart-types), pour les groupes Jeunes et Seniors 123

Tableau III.2. : Présentation des moyennes (écart-types) des distances perçues dans le simulateur ... 126

Tableau IV.1. : Caractéristiques anthropométriques des participants sous la forme moyennes (écarts-types) et différences statistiques entre les deux groupes d'âge. 131

Tableau IV.2. : Performances (moyennes et écarts-types) aux tests physiques et différences statistiques entre les deux groupes d'âge. 136

Tableau IV.3. : Performance (moyennes et écart-types) aux tests mesurant la flexibilité cognitive, l'attention et l'inhibition. 139

Tableau IV.4. : Moyennes (écarts-types) de la fréquence des déplacements. 142

Tableau IV.5. : Moyennes (écarts-types) des principaux items des habitudes de déplacements. 143

Tableau IV.6. : Moyennes (écarts-types) des trois sous-échelles EPCUR. 144

Tableau IV.7. : Intervalles de temps disponibles pour traverser selon le niveau de difficulté et l'âge. 150

Tableau V.1. : Coefficient de corrélation (le ρ de Spearman) entre le score de mise en danger subjective moyen relatif à la condition de traversée et les performances dans la tâche de production de durée des participants âgés (* p <0,05). 177

Tableau V.2. : Moyennes (écart-types) des paramètres de positionnement des pieds l'un par rapport à l'autre chez les participants jeunes et âgés en fonction des hauteurs de bordure (Plat : P ; Trottoir : T). *ns* : p > 0,05. 180

Tableau V.3. : Effet de l'âge sur les oscillations posturales (Moyenne ± écart-type) 181

Tableau V.4 : Moyennes (écart-types) des paramètres reflétant les déplacements du CP chez les participants jeunes et âgés, en fonction de la hauteur de bordure (Plat : P ; Trottoir : T). * p < 0,05 ; *ns* : non significatif, p > 0,05. 183

Tableau V.5 : Moyennes (écart-types) du recul du CP en mm dans le plan A-P en fonction de la condition de passation chez les participants jeunes et âgés ainsi que la différence statistique obtenue. 190

Tableau V.6 : Présentation de l'inclinaison de la tête chez l'ensemble des participants et la différence statistique associée (*ns*. p > 0,05). 192

Tableau V.7: Paramètres spatiotemporels au pas 1 en fonction de la pression temporelle dans l'ensemble de la population expérimentale. 197

Tableau V.8: Présentation des moyennes (écart-types) des caractéristiques spatiotemporelles du cycle droit de la marche chez les participants jeunes et les âgés. (*ns* : $p > 0,05$)..... 199

Tableau V.9 : Moyennes (écart-types) des caractéristiques spatiotemporelles du cycle droit de la marche en fonction de la surface de départ chez l'ensemble des participants. (*ns* : $p > 0,05$) 200

Tableau V.10 : Moyennes (écart-types) des caractéristiques spatiotemporelles du cycle droit de la marche en fonction de la pression temporelle chez l'ensemble des participants. * $p< 0,05$; ** $p < 0,01$;*** $p < 0,001$; *ns*: non significatif. Les effets de l'âge sont présentés dans le Tableau précédent (Tableau V.9.). 201

Tableau V.11. : Moyennes (écart-types) de la flexion/extension de la tête lors du cycle droit de marche chez les participants jeunes et âgé et la différence statistique associée (ns : $p > 0,05$). 202

Tableau V.12: Moyennes (écart-types) de l'inclinaison de la tête lors des trois premiers pas dans l'ensemble des participants en fonction de la pression temporelle et différence statistique associée..... 203

Tableau V.13: Moyennes (écart-types) des points caractéristiques au niveau des trois articulations du membre inférieur (hanche, genou, cheville) chez les participants jeunes et âgés. *ns* : $p > 0,05$ 204

Tableau V.14: Moyennes (écart-types) des points caractéristiques au niveau des trois articulations du membre inférieur (hanche, genou, cheville) chez les participants jeunes et âgés en fonction de la surface de départ (P : Plat ; T : Trottoir)..... 206

Tableau V.15: Moyennes (écart-types) des points caractéristiques au niveau de la hanche (H), du genou (G) et de la cheville (Ch) chez les participants jeunes et âgés en fonction de la pression temporelle (L: Long, C: Court).* : $p < 0,05$; *ns*: $p > 0,05$. 208

Tableau V.16: Moyenne (Ecarts-types) de la force de propulsion chez les participants jeunes et âgés en fonction de la hauteur du trottoir (Aucun effet significatif observé). 209

REMERCIEMENTS

En tout premier lieu, je tiens à remercier Messieurs les Professeurs d'Université Nicolas Benguigui et Gilles Kemoun d'avoir accepté d'être rapporteurs sur ce travail de thèse et Michel-Ange Amorim d'en être examinateur.

J'exprime également ma gratitude à la Fondation Sécurité Routière pour avoir participé au financement de ma thèse ; je tiens à citer ici tout particulièrement M. Yves Page pour avoir accepté de prendre part à mon jury et Mme Marie-Antoinette Dekkers pour avoir été l'interlocutrice privilégiée du LAMIH dans le cadre de ce contrat. Le travail de recherche présenté dans ce mémoire a également bénéficié d'un financement du Campus International pour la Sécurité et l'Intermodalité des Transports (CISIT).

Je tiens ensuite à remercier mes co-directeurs de thèse : M. Eric Watelain, Maître de Conférences HDR, pour m'avoir offert l'opportunité de travailler sur ce projet, pour ses conseils et sa contribution, ainsi que Mme Janick Naveteur, Maître de Conférences HDR, pour son aide précieuse et sa disponibilité. Mes remerciements vont également à M. Cyril Garnier, Maître de Conférences HDR, pour nos discussions qui ont enrichi mon travail.

Je présente également mes remerciements à Monsieur le Professeur d'Université Thierry-Marie Guerra pour m'avoir accueillie au sein du LAMIH.

Je ne peux oublier d'associer à mes remerciements toutes les personnes qui m'ont apporté leur aide à différents niveaux du processus expérimental, en particulier : Mme Alice René du CNRS qui m'a aidée dans le montage du dossier adressé au Comité de Protection des Personnes, M. Gaëtan Parment du CRAVN - UVHC, pour avoir mis son expertise et son investissement dans la captation audio-visuelle et dans le travail de postproduction, M. José Danel de l'UVHC, pour son travail de menuiserie, MM. Martin Houzet et Sébastien Taylor de la société AVN pour leur contribution à la réalisation du simulateur.

Merci également à tous les volontaires ayant participé à l'étude. Sans vous ce travail de recherche n'aurait pu aboutir.

Je fais une place toute particulière dans ces remerciements à M. Patrick Hédoux ; ce travail de thèse n'aurait pas abouti sans son aide précieuse et son soutien technique dans la programmation du protocole et l'extraction de certaines variables. Je ne saurais oublier Mme Aurore Bourrelly ; je lui suis reconnaissante pour son investissement et pour avoir répondu à toutes mes sollicitations. Merci également à Mme Bako Rajaonah pour ses conseils rédactionnels et son soutien bien souvent chocolaté.

En ayant peur d'oublier certains, je tiens à remercier tous mes collègues qui ont contribué à faire de ces années au LAMIH une expérience intéressante et chaleureuse. Un grand merci également à Yoann Dessery pour ses précieux conseils en biomécanique et Matlab.

Mes derniers mots s'adressent aux personnes qui me sont chères. A mes parents et ma famille pour leur soutien et leur patience. A Eléonore, Cécile, Christophe, Florence, Nadège, Eric et Angélina pour votre bonne humeur communicative et bien plus encore.

PREAMBULE

Ce travail de thèse s'inscrit dans le cadre du programme PISTE : PIétonS et comportement de TraverséE de rues. Ce programme national financé par la Fondation Sécurité Routière a débuté le 20 janvier 2010, pour une durée de 4 ans. Son objectif est de contribuer à réduire le nombre de piétons victimes d'accidents lors de la traversée de rue, en portant une attention particulière aux piétons âgés. Il se compose de cinq projets complémentaires ayant un objectif commun ainsi que des objectifs spécifiques. S'y ajoutent trois projets transversaux assurant l'homogénéité générale du programme et permettant également de consolider les projets principaux tout en en renforçant les liens.

Les cinq projets principaux sont :

- *SImulation de traversée de CArrefour par des Piétons* (SICAP), piloté par l'IFSTTAR (Institut Français des Sciences et Technologies des Transports, de l'Aménagement et des Réseaux) au sein du LEPSIS (Laboratoire Exploitation, Perception, Simulateurs et Simulation) ;
- *Aménagement Urbain et Conformité à la REglementation* (AUCRE), piloté par l'Université Paris 8 au sein de l'unité de recherche CHArt (Cognition Humaine et Artificielle) ;
- *SEcurité du Piéton Agé* (SEPIA), piloté par l'IFSTTAR au sein du LEPSIS ;
- *Seniors en Ville A Pied* (SEVAP), piloté par l'Université de Valenciennes (UVHC) au sein du LAMIH (Laboratoire d'Automatique de Mécanique et d'Informatique industrielles et Humaines) et faisant l'objet de ce mémoire ;
- *Prise de médicaments HYPnotiques et COmportement du PIéton A risque*, (HYPCOPIA), piloté par l'Université de Caen au sein de l'équipe MCT (Mobilités Cognition et Temporalité).

Les trois projets transversaux (PT) sont :

- « *Observation des sites* », PT1 (coordonné par IFSTTAR-MSIS) ;
- « *Questionnaire et tests* », PT2 (coordonné par IFSTTAR-LPC) ;
- « *Scénarios et simulateurs* », PT3 (coordonné par IFSTTAR-MSIS).

De façon globale, PISTE se propose d'étudier les déterminants psychologiques, physiologiques et biomécaniques du comportement du piéton et de développer des outils adaptés et innovants, dont des simulations informatiques de traversée individuelle multi-agents (SICAP, AUCRE) et des simulateurs d'environnements de traversée de rue (SEPIA, SEVAP, HYPCOPIA).

Cette thèse s'inscrit plus précisément dans le cadre du projet SEVAP porté par l'UVHC et des trois projets transversaux. SEVAP est piloté au niveau de l'UVHC au sein du LAMIH axe DEMoH (Décision Emotion et Motricité Humaine). Comme pour la plupart des études conduites par un laboratoire pluridisciplinaire tel que le LAMIH, la mise en œuvre du projet SEVAP nécessitait des connaissances dans plusieurs disciplines (Biomécanique, Psychologie, Informatique). Issue d'un parcours universitaire STAPS (Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives) et plus particulièrement de la filière APAS (Activité Physique Adaptée et Santé), il m'a fallu acquérir des connaissances dans des domaines qui n'étaient pas ceux de ma formation initiale. En ce qui concerne la Psychologie, mes lectures se sont orientées prioritairement vers la perception du temps, la perception du danger, et la prise de décision. Au total, l'investissement bibliographique nécessaire dépasse donc amplement la littérature scientifique centrée sur le comportement du piéton. Pour la conception du simulateur, il m'a également fallu développer des compétences et des savoir-faire en informatique et en audiovisuel. En effet, coordonner cette réalisation nécessitait de partager un minimum de compétences avec les différents prestataires afin de pouvoir formuler des demandes explicites, comprendre les problèmes et rechercher des solutions. En outre, la finalisation d'un tel dispositif est un processus lent qui se heurte à des difficultés intrinsèques mais aussi à des contraintes administratives, notamment relatives aux commandes de matériels. Il en a résulté un retard dans l'échéancier durant lequel des actions de recherche autres que celles relevant de l'objectif principal de SEVAP ont été initiées ou conduites. Ainsi, deux expérimentations portant sur la perception des temps de traversée ont été réalisées et ont donné lieu à un article publié (Naveteur *et al*., 2013) ; cette étude est intégrée dans ce mémoire.

Le Simulateur de Rue pour Piéton (SRP) a permis de réaliser une première analyse du mouvement de traversée de rue selon une approche biomécanique (tridimensionnelle) et comportementale. Cette approche s'intéresse plus particulièrement à la traversée de rue par le piéton âgé et peut être décomposée en 4 phases, plus ou moins disjointes chronologiquement :

- l'attente ;
- la prise d'information et de décision ;
- l'initiation de la traversée pouvant comprendre une descente de trottoir ;
- la traversée à une vitesse de marche stabilisée ;
- la décélération et l'engagement sur le trottoir opposé, pouvant comprendre une montée en cas de trottoir surélevé. Cette dernière phase n'entre pas dans notre champ d'étude.

INTRODUCTION GENERALE

Dans un contexte de développement durable, la place du piéton dans l'environnement urbain s'accroît progressivement grâce, entre autre, à la mise en place du Plan de Déplacement Urbain (PDU) par les autorités politiques. Ce renouveau de la marche en milieu urbain est lié aux intérêts portés sur les modes de transport dits "doux" (Thomas, 2010), c'est-à-dire les modes de transports non polluants tels que la marche, le vélo et le tramway. Cette tendance à la réhabilitation du piéton dans l'espace urbain met fin à la vision de la mobilité centrée sur l'automobile (Ghorra-Gobin, 2010). La création par décret le 30 juillet 2008 de la "zone de rencontre" donnant priorité aux piétons est un exemple de cette volonté de placer cet usager au cœur des déplacements urbains. Si "doux" soient-ils, les déplacements piétonniers ne sont pas sans risque. Entre 2000 et 2011, la mortalité sur les routes françaises a certes baissé (-51,5%) mais si la mortalité des automobilistes a décru de 61,5%, celle des piétons n'a diminué que de 38,8%. Proportionnellement, la part des piétons tués a donc augmenté et ce, régulièrement, passant de 10,4% en 2000, à 11,6% en 2009 et à 13,1% en 2011, soit respectivement 848, 496 et 519 tués (ONISR, 2009, 2012, 2013).

Le cas des seniors retient une attention particulière car ils font partie des usagers de la route les plus vulnérables, au même titre que les enfants. Les personnes âgées de plus de 75 ans représentent 37% des piétons tués (ONISR, 2012) alors qu'elles ne composent que 9% de la population française (INSEE, 2013), ce qui conduit, sur ce seul critère, à un facteur de risque de décès multiplié par 4. De plus, même lorsque les accidents dont sont victimes les personnes âgées ne sont pas fatals, ils sont souvent graves, notamment en raison d'une résistance moindre aux agressions extérieures (Demetriades *et al.*, 2004 ; Roudsari *et al.*, 2004). Dans le contexte d'une population française vieillissante, les projections démographiques de l'INSEE montrent que la part des seniors ne va cesser de croître, de telle manière qu'un habitant sur trois sera âgé de plus de 60 ans en 2060 (Blanpain & Chardon, 2010). La part des seniors accidentés et blessés pourrait alors augmenter également et impliquer un accroissement des coûts de santé et la nécessité de multiplier des structures de soins pour personnes âgées dépendantes.

Ces perspectives inquiétantes en termes de santé publique motivent des démarches de sécurité active (ou primaire), désignant toute mesure ou dispositif qui tendent à éviter les accidents. En ce qui concerne la sécurité des piétons, les démarches peuvent cibler les automobilistes (ex. réduction de vitesse en agglomération), les aménagements (ex. les îlots centraux) ou les piétons eux-mêmes. Les réglementations relatives au comportement du piéton sont réduites par rapport à celles régissant le comportement du conducteur (Cambon de Lavalette *et al*, 2009). Une meilleure compréhension de leur comportement pourrait également contribuer au développement de la sécurité active dans les trois niveaux. Ce type de démarche a été depuis longtemps appliqué au comportement du conducteur ; comparativement, les connaissances relatives au piéton, en particulier au piéton âgé, sont encore restreintes. Pour optimiser son efficacité, une telle stratégie se doit d'être globale, à savoir inclure le

recueil de données sous-tendant les processus de décision et de prise de risque mais aussi la biomécanique de la traversée.

Les risques encourus par les seniors sont toutefois trop importants pour envisager une étude expérimentale *in situ* autorisant des traversées de rue au sein d'un trafic routier réel. Puisque l'intérêt de recherche se porte sur l'action de traverser, des simulateurs peuvent offrir des situations se rapprochant de situations réelles potentiellement accidentogènes à l'image, sans mettre en danger l'intégrité de la personne. Des connaissances scientifiques sur le comportement du piéton âgé ont déjà été apportées par des études en simulateur (*ex.*, Oxley *et al.*, 2005 ; Lobjois & Cavallo, 2007, 2009 ; Dommes *et al.*, 2012), mais les résultats concernent davantage le champ de la Psychologie et ne permettent pas d'approfondir les connaissances sur l'analyse du mouvement de traversée. Or, une approche biomécanique et comportementale offrirait des connaissances complémentaires quant à l'impact du vieillissement sur les paramètres concernés lors de la traversée de rue mais aussi lors de la descente de trottoir.

En outre, il convient d'insister sur le fait que les personnes âgées sont fréquemment victimes de chutes. De façon générale, un tiers d'entre elles tombe chaque année (Tinetti, 2003) et ces chutes entraînent fréquemment une hospitalisation (Alexander *et al.*, 1992 ; Heinrich *et al.*, 2010). A l'extérieur du domicile, les chutes se produisent le plus souvent sur les trottoirs ou à proximité d'une marche (Akyol, 2007). La majoration du risque lors de la descente de trottoir peut, entre autre, s'expliquer par une perte d'équilibre non contrôlable chez la personne âgée en cas de trébuchement (Overstall *et al.*, 1977). Cependant, d'une part, les accidents de piétons liés à des chutes sont peu documentés, et d'autre part, à notre connaissance, l'incidence des risques de chute (plaçant la personne dans la catégorie des chuteurs) sur le comportement de traversée de rue n'a pas été étudiée.

Dans ce contexte théorique, les objectifs de ce travail de thèse sont :

- la conception d'un outil de simulation de traversée de rue, à savoir la plate-forme SRP (Simulateur de Rue pour Piéton) et
- la réalisation d'une première série d'expérimentations chez le piéton âgé visant à étudier, d'un point de vue biomécanique et comportemental, l'initiation de la traversée de rue en milieu urbain.

Ce manuscrit est découpé en six chapitres.

Le **premier chapitre** expose l'état des connaissances sur le piéton ainsi que l'approche biomécanique et comportementale pour mieux appréhender la traversée de rue. L'objectif de ce chapitre est notamment de définir des bases solides pour étayer les choix nécessaires à la conception du simulateur et à son utilisation pour l'étude d'une population de personnes âgées.

Concernant le piéton, le point I.1.1 se focalise sur une description du piéton dans son environnement alors que le point I.1.2 renseigne sur l'accidentologie française et internationale, en mettant en avant les populations vulnérables. Le point I.1.3 présente les différentes méthodes utilisées dans le cadre de l'étude du comportement piétonnier afin de déterminer, dans le point I.1.4, les difficultés rencontrées plus spécifiquement par le piéton âgé lors de la traversée de rue.

Concernant l'analyse biomécanique et comportementale, la première partie présente l'approche biomécanique et les processus mis en jeu selon un découpage chronologique (posture lors de l'attente, prise d'information, initiation du pas ou descente de marche et marche lancée) et la seconde partie nous renseigne sur la prise de décision en lien avec la perception des vitesses, des distances, du temps et du danger.

Le **deuxième chapitre** présente trois pré-expérimentations dont l'importance pour ce projet est mise en avant par l'état de l'art ; elles ont permis d'affiner nos choix dans la conception et/ou l'utilisation du simulateur. L'étude 1 est consacrée à la perception du temps chez la personne âgée en bonne santé et contribue à expliquer les enjeux d'une meilleure compréhension des mécanismes de la perception du temps chez le piéton âgé. L'étude 2 fait suite à l'étude 1 ; elle est consacrée à la perception du ralentissement de la marche et à la perception du temps chez les seniors présentant des troubles locomoteurs. Enfin, l'étude 3 contribue à identifier, par le biais de l'observation sur le terrain, les conditions d'attentes en termes de position des pieds chez les piétons de plus de 60 ans.

Le **troisième chapitre** aborde, dans un premier temps, la conception et la description du simulateur en s'appuyant sur l'analyse de la littérature relative au comportement piétonnier (Chapitre 1) et sur les résultats des pré-expérimentations réalisées en parallèle de la conception du simulateur (Chapitre 2). Une seconde partie présente les pré-expérimentations réalisées dans le simulateur pour en apprécier les caractéristiques ainsi que le rendu visuel (qualité de l'immersion).

Le **quatrième chapitre** explicite la méthodologie générale de la première campagne d'expérimentations sur le simulateur. Ce chapitre présente le protocole de l'étude principale ainsi que les premiers résultats statistiques issus des questionnaires et tests permettant de caractériser les participants.

Le **cinquième chapitre** est consacré à la présentation des résultats de l'étude principale. Outre l'effet de l'âge, il aborde notamment les influences de la contrainte temporelle et de la hauteur de trottoir sur les différents paramètres enregistrés. Des résumés succincts sont insérés à l'issue de chaque sous-partie de façon à faciliter la compréhension des résultats par des lecteurs appartenant à des champs disciplinaires différents de celui qui relève spécifiquement de cette section.

Enfin, le **sixième chapitre** offre une synthèse générale de l'ensemble du travail réalisé dans le cadre de ce projet afin de conclure et d'en dégager des perspectives.

CHAPITRE I. REVUE DE LITTERATURE

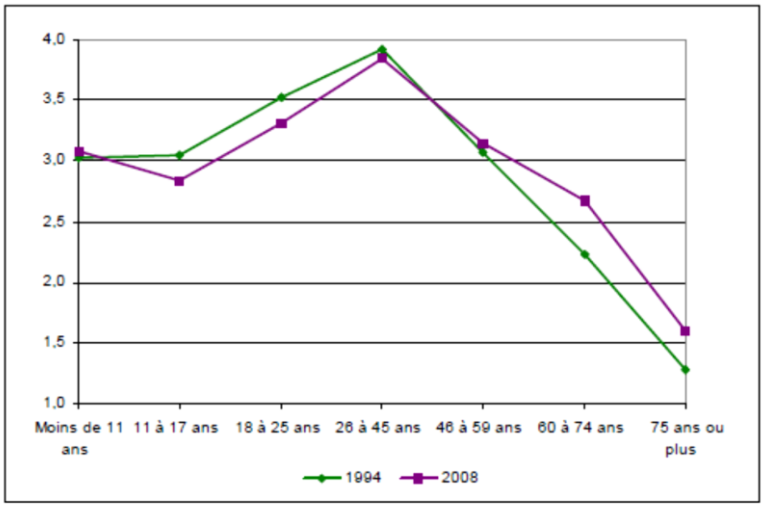
Deux domaines sont abordés dans cette revue de littérature. Le premier se focalise sur une description du piéton et du comportement de traversée afin de mieux cibler les priorités pour une meilleure compréhension des mécanismes mis en jeu dans la population âgée. Le second domaine s'intéresse aux potentialités de l'approche biomécanique et comportementale de la traversée de rue.

I.1. LE PIETON

I.1.1. Définition et description

Un **piéton** est une personne circulant à pied. Son mode de déplacement est la marche. Il s'agit d'un mode de transport dit "doux" car il est d'un faible coût économique et ne génère pas d'émissions polluantes (Thomas, 2010). La marche s'insère dans la notion d'écomobilité ou mobilité durable (Julien & Carré, 2002) car elle n'utilise pas d'énergie fossile mais la force du corps, apportant en prime des bienfaits pour la santé (Morris & Hardman, 1997 ; Thomas, 2010). En outre, elle se pratique indépendamment des revenus et constitue pour de nombreux piétons une source d'autonomie et de plaisir (OCDE, 2011).

Les années 2000 ont été marquées par un engouement pour la marche à pied. Ainsi, représentant 22% des déplacements, elle se révèle davantage pratiquée dans les grandes agglomérations en 2008 que 14 ans auparavant (Revue du CGDD, 2010). Cette augmentation est certainement en lien avec les nouvelles politiques de développement durable qui s'initient dans cette décennie. Le cas de la ville de Nice, par exemple, montre que les déplacements à pied sont légèrement plus nombreux que ceux effectués en voiture (49,3% et 47,7% respectivement), avec une part d'utilisation de la marche de 66,3% chez les personnes de plus de 75 ans (SUD INSEE, 2002). La majeure partie de la population piétonne est composée de mineurs et de personnes âgées (Benlahrech *et al.*, 2001). Cependant, cette population subit l'influence de mutations telles que la disparition progressive des générations de retraité sans permis (Julien & Carré, 2002). La population âgée est le plus souvent urbaine (Héam & Dejeammes, 2000) afin de jouir plus facilement des services à proximité de son habitation (Papon, 1997). La retraite est généralement considérée comme une nouvelle étape de la vie et celle-ci entraîne souvent de nouveaux comportements. Par exemple, le nombre de déplacements quotidiens des seniors décroît avec l'avancée en âge (Figure I.1.), même si, de façon générale les seniors d'aujourd'hui sont plus actifs que ceux d'il y a 20 ans et sortent davantage de chez eux (Revue du CGDD, 2010).



Champ : déplacements locaux un jour de semaine ouvré des individus âgés de 6 ans ou plus résidant en France métropolitaine.
Sources : SOeS, Insee, Inrets, enquêtes nationales transports 1994, 2008

Figure I.1. Nombre de déplacements quotidiens par tranche d'âge en 1994 et 2008 *(d'après la Revue du CGDD de 2010).*

Quel que soit l'âge, se déplacer d'un point A vers un point B à pied en ville nécessite souvent de traverser des rues en tenant compte de l'environnement dans l'objectif de rejoindre le lieu souhaité. Selon Firth (1982, cité par Tom *et al.*, 2008), **la traversée de rue** comprend la sélection du lieu de la traversée, la sélection du moment de traversée (exploration de l'espace visuel, sélection des informations pertinentes, appréciation de la situation, décision de traversée), et enfin la traversée en elle-même. Non seulement cette décomposition montre la complexité de la tâche de traversée mais elle interroge également sur les éléments perceptifs, cognitifs et/ou moteurs pouvant être responsables d'accidents corporels impliquant au moins un piéton. En outre, la modélisation de Zeeger & Bushell (2012) place l'accident piéton au centre de cinq facteurs interconnectés : le conducteur, le véhicule, l'environnement, le piéton et les facteurs socio-démographiques (Figure I.2.). L'accident piéton est donc à analyser de manière globale en tenant compte des caractéristiques et spécificités de la situation. Les facteurs de risque associés à la traversée de rue mettent en avant l'idée que la traversée de rue est une phase critique pouvant engendrer une mise en danger ou un accident impliquant des blessures graves, voire le décès de l'individu.

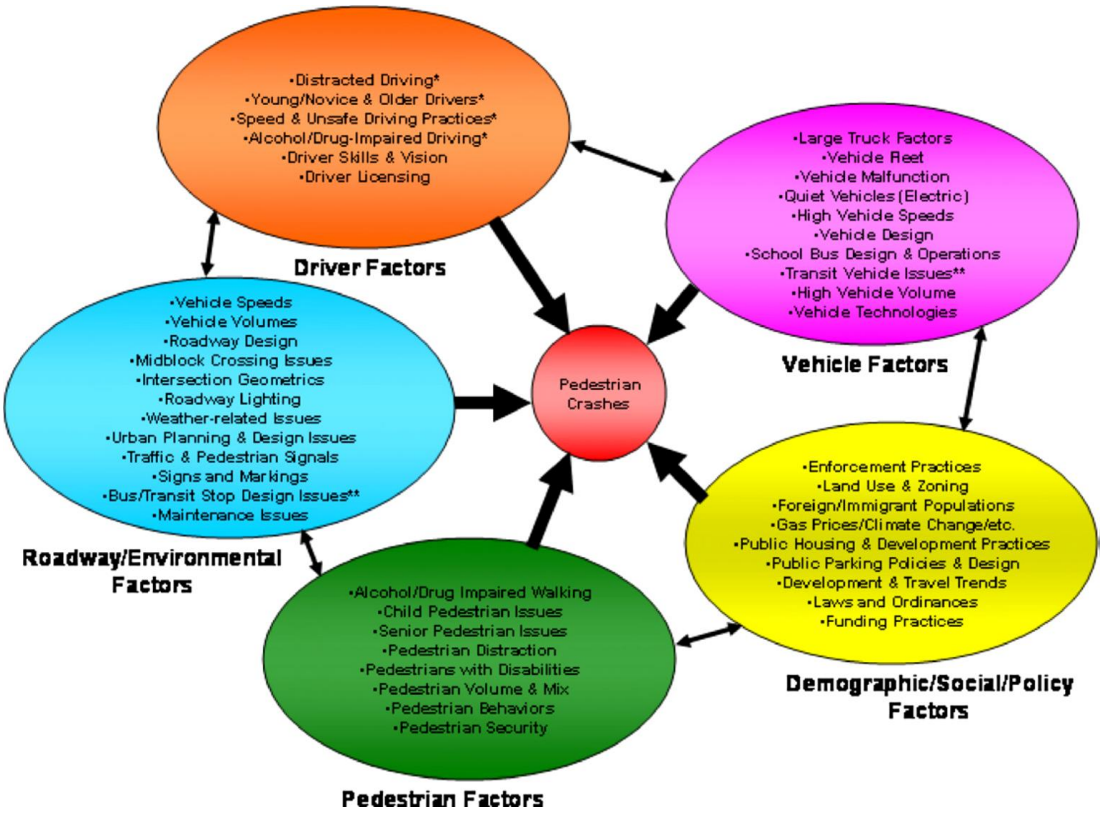


Figure I.2. Illustration des facteurs associés aux risques d'accidents piétons, d'après Zeeger et Bushell (2012).

Concernant les facteurs liés au piéton vieillissant ("Senior pedestrian issues" dans la Figure I.2), les plus souvent évoqués sont : un ralentissement de la vitesse de marche (Bendall *et al.*, 1989 ; Carmeli *et al.*, 2000) et/ou une mauvaise estimation de la vitesse d'approche des véhicules lors de la prise de décision de traversée (Oxley *et al.*, 2005 ; Lobjois & Cavallo, 2007) ou encore la distraction (Neider *et al.*, 2011). Toutefois, la compréhension du comportement du piéton âgé est encore limitée et amène à considérer sa sécurité comme un des axes majeurs de la prévention routière. Cette compréhension est une démarche importante dans la mise en place de méthodes de prévention. L'une d'entre elle s'appuie sur le traitement et l'analyse des données recueillies le jour de l'accident : l'accidentologie.

I.1.2. L'accidentologie chez le piéton

I.1.2.1. Historique

L'accidentologie est une discipline interdisciplinaire fondée sur l'analyse des accidents (épidémiologie, typologie, lésions, handicaps, coûts économiques, etc.). Sur son site internet, le Professeur Claude Got, spécialiste en accidentologie routière, situe l'origine de l'accidentologie à la Conférence nationale sur les statistiques d'accidents de la route (1956) aux Etats-Unis. Cette époque

correspond à la première motion distinguant les constats (peu d'informations sur un très grand nombre d'accidents) et les investigations (nombreuses informations sur un nombre réduit de cas). En France, l'accidentologie a commencé à se développer à la fin des années soixante au sein de l'ONSER (l'Organisme National de SEcurité Routière), devenu ensuite l'INRETS (Institut National de Recherches et d'Etudes des Transports et de leur Sécurité), puis finalement l'IFSTTAR (Institut Français des Sciences et Technologie des Transports de l'Aménagement et des Réseaux) suite à sa fusion avec le Laboratoire Central des Ponts et Chaussées (LCPC).

I.1.2.2. Définitions

Le terme "accident" est utilisé pour décrire une multitude d'événements tels qu'une chute, des brûlures ou encore un accident de la route (Lilley *et al.*, 1995). Il apparaît alors important de définir certains termes.

D'un point de vue législatif, en France, le comité interministériel de la sécurité routière a pris des mesures quant à l'harmonisation des termes (Loi du 9 aout 2004) et aux conditions d'élaboration des statistiques relatives aux accidents corporels de la circulation (Arrêté du 27 mars 2007 faisant suite l'Article 28 de la loi du 9 août 2004). Avant 2005, les définitions présentées dans les prochains paragraphes différaient quelque peu. A titre d'exemple, la définition de "tué" correspondait à une victime décédée sur le coup ou dans les six jours après l'accident alors qu'actuellement la durée de suivi est de trente jours. L'objectif de cette modification est d'améliorer la connaissance de l'impact de la gravité de l'accident sur les victimes et d'affiner les statistiques d'accidentologie.

De façon générale, un **accident de la route**, également appelé accident sur la voie publique (AVP), correspond à la survenue d'un choc entre un véhicule et tout autre élément ou personne qui engendre des blessures humaines et/ou des dégâts matériels.

Un **accident corporel** est un AVP impliquant au moins un véhicule en mouvement (automobile, moto, vélo, etc.) et dans lequel au moins une personne est blessée ou tuée. Les actes volontaires (suicides ou homicides volontaires) et les accidents sur les routes privées en sont exclus.

Les usagers sont catégorisés selon leur profil et la gravité de leurs blessures. Selon le profil, on distingue les conducteurs, les passagers et les piétons. Ensuite, on distingue les indemnes, les blessés et les tués. Les **indemnes**, c'est-à-dire les usagers impliqués non décédés et dont l'état ne nécessite aucun soin médical, sont séparés des **victimes,** qui correspondent aux usagers impliqués non indemnes.

Parmi les victimes, on distingue :

- les **tués** : toute personne qui décède sur le coup ou dans les trente jours qui suivent l'accident ;
- les **blessés** : les victimes d'accidents ayant subi un traumatisme nécessitant un traitement médical. Lorsque la durée d'hospitalisation est supérieure à 24 heures, ils sont alors classés en tant que :
    - **blessés hospitalisés ;**
    - sinon en tant que **blessés légers**.

I.1.2.3. Chiffres 2011 en France

En plus des quelques chiffres présentés en introduction, les statistiques de l'Observatoire National Interministériel de la Sécurité Routière (ONISR) montrent également que 15% des accidents de la route en France impliquent au moins un piéton. Parmi les piétons accidentés, 27,7% ont plus de 60 ans, tandis que les plus de 75 ans représentent 13,6% (*Cf.* Tableau I.1.). Tout âge confondu, 61% des piétons ont été blessés légèrement (moins de 24 heures d'hospitalisation) et 4% sont décédés des suites de leurs blessures. Néanmoins, dans le cas de la population senior, les chiffres diffèrent : elle semble plus fragile en cas d'accidents (51% des cas ont nécessité une hospitalisation, 9% sont décédés) et peut donc être considérée comme une catégorie d'usagers à risque.

En effet, en 2011, les piétons âgés d'au moins 60 ans représentent plus d'un quart des victimes d'un accident corporel (28%) et plus de la moitié des piétons tués. Il est également important de préciser que les plus de 75 ans sont surreprésentés dans la mortalité routière : ils représentent plus d'un tiers des piétons tués en 2011 alors qu'ils ne représentent que 9% de la population française (Tableau I.1). Le coefficient de risque de décès (rapport entre la part des tués selon la classe d'âge et leur part dans la représentation de la population) est multiplié par 4 dans cette tranche d'âge alors qu'il est inférieur à 1 pour les autres classes.

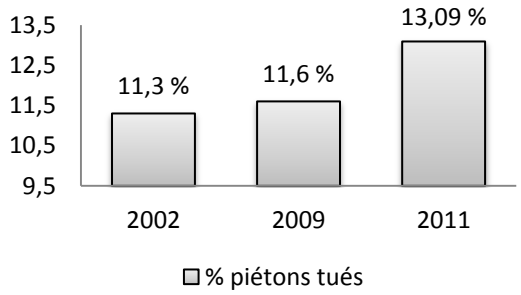
Tableau I.1. La part relative par tranche d'âge de la population générale et de l'accidentologie propre à cette tranche.

Catégories d'âge	Part des piétons accidentés*	Part de la population française**	Part des piétons tués*	Coefficient de risque de décès
Personnes de moins de 15 ans	22,5%	18,6%	5,8%	0,3
Personnes de 15 à 24 ans	16,2%	12,1%	11,2%	0,9
Personnes de 25 à 59 ans	33,5%	45,5%	28,7%	0,6
Personne de 60 à 74 ans	14,5%	14,8%	17,3%	0,7
Personnes de plus de 75 ans	13,5%	9%	37%	4,1

** Données 2011 pour la France métropolitaine (ONISR, 2012)*

*** Données 2012 pour le France métropolitaine (INSEE, 2012)*

En France, d'après les statistiques de l'ONISR, on note une augmentation de 1,8% des piétons tués sur les routes en un peu moins de 10 ans (Figure I.3.).



Sources : Année 2002 et 2009 : Rapport ONISR 2009 ; Année 2011 : ONISR 2012

Figure I.3. Evolution de la part des piétons tués, parmi les accidents routiers, de 2002 à 2011 en France.

La cause de cette hausse n'est, à notre connaissance, pas encore bien définie. Cependant l'idée d'un décalage entre la proportion des déplacements à pied et l'adaptation de l'environnement et/ou du comportement des automobilistes pourrait expliquer ce phénomène. Le vieillissement de la population, impliquant une augmentation de la part des piétons âgés, pourrait également être une explication. Différentes hypothèses sont donc possibles, néanmoins il est important de garder en mémoire que l'allongement de la durée de vie associée à une meilleure santé pourrait provoquer une hausse de l'accidentologie. En effet, même si les progrès médicaux et les aides techniques permettent d'être actif et autonome plus longtemps, les plus de 60 ans restent une population fragile et vulnérable en cas d'accident corporel. La compréhension de leurs comportements de traversée permettra de faciliter la mise en place des stratégies pour limiter leur exposition aux risques, et ce plus particulièrement en section courante. La traversée en section courante, c'est-à-dire en dehors de toute intersection, représente deux tiers des accidents chez les piétons âgés de plus de 65 ans ainsi que chez les 25-64 ans (Héam & Dejeammes, 2000). Huit ans plus tard, Tom *et al.* (2008) présentent des résultats similaires et précisent que la moitié des piétons tués, âgés de plus de 65 ans, sont percutés au milieu de leur

traversée, le début et la fin de la traversée représentant l'autre moitié des décès (environ 1/4 pour chaque zone).

Ce constat accidentologique français, au niveau des piétons et plus particulièrement, des piétons âgés, est à mettre en perspective avec les conclusions de la littérature scientifique internationale (*ex.*, Allard, 1982 ; Tsauo *et al.*, 1996 ; Demetriades *et al.*, 2004 ; Small *et al.*, 2006 ; Zeeger *et al.*, 2012). Le point suivant présente succinctement certaines d'entre elles.

I.1.2.4. Les accidents corporels dans la littérature internationale

A l'échelle mondiale, il est estimé que plus de 400.000 piétons meurent chaque année et la moitié de ces décès sont répertoriés dans les pays à faible revenu (C*f.* Naci *et al.*, 2009 pour une revue systématique de la littérature). Les piétons ont été identifiés comme un groupe particulièrement vulnérable aux blessures graves subies dans les accidents de la route (Australie : Small *et al.*, 2006 ; Canada : Allard, 1982 ; Taiwan : Tsauo *et al.*, 1996 ; USA : Demetriades *et al.*, 2004). Aux USA, 94% des accidents corporels, impliquant au moins un piéton, se produisent majoritairement en agglomération et sont à l'origine du décès de 82 % des piétons (Koepsell *et al.*, 2002). L'environnement routier peut contribuer au risque de collision quel que soit l'âge des piétons. Par exemple, Tiwari *et al.* (2007) ont observé en Inde que des comportements de traversée à risque peuvent apparaître lorsque le temps d'attente au feu est important. Concernant le piéton, Hatfield et Murphy (2007) en Australie et Thompson *et al.* (2013) aux USA ont identifié l'utilisation du téléphone portable comme un élément distracteur pouvant également induire des comportements risqués. Enfin, le comportement du conducteur peut être incriminé. Aux USA, Stutts *et al.* (1996) ont identifié au moins un facteur de risque lié au conducteur dans 55% des accidents, tels que la consommation d'alcool (3,1%) ou l'inattention (4,2%). Toujours aux USA, il a été montré que la vitesse du véhicule est déterminante quant à l'issue : plus la vitesse du véhicule augmente, plus la distance d'arrêt augmente, et plus l'impact aura une plus grande probabilité de causer la mort en cas de vitesse élevée (Figure I.3., *Cf.* Zeeger *et al.*, 2012). Ainsi, à 64,8 km/h (40 mph) le risque de décès est multiplié par 2 par rapport à une vitesse de 48,3 km/h (30 mph).

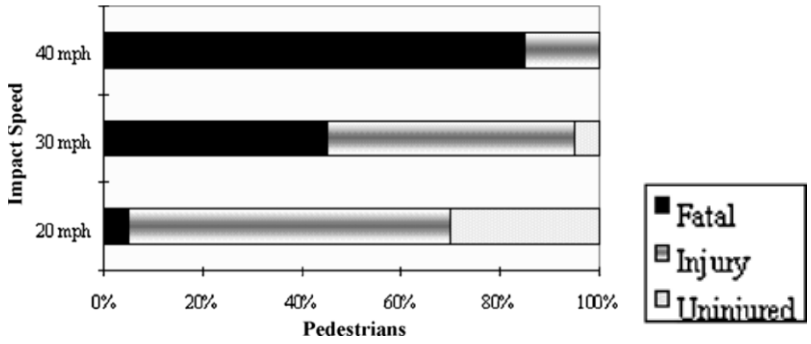


Figure I.4. Gravité des blessures selon la vitesse du véhicule *(Zeeger et al., 2012 citant Traffic Advisory Unit, 1993).*

Les statistiques internationales confirment que les piétons les plus touchés sont les enfants et les personnes âgées (USA : Koepsell *et al.,* 2002). Öström et Eriksson (2001) reportent que les piétons âgés de 75 à 84 ans en Suisse, ont un risque de décès 14 fois plus important que ceux de 35 à 44 ans. Les collisions véhicule-piéton impliquant des personnes âgées ont tendance à se produire lors de leurs déplacements réguliers, pendant la journée, à proximité du domicile ou de centres commerciaux (USA : Zeeger *et al.,* 1993 ; Koepsell *et al.,* 2002). La capacité de traverser la rue de manière efficiente devient plus difficile avec l'avancée en âge et d'autant plus lorsque la complexité de la tâche augmente (Australie : Oxley *et al.,* 1997). Les piétons âgés sont surreprésentés dans les accidents de croisement à mi-section, en particulier sur de larges routes à voies multiples, en ville animée avec un trafic bidirectionnel, lors de l'embarquement ou de la sortie des transports publics, ainsi que dans des accidents avec un véhicule effectuant une manœuvre de recul (Australie : Oxley *et al.,* 1997 ; Danemark : Jensen, 1999 ; USA : Harruff *et al.,* 1998 ; Koepsell *et al.,* 2002 ; Zeeger *et al.,* 1993). Les piétons les plus âgés auraient plus de difficulté à faire face à la circulation rapide et dense, aux rues larges, aux feux pour piétons ou à la lecture des signaux routiers (Australie : Oxley *et al.,* 1997 ; Royaume-Uni : Dunbar *et al.,* 2004 ; USA : Hoxie & Rubenstein, 1994).

Pour conclure, les personnes âgées apparaissent donc comme une catégorie d'usagers de la route à risque dans le cadre de leur traversée de rue. Au cours de celle-ci mais également lors d'autres phases de leurs déplacements sur la voie publique, ils sont aussi souvent victimes de chutes.

I.1.2.5. Le cas de la chute chez la personne âgée

De façon générale, l'avancée en âge provoque une baisse des capacités motrices (Kemoun *et al.,* 1994 ; Strubel, 1994 ; Ward, 2006) et cognitives (Renaud & Bherer, 2005) induisant une augmentation des risques de chute chez les seniors. Celle-ci comprend deux temps : le déséquilibre et l'absence de mécanisme compensateur afin de rétablir l'équilibre et éviter de tomber (Lord *et al.,* 1996). Selon Tinetti (2003), un tiers des personnes âgées de plus de 65 ans tombent chaque année. Les chutes, généralement associées à la difficulté à marcher (Strubel, 1994), se produisent principalement lors de la locomotion (Overstall *et al.,* 1977 ; Prudham & Evans, 1981 ; Winter *et al.,* 1990 ; Scott *et al.,* 2007) et nécessitent souvent de recourir à une hospitalisation (Alexander *et al.,* 1992 ; Heinrich *et al.,* 2010). Dans l'étude de Stolze *et al.* (2004), les résultats indiquent que 34% des patients étaient tombés au moins une fois dans l'année et 55% des causes de chute étaient imputables à un trouble de la marche. Ce risque serait notamment dû à l'association de 'micro déficiences' entre différents systèmes (l'état fonctionnel de la vue, des systèmes neurosensoriels et vestibulaire, de la force musculaire et du temps de réaction) pouvant aboutir à une chute (Lord *et al.,* 1996).

Selon les recommandations de la Haute Autorité de Santé (HAS, 2009), un individu est qualifié de chuteur à partir du moment où celui-ci est tombé à deux reprises sur une période de 12

mois. Les chutes se produisent majoritairement lors de la marche sur une surface plane pendant les activités quotidiennes ordinaires, en l'absence de comportement dangereux (Wild *et al.*, 1981) et se produisent davantage à l'intérieur qu'à l'extérieur (Prudham & Evans, 1981).

Chez le piéton, le nombre de chutes est difficilement chiffrable car, contrairement aux accidents impliquant un véhicule, le cas d'un piéton qui trébuche ou qui chute d'une marche de trottoir n'est pas comptabilisé dans les chiffres de l'accidentologie (Héam & Dejeammes, 2000 ; OCDE, 2011) mais dans ceux concernant les Accidents de la Vie Courante (AcVC). Ricard et Thélot (2007) indiquent qu'en France (2000-2004), 16% des AcVC ont eu lieu sur la voie publique ou dans les zones de transport contre 78% au domicile. Ermanel *et al.* (2004) précisent que 5,4% des décès suite à un AcVC se produisent sur la voie publique. Tout comme suite aux accidents de la circulation, les taux de mortalité (Figure I.5.) suite aux chutes augmentent avec l'âge (Meslé, 2005).

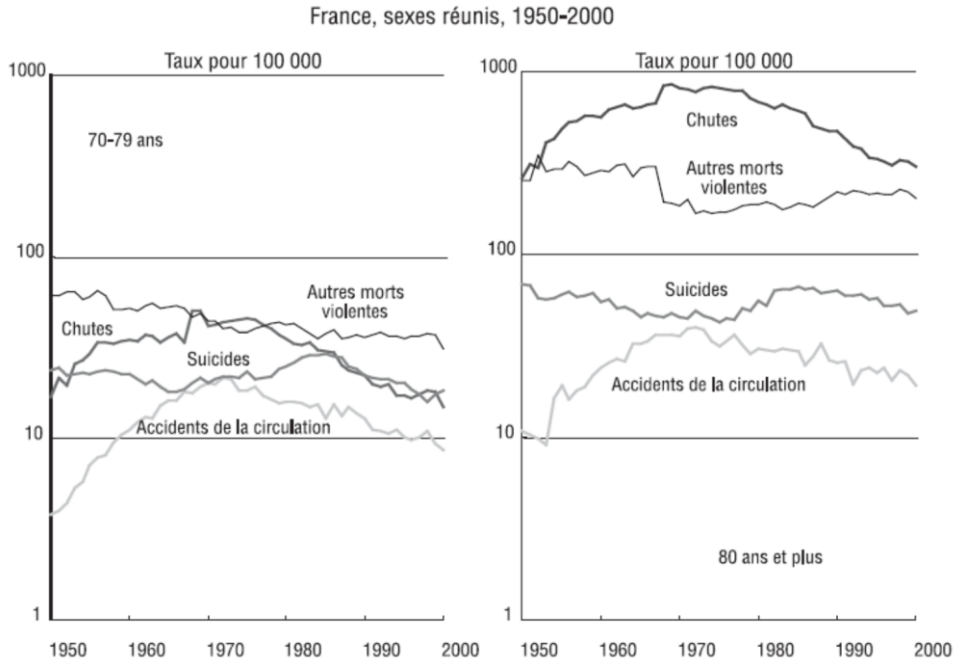


Figure I.5. Évolution des taux comparatifs à 70-79 ans *vs.* 80 ans et plus, pour les principales composantes de la mortalité violente, d'après Meslé (2005).

Au niveau de l'agglomération parisienne, 20% des piétons victimes d'un AcVC ont plus de 75 ans avec pour complication majeure une perte d'autonomie (Vayre, 2001). L'origine des chutes chez le piéton âgé semble régulièrement être liée à la dégradation ou au manque d'entretien des infrastructures piétonnières (Héam & Dejeammes, 2000 ; Vayre, 2001).

Ainsi, la baisse des capacités physiques rend la population âgée davantage vulnérable dans ses déplacements piétonniers, plus particulièrement lors de la phase de traversée de rue. Différentes méthodes s'emploient à améliorer la compréhension des circonstances des accidents impliquant des piétons et ainsi de proposer des pistes permettant d'améliorer la "cohabitation" des piétons et des automobiles et préserver leur sécurité lors de leurs déplacements.

L'accidentologie relate des faits réels mais présente l'inconvénient de se baser sur des événements passés (accidents) à partir d'informations parfois imprécises et/ou incomplètes. Le point suivant met en avant d'autres approches méthodologiques.

I.1.3. Méthodes d'étude du comportement piétonnier

Cette partie présente de manière générale les méthodes d'étude du comportement piétonnier. Après regroupement, trois principales méthodes, autres que l'accidentologie, permettent de décrire le comportement du piéton :

- les questionnaires, entretiens et sondages (utilisé dans la partie 2. 'Perception du danger') ;
- les observations et expérimentations *in situ* (utilisé dans la partie 2. 'Position d'attente') ;
- les expérimentations en simulateurs (objet du chapitre 3).

I.1.3.1. Questionnaires, entretiens et sondages

Le principe commun à ces trois approches consiste en une série de questions écrites ou orales auxquelles le participant doit répondre. De nombreuses études font appel, partiellement ou totalement, à cette méthode d'investigation. Qu'elles fassent ou non référence à la réglementation, les études visant à comprendre les raisons ayant conduit à la décision de traverser, que ce soit dans un contexte sûr ou avec une prise de risque, utilisent majoritairement des questionnaires ou des entretiens auprès des piétons (pour exemples, Limbourg & Gerber, 1981 ; Evans & Norman, 1998 ; Holland & Rabbitt, 2007 ; Granié, 2011).

Certaines études, comme notamment celles d'Evans et Norman (1998) ou de Holland et Rabbitt (2007), s'appuyant sur la Théorie du Comportement Planifié (TCP) de Ajzen (1991), postulent que le comportement effectif d'un individu doit au préalable être décidé/planifié. La réalisation du comportement va dépendre de trois facteurs : les normes sociales, les croyances de l'individu sur sa capacité à réussir le comportement souhaité, et ses jugements de désirabilité du comportement ainsi que ses conséquences.

Les thèmes abordés dans la littérature à l'aide de ces outils sont, par exemple, la comparaison entre facilitation de l'activité et l'internalisation des normes dans les prises de décisions des piétons (Evans & Norman, 1998 ; Yagil, 2000). Ainsi, l'étude d'Evans et Norman (1998) tend à montrer que les piétons prennent la décision de traverser principalement en fonction de l'évaluation de la maîtrise du comportement plutôt qu'en fonction de l'intériorisation des normes et des représentations sociales. Yagil (2000) a obtenu des résultats analogues. Un autre thème abordé est celui de l'effet de balance

dans la recherche d'un gain (Räsänen *et al.*, 2007). Ce concept repose sur l'évaluation de ses exigences en termes de gain en réduisant la pénibilité et la complexité de la tâche de traversée de rue tout en maintenant un niveau de sécurité satisfaisant. Il permet de montrer que l'environnement urbain joue un rôle dans la prise de décision et la sécurité des piétons. Ainsi, l'étude de Räsänen *et al.* (2007) montre que la présence d'un escalier mécanique incite à emprunter une passerelle, tandis que la présence d'une signalisation lumineuse incite au contraire les piétons à traverser à niveau.

Ces méthodes offrent l'avantage de réaliser des statistiques à partir d'un échantillon important de répondants en prenant en compte une vaste gamme de comportements identifiés ou possibles mais aussi des notions plus subjectives telles que les difficultés ressenties. Cependant, elles rencontrent plusieurs limites, dont les biais de réponse, telle la désirabilité sociale des participants, qui peuvent fausser les résultats (ex. Özkan *et al.*, 2006 dans le cas de la conduite automobile). D'autres limites peuvent être majorées chez les personnes âgées, comme une dépendance à l'égard de la capacité à répondre (compréhension des questions, appel à la mémoire...). En outre, ces méthodes possèdent comme limitation générale d'être le plus souvent réalisées en dehors d'un contexte de traversée de rue et de ne pas pouvoir rendre compte de l'action immédiate du piéton contrairement aux études observationnelles.

I.1.3.2. Observations et expérimentations *in situ*

Les observations et les expérimentations *in situ* sont réalisées sur le terrain, Le principal critère différenciant ces deux approches est l'utilisation de variables indépendantes. En effet, les observations ne manipulent aucune variable indépendante (elles peuvent toutefois être récupérées *a posteriori*) tandis que celles-ci sont manipulées et définies *a priori* dans le cas des expérimentations.

I.1.3.2.1. OBSERVATIONS

De façon générale, une observation est définie comme l'action de noter ou d'enregistrer un événement à l'aide d'instruments (ex. grilles d'observation, enregistrements vidéo) dans l'objectif de constater l'influence de l'environnement sur un comportement. Au moment de l'observation, la personne observée n'est pas obligatoirement informée d'être l'objet d'un recueil d'information la concernant.

Certaines observations se focalisent sur l'infrastructure ; Cloutier *et al.* (2011) ont récolté des informations riches et pertinentes au niveau de 505 intersections de la ville de Montréal (Canada). Ils ont établi une classification des intersections en 6 catégories d'aménagements et constaté que les classes d'intersections présentant le plus d'aménagements atteignent les moyennes de blessés piétons les plus élevées dans la période 1999-2008. Ce constat suggère la nécessité de réfléchir à l'objectif de l'aménagement mis en place et de trouver un compromis entre la fluidité des véhicules sur la chaussée

et la protection des piétons. L'observation plus directement centrée sur le comportement peut également être utilisée comme base dans d'autres approches plus complexes, telles que la modélisation et la simulation du comportement piétonnier par ordinateur. Par exemple, Lee et Hidler (2008) exploitent les enregistrements vidéo tirés d'observations d'un passage piéton en centre-ville de Hong Kong, afin d'extraire les données requises pour la calibration de leur modèle de simulation pédestre.

Certaines études, comme celle de Knoblauch *et al.* (1996), sont réalisées sur de très grands échantillons (7 123 piétons observés). Cependant, ce type d'étude porte le plus souvent sur un échantillon limité et arbitraire d'intersections pour lesquelles des données sont disponibles (ex: intersections avec feux, intersections en T) et les mesures des aménagements sont souvent limitées à quelques caractéristiques majeures (ex: largeur du tronçon, présence de stationnement ; Persaud *et al.*, 1997 ; Gårder, 2004 ; Lee & Abdel-Aty, 2005). Le recueil des informations est dépendant du protocole et peut, comme dans l'étude de Knoblauch *et al.* (1996), apparaître compliqué à mettre en place. En effet, dans cette étude, la mesure du temps d'initiation de traversée ne peut être réalisée que si le piéton a décidé d'attendre le signal approprié avant de traverser.

I.1.3.2.2. EXPERIMENTATIONS *IN SITU*

Une expérimentation *in situ* est une étude comportementale dans laquelle les participants sont conscients d'être observés. La situation doit être aménagée, tout en restant la plus naturelle possible. Contrairement aux études observationnelles, les études *in situ* proposent des protocoles expérimentaux où le participant est partie prenante du recueil d'informations dans des situations les plus proches possibles des situations de traversées. Ainsi, celles-ci se déroulent majoritairement au bord de la route (Lee *et al.*, 1984 ; Young & Lee, 1987 ; Demetre *et al.*, 1992 ; Connelly *et al.*, 1998).

Les expérimentations *in situ* concernent le plus souvent le domaine de l'apprentissage de la traversée de rue chez les enfants. L'étude *princeps* de Lee *et al.* (1984), reprise ultérieurement par Young et Lee (1987) et Demetre *et al.* (1992), a permis d'observer le comportement de traversées d'enfants sur une rue dite "semi réelle". L'environnement est en fait constitué de deux routes adjacentes. La traversée est effectuée sur la première (contigüe à la position d'attente et sans trafic) mais la décision doit être prise en fonction du trafic présent sur la route adjacente (Figure I.6.). L'avantage de cette procédure est d'associer un environnement de trafic réel à un comportement physique de traversée ne mettant pas le participant en danger. Plus de trois semaines après l'entraînement, Young et Lee (1987), constatent l'amélioration et le maintien des performances chez les enfants entrainés avec ce paradigme. Toutefois ce type d'étude pose le problème de la difficulté de trouver un site adéquat en ville. Il a également pour autre désavantage la déformation de la perspective liée à la présence de la route sans trafic.

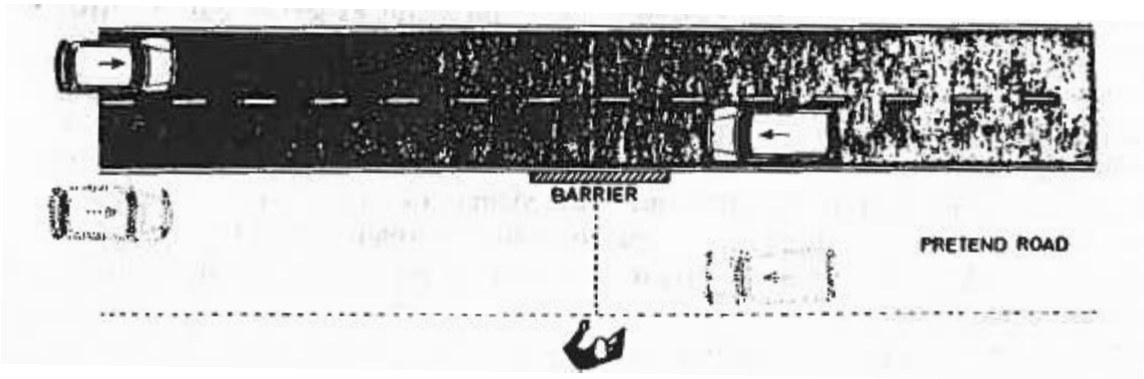


Figure I.6. Méthode de traversée de rue semi-réelle, d'après Young et Lee (1987).

Ultérieurement, dans le cadre d'une étude axée sur les estimations des temps inter-véhiculaires par le piéton, Connelly *et al.* (1998) ont opté pour une autre procédure divisée en deux parties. En premier lieu, l'enfant est invité à traverser une rue (12 m) en aller/retour ne présentant pas de trafic. Puis dans un second temps, il est positionné sur le trottoir et doit attendre un signal pour regarder la route. Au signal, il doit répéter "*Yes, yes*…" jusqu'à ce qu'il estime ne plus pouvoir traverser, ce qu'il doit indiquer par un "No". Contrairement aux études précédemment citées (Lee *et al.*, 1984 ; Young & Lee, 1987 ; Demetre *et al.*, 1992), cette procédure permet d'étudier le comportement du piéton sans déformation de la perspective puisqu'il s'agit de la position normale d'attente. Elle pose néanmoins le problème de la fiabilité des temps calculés sur la base des "*Yes*" et "*No*" émis par les enfants ainsi que sur le découplage entre, d'une part, perception/prise de décision et, d'autre part, action puisque les participants ne se déplacent pas réellement.

L'étude de Schwebel *et al.* (2008) intègre une partie *in situ* ayant pour objectif de valider la conception d'un simulateur. Il est alors demandé aux enfants de réaliser deux exercices : "*shout technique*" et "*two step technique*". Dans le premier, le participant est positionné au bord du trottoir et doit prononcer le mot "*Now*" lorsqu'il estime pouvoir traverser, tandis que dans le second, il est positionné en arrière du trottoir et doit initier (s'il le peut) sa traversée en réalisant deux pas vers la chaussée. L'avantage de cette seconde technique est de pouvoir réaliser l'action ; cependant, celle-ci se heurte de nouveau à un problème de parallaxe.

Pour conclure cette partie, les observations et les expérimentations *in situ* procurent l'avantage d'être réalisées dans un environnement dans lequel le comportement piéton peut être représentatif de ses déplacements habituels. Dans le cas des études *in situ*, soit les déplacements sont limités ou inexistants, soit la scène est décalée. Les observations permettent de récolter des informations qualitatives sur la traversée de rue de manière plus 'écologique' mais ne permettent pas, contrairement aux simulateurs, de moduler précisément et de façon totalement sécuritaire le trafic. De même, les études *in situ* n'offrent pas la possibilité de renseigner facilement les risques potentiellement encourus

par le piéton tels qu'une marge de sécurité trop faible ou encore un accident lié à une mauvaise prise de décision de traversée.

Ainsi, suite aux considérations éthiques évidentes empêchant aux études *in situ* d'inclure la traversée de rue dans le protocole expérimental du fait des risques d'accident associés au trafic, une autre voie d'investigation est alors l'utilisation de simulateurs.

I.1.3.3. Les simulateurs

Le dernier point de la partie sur les méthodes utilisées est consacré aux simulateurs permettant d'étudier la traversée de rue. Ceux-ci sont le résultat des progrès dans la réalisation d'environnements artificiels et permettent qu'un milieu urbain devienne reproductible en laboratoire. Ainsi, cette méthode offre l'avantage incontestable de pouvoir moduler le trafic dans un environnement défini et de rendre possible l'analyse du comportement piéton face à des situations potentiellement accidentogènes.

Un des deux objectifs majeurs de cette thèse étant la conception d'un simulateur de rue pour piéton (chapitre 3), la partie revue de littérature sur les simulateurs a fait l'objet d'un soin particulier se traduisant notamment par une revue systématique de la littérature. Sept bases de données ont été testées (Pubmed, Scopus, Engineering Village, Sciencedirect, Cochrane library, ISI web of Knowledge et PsycINFO) avec 23 mots clés regroupés en 4 catégories : l'objet de la recherche (*pedestrian, simulation or simulator, cross*, street or road*), la population étudiée (*child, young, adult, older, elderly*), le type de simulateur (*virtual reality, virtual environment, reality augmented, head mounted display*), les caractéristiques de l'axe de recherche (*behavior, training, decision, program, evaluation, safety, walk, immersion*). La catégorie objet de la recherche a été croisée avec les autres catégories. Ainsi, de 4 à 8 mots clés (un mot clé pour chaque autre catégorie) ont été rentrés simultanément dans chaque base de données afin de réaliser une recherche la plus exhaustive possible. Le critère d'inclusion est de proposer une tâche de traversée de rue (*road/street crossing*) en utilisant un outil de simulation (ordinateurs, télévisions, simulateurs). Les articles exclus (critères d'exclusion) sont ceux portant sur la micro-simulation et les accidents ou les déplacements du piéton sur le trottoir. Au total, 190 articles ont été trouvés à partir de l'utilisation des mots clés. Après lecture et application des critères d'inclusion et d'exclusion, seuls 43 (35 articles et 8 *proceedings*) répondaient à l'ensemble des critères (soit 22,6% des articles obtenus).

L'analyse de ces études montre que peu d'équipes à travers le monde ont investi cette voie de recherche. Cette approche offre cependant trois grandes options techniques : les casques ou lunettes de Réalité Virtuelle (RV), les simulateurs à un écran et les simulateurs composés de deux écrans et plus.

I.1.3.3.1. LES CASQUES DE REALITE VIRTUELLE

Une dizaine d'articles publiés par six équipes de recherche ont été répertoriés dans cette catégorie. Ces équipes, originaires de cinq pays (Canada, Corée, Etats-Unis, Japon, Nouvelle-Zélande), ont travaillé sur l'étude de la traversée de rue par le biais de casques ou de lunettes de RV (« *Head Mounted Display* », HMD).

- Description et avantages

Dans cette catégorie, la position des participants et la liberté de mouvement dont ils disposent ne sont pas toujours explicitées. Les participants peuvent toutefois être, soit dans une position quasi statique (Strickland *et al.,* 1996 ; Kim *et al.,* 2007, 2010) et effectuent une tâche de pointage (Strickland *et al.,* 1996) ou de clic sur une souris (Kim *et al.,* 2007, 2010), soit debout et libres de leurs mouvements (Hatoyama *et al.,* 2003 ; Simpson *et al.,* 2003 ; Clancy *et al.,* 2006 ; Johnston & Peace, 2007) avec un déplacement sur des distances allant de 3 à 6 mètres, soit encore debout sur un tapis roulant (Fung *et al.,* 2004, 2006). Avec cette dernière option, la vitesse du participant est quantifiée par un potentiomètre et la vitesse du tapis est modifiée pour s'ajuster aux accélérations et décélérations volontaires du participant (Figure I.7.).

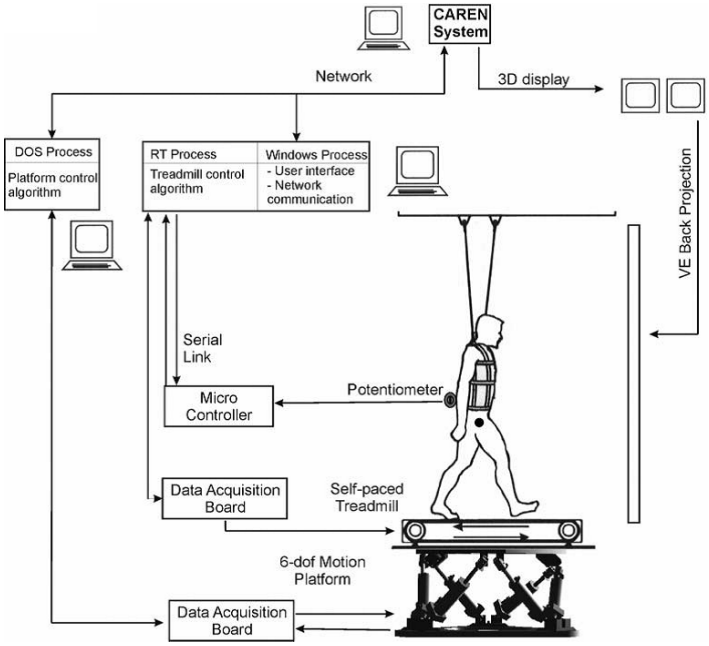
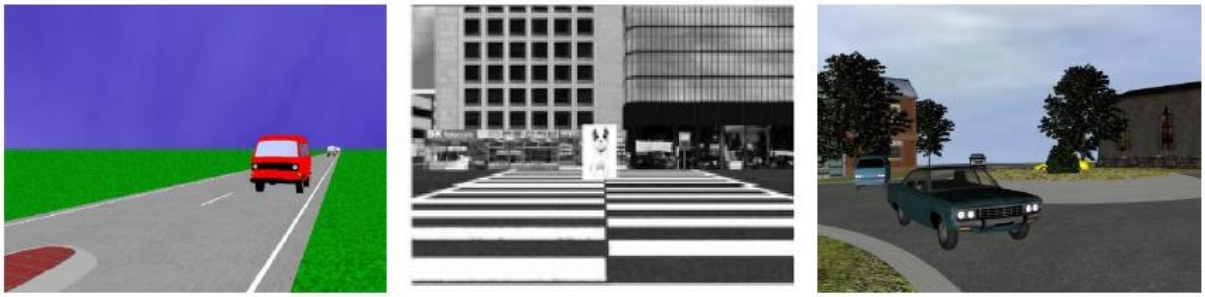


Figure I.7. Technologie utilisée dans l'environnement virtuel de Fung *et al.* (2004, 2006).

Le **matériel utilisé** est différent pour chaque environnement virtuel présenté. Les points communs sont l'utilisation d'un HMD relié à un ordinateur plus ou moins puissant et la présence d'une ambiance sonore. Seuls Fung *et al.* (2004, 2006) proposent un système plus complexe composé de lunettes en trois dimensions (3D), d'un écran de projection, d'un harnais de sécurité et d'un tapis roulant avec six degrés de liberté.

L'**environnement visuel** n'est pas toujours décrit avec précision. Les images peuvent représenter virtuellement une rue existante (Hatoyama *et al.*, 2003 ; Kim *et al.*, 2007, 2010) ou utiliser des caractéristiques spécifiques telles qu'un îlot central (Simpson *et al*., 2003 ; Johnston & Peace, 2007), associées à une ambiance sonore pour compléter l'immersion du sujet. Il est à noter que les **performances d'affichage** de chaque casque de RV induisent différents niveaux de réalisme (Figure I.8.). Cependant, le **scénario** des séquences d'images virtuelles et les équipements rendent possible la modulation de différents éléments tels que le type de rue ou de carrefour, le nombre de véhicules à l'écran, leur sens de passage, leur vitesse, la distance inter-véhiculaire ou encore le temps disponible pour traverser.



(a) Simpson *et al.* (2003) (b) Kim *et al.* (2007) (c) Wu *et al.* (2009)

Figure I.8. Exemple d'environnement virtuel présenté.

Enfin, une période de **familiarisation** à la RV est un préalable important à la partie expérimentale afin que le sujet puisse connaître et maîtriser les tâches à effectuer dans cet environnement. A notre connaissance, les critères biomécaniques concernant la qualité de la marche, quand celle-ci est effective, ne sont pas mis en avant, voire sans doute pas pris en compte. Pourtant, ces effets sur la locomotion sont connus tant pour la locomotion sur le sol que sur tapis roulant, ces effets dépendant également de l'âge (Schellenbach *et al.*, 2010). Pour conclure cette sous-partie, la question reste de savoir si les déplacements en RV ont des caractéristiques proches d'un comportement locomoteur en situation réelle.

- Domaines de recherche concernés

La RV a servi à mieux comprendre le comportement de traversée de rue chez l'adulte mais aussi chez l'enfant en proposant des simulateurs qui manipulent des modèles de trafic qu'un piéton pourrait rencontrer en situation de décision de traversée au passage piéton, en situation de rue rectiligne ou en sortie de rond-point. L'intérêt peut aussi porter, non seulement sur les réponses comportementales locomotrices, mais aussi sur les réactions émotionnelles (Hatoyama *et al.*, 2003) en observant le niveau de précipitation. De façon plus rare, la RV a également permis de tester l'entraînement à traverser la rue chez des personnes souffrant de négligences spatiales (Kim *et al.*, 2007, 2010), tester le potentiel de la simulation dans le domaine de la rééducation des accidents

vasculaires cérébraux (Fung *et al.,* 2004, 2006) ou encore dans le cadre de troubles psychopathologiques tels que l'autisme (Strickland *et al.,* 1996) ou le déficit de l'attention/hyperactivité (Clancy *et al.,* 2006).

- Limites

La première limite de la technique de casque de RV porte sur l'**inconfort** potentiel du port du casque. Cet inconfort est bien souvent non précisé dans la littérature. Pourtant, les contraintes induites sont susceptibles d'affecter directement le mouvement. Dans une perspective biomécanique, il est important de souligner que ce type de simulateur ne permet pas au participant de percevoir visuellement son corps puisque le champ de vision est limité aux informations présentées dans le casque. Simpson *et al.* (2003) rapportent qu'un certain nombre (non précisé) de participants, et plus particulièrement les enfants, sont surpris par le manque de représentation de soi dans l'environnement virtuel. La **perception de son corps** repose donc alors intégralement sur les informations somesthésiques, essentiellement d'origine proprioceptive. Or, l'intégration intermodalitaire des informations somesthésiques et visuelles est déterminante au niveau de la commande motrice, et un déficit d'informations visuelles peut se révéler préjudiciable chez les personnes souffrant de difficultés locomotrices.

En outre, le fait que les informations visuelles ne soient fournies que par le casque ou les lunettes rend techniquement très délicate, voire impossible, la mise en place de dénivelés symbolisant des trottoirs. Cet élément d'infrastructure urbaine ne peut donc pas être étudié en RV, les participants se déplaçant toujours sur un sol plat, même si, comme dans le dispositif de Fung *et al*. (2004, 2006), des changements de pentes peuvent être produits grâce à des vérins hydrauliques. Concernant le champ de vision, seule l'étude de Simpson *et al.* (2003) indique un angle horizontal de 48°. Celui-ci semble limité par rapport à la vision humaine normale (180°). En dix ans les casques de réalité virtuelle sont toutefois devenus bien plus performants et offrent maintenant des possibilités jusque 110 à 120° d'angle horizontal. De façon générale, une restriction de cet angle peut affecter prioritairement les mouvements de la tête et du tronc. Les mouvements de la tête, voire du tronc, sont quantifiables dans une approche biomécanique. Cette quantification permettrait de connaître l'influence de la restriction de l'angle horizontal, cependant aucune étude ne semble avoir exploré cette idée. En outre, le manque de **réalisme** de certaines études pourrait restreindre les réactions émotionnelles et, en conséquence, réduire la réactivité psychophysiologique.

Enfin, même si ces dispositifs offrent de multiples potentialités de scénarisation et sont à même de produire des situations complexes de traversée, il est important de souligner que la quasi-totalité des études ne permet pas d'évaluer les contraintes en termes de temps et les compétences nécessaires au développement des protocoles. Strickland *et al.* (1996) précisent que leur étude a

nécessité près de 6 mois de conception. Néanmoins, il est difficile d'estimer ce qu'il en est avec des dispositifs plus récents.

Pour conclure, les casques de RV apparaissent comme un outil de recherche original et innovant, cependant leur conception semble complexe. Leur utilisation dans les études présentées ci-dessus ne répond pas totalement aux conditions réelles de traversée puisqu'ils ne peuvent pas inclure de trottoir ou permettre une locomotion totalement naturelle. D'autres dispositifs, moins onéreux et plus simples à mettre en place existent : les simulateurs à un écran. Ceux-ci sont appelés '*desk simulator*' (simulateur de bureau) lorsque que l'activité se déroule devant un ordinateur avec une manette de jeu vidéo ou une souris.

I.1.3.3.2. LES SIMULATEURS A UN ECRAN

Six équipes, originaires de cinq pays (Australie, Etats-Unis, France, Israël, Royaume-Uni), ont étudié la traversée de rue avec un simulateur à un seul écran. La taille de cet écran est variable, les plus petits étant des écrans d'ordinateur (Weiss *et al.,* 2003 ; Katz *et al.,* 2005 ; Charron & Jouanne, 2009) et le plus grand un écran de projection courbe de 2,5 m de large en 1,5 m de haut, se rapprochant ainsi de l'échelle humaine (Oxley *et al.,* 2001, 2005, 2006, 2007, 2008).

- Description et avantages

Dans ces études, le participant est situé face à l'écran, dans une position quasi statique, rarement décrite avec précision. Seules les publications d'Oxley *et al.* (2001, 2005, 2006, 2007, 2008) indiquent clairement une position assise, dans une pièce calme et sombre à une distance de 2 m de l'écran. Les mouvements exécutés sur ces simulateurs sont donc minimes et concernent les mains, plus rarement les pieds (Thomson *et al.,* 2005), pour cliquer des touches de clavier (Weiss *et al.,* 2003 ; Katz *et al.,* 2005 ; Oxley *et al.,* 2005, 2008 ; Thomson *et al.,* 2005 ; Seward *et al.,* 2007) ou utiliser une manette de jeu, comme dans le simulateur français RESPECT (Charron & Jouanne, 2009) ; dans ce cas, la manette sert à simuler le déplacement piétonnier à l'écran. Ce dernier est plus particulièrement destiné à l'éducation routière des enfants.

Certaines études incluent toutefois une évaluation de la marche en dehors du simulateur, notamment dans l'objectif de tester les performances physiques à traverser la rue avant et après un entraînement en simulateur (Weiss *et al.,* 2003 ; Katz *et al.,* 2005 ; Thomson *et al.,* 2005 ; Bart *et al.,* 2008 ; Josman *et al.,* 2008) ou pour calculer différentes variables utiles à l'étude du comportement de traversée de rue (Oxley *et al.,* 2005 ; Thomson *et al.,* 2005).

- Le matériel

Le **matériel** utilisé diffère en fonction des dispositifs. Une particularité peut être mise en avant dans l'étude de Seward *et al.* (2007) : une boîte noire prolonge l'écran afin de réduire les distractions

potentielles en empêchant l'orientation du regard vers la salle (Figure I.9.) ; elle peut aussi renforcer l'immersion.

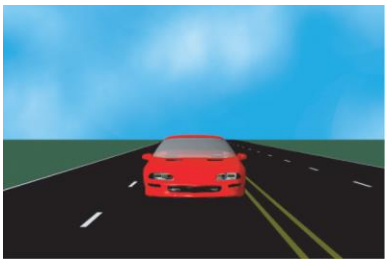


Figure I.9. Dispositif utilisé par Seward *et al.* (2007).

Dans les autres études, le déplacement de la tête semble libre de toute contrainte, mais on devine que la tête est principalement centrée sur l'écran situé en face du participant. A notre connaissance, aucune étude n'a eu recours à un dispositif d'enregistrement de l'exploration oculaire, or la position du regard sur l'image pourrait fournir des indications sur les informations visuelles prises en compte lors de la prise de décision.

- Caractéristiques de l'environnement visuel

Globalement, l'**environnement visuel** n'est pas toujours décrit avec précision. Il est majoritairement composé d'images de synthèse à partir de la détermination de caractéristiques de rue. Le réalisme est plus ou moins développé selon les études, mais l'information nécessaire à juger celui-ci fait parfois défaut. Quelques articles proposent une image permettant d'apprécier le rendu de leur simulateur (Figure I.10.).

(a)  (b) 

(c) 

(d) 

Figure I.10. Exemples d'environnements visuels des simulateurs à un écran tel que le (a) simulateur RESPECT, (b) Seward *et al.* (2007), (c) Katz *et al.* (2005), (d) Oxley *et al.*(2001, 2005, 2006, 2007, 2008).

L'environnement visuel dépend également de la conception des scénarios et images. Celle-ci détermine la création d'éléments d'infrastructure tels que le type de rue ou de carrefour (y compris la présence d'un îlot), la signalisation et le type de véhicules (Tableau I.2.).

Tableau I.2. Types de rues proposés dans les environnements virtuels à un écran.

Auteurs, Année	**Type de rue**
Bart *et al.* 2008 Josman*et al.* 2008	Rue à 2 x 2 voies en double sens
Katz *et al.* 2008 Oxley *et al.* 2001 à 2008 Thomson *et al.* 2005 Weiss *et al.* 2003	Rue de quartier
Seward *et al.* 2007	Route 2 voies, véhicule approchant de face
Charron & Jouanne, 2009	Succession de différentes rues en sens unique lors d'un parcours piéton en ville

Seule l'étude de David *et al.* (1986) propose des images réelles ; il s'agit de séquences de films représentant une vraie rue avec trafic routier. Cet article nous renseigne explicitement sur l'angle

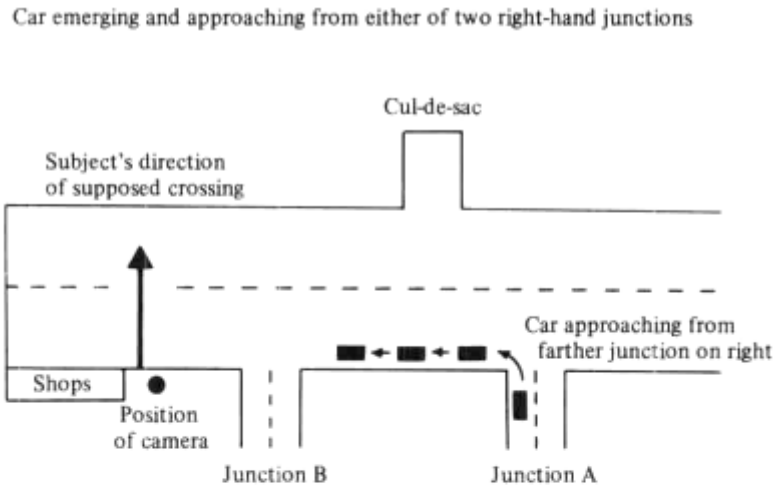
de vision par rapport à l'apparition de l'avant du véhicule en vision périphérique, soit 59° par rapport au centre de fixation avec un sujet assis à 45 cm de l'écran et avec un angle de 2° en vision fovéale.

Certains simulateurs proposent des animations telles que le déplacement d'un avatar lorsque la traversée de la route est initiée par le clic de la souris (Weiss *et al.*, 2003 ; Katz *et al.*, 2005 ; Bart *et al.*, 2008 ; Josman *et al.*, 2008) ou par le biais de l'appui sur un bouton avec le pied (Thomson *et al.*, 2005). Le participant se voit alors progresser à la troisième personne (c'est le personnage qui avance) et il n'a plus de contrôle sur l'action. Il peut toutefois constater les conséquences de ses décisions de traversées, selon que le personnage réussit ou non à atteindre le trottoir opposé. Dans le protocole développé par Charron et Jouanne (2009), 8 tâches de traversée sont à réaliser dans un temps imparti (largement suffisant pour atteindre l'objectif) durant lequel l'enfant peut, soit traverser directement la rue sans faire de détour par le passage piéton, soit faire un détour pour emprunter le passage piéton toujours excentré du parcours de moins de 50 m. L'étude de Thomson *et al.* (2005) a pour originalité de faire retentir un bruit de frein suivi du gel de l'écran et de l'apparition d'un fantôme sortant du corps du personnage pour symboliser le décès de celui-ci.

La simulation de trafic sur grand écran développée par Oxley *et al.* (2001, 2005, 2006, 2007, 2008) a retenu davantage l'attention dans la perspective de concevoir le simulateur utilisé dans le projet SEVAP (Chapitre 3). Les images virtuelles représentent une rue résidentielle en double sens. Seule la voie à proximité du trottoir (proche du sujet) est concernée par le trafic, la seconde voie ne contient pas de passage de véhicule. Les participants voient arriver 2 véhicules roulant de la droite vers la gauche, avec une ambiance sonore d'approche des véhicules. La vitesse peut être de 40, 60 ou 80 km/h et l'intervalle inter-véhiculaire varie entre 1 et 13 secondes. Un signal sonore est émis lorsque le premier véhicule «déclencheur» arrive au point de traversée et une minuterie est activée en même temps. Les participants doivent examiner la scène de la circulation et décider si oui ou non ils peuvent traverser avant l'arrivée du deuxième véhicule.

Le scénario de l'étude en réalité projetée (images réelles de trafic routier) de David *et al.* (1986) est dépendant des caractéristiques de tournage audiovisuel et des caractéristiques propres à l'étude (vitesse des véhicules et délai d'apparition d'une voiture). Ce film a été réalisé par un caméraman professionnel grâce à une caméra Chinon Super-8 (zoom de 19-25 mm) dans un environnement routier. La caméra est pointée vers la gauche ou vers la droite, deux possibilités d'approche du véhicule sont évoquées : via la jonction A ou B (Figure I.11.). Le délai d'apparition de la voiture est de 5, 6, 7 ou 8 s et aucun véhicule supplémentaire ni personnage n'apparaît dans le film. Deux types de séquences sont tournés : « lentes » (15 mph soit 24,14 km/h) et « rapides » (30 mph soit 48,28 km/h pour la jonction A et 25 mph soit 40,23 km/h pour la jonction B).

A)



B)

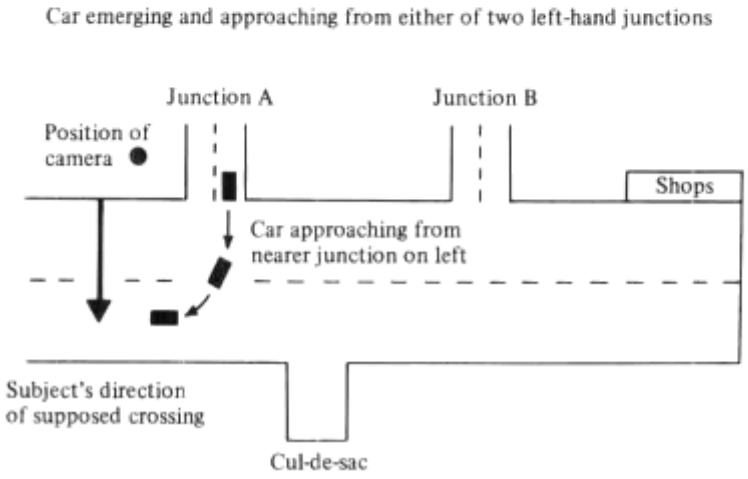


Figure I.11. Schéma aérien du site de circulation des véhicules dans l'étude de David *et al.*, (1986).

- Méthodologie générale

Les durées des passations, lorsqu'elles sont précisées varient entre 20 entre 45 minutes sur écran d'ordinateur, à une heure sur grand écran (Oxley *et al.,* 2005), avec, si besoin, des pauses pour les personnes âgées. Généralement, ces dispositifs ne requièrent pas une **calibration** individuelle, la distance inter-véhiculaire n'ayant pas à être ajustée à la vitesse de marche des participants puisque ceux-ci sont immobiles. Oxley *et al.* (2005) précisent avoir déterminé les intervalles temporels de leur étude en se basant sur la vitesse moyenne de marche du groupe d'âge considéré, à partir des données extraites de deux études observationnelles conduites dans leur groupe de recherche (Oxley *et al.,* 1997). De façon générale, une **familiarisation** est nécessaire mais, dans ce contexte, l'objectif se limite à comprendre et acquérir une maîtrise suffisante de la tâche à effectuer. Il ne s'agit en aucun cas d'un entraînement locomoteur visant un ajustement à l'environnement. Quand des paramètres

individuels de marche sont collectés en marge des expérimentations (Oxley *et al.*, 2005, Thomson *et al.*, 2005), ceux-ci sont pris en compte en tant qu'information individuelle complémentaire pouvant être analysée ou non conjointement avec les données issues de la simulation. Dans l'étude de Thomson *et al*. (2005), le bénéfice d'un entraînement sur simulateur est testé lors d'épreuves de traversées effectives en environnement naturel durant lesquelles la vitesse de marche est mesurée et les participants sont filmés.

- Domaines de recherche concernés

Les domaines concernent principalement l'apprentissage de la traversée de rue chez l'enfant et l'étude du comportement piétonnier de la personne âgée. Les populations étudiées sont très diverses et varient d'une étude à l'autre (participants présentant une déficience intellectuelle ou des troubles neurologiques ; enfants, adultes ou personnes âgées). La population la plus étudiée avec ce type de simulateur est toutefois celle des **enfants** (David *et al.*, 1986 ; Thomson *et al.*, 2005 ; Oxley *et al.*, 2007, 2008 ; Bart *et al.*, 2008 ; Charron & Jouanne, 2009).

- Limites

Aucune des études de cette revue conduites avec un simulateur à un écran n'a autorisé un déplacement réel du participant. Même dans les études de l'équipe d'Oxley avec un grand écran courbe, le sujet reste dans une position assise. Compte tenu de cela, il n'est pas étonnant que l'**inconfort** ne constitue pas un problème abordé dans les articles référencés sur les simulateurs à un écran. L'avantage est contrebalancé par le fait que la situation s'éloigne d'une situation écologique où le piéton attend debout avant de pouvoir traverser. En outre, les écarts entre le participant et l'écran sont tels que les **mouvements d'exploration visuelle** de la scène (tête et yeux) ont une amplitude latérale réduite par rapport à ceux nécessaires pour contrôler le caractère sécuritaire de traversées en situation réelle. Il est à noter toutefois, que si les simulateurs à un écran n'ont pas été utilisés pour étudier la marche, ce type de recherche pourrait être envisagé avec un grand écran (au moins 4 m) placé latéralement par rapport au participant comme on peut le retrouver dans d'autres études à plusieurs écrans de grandes dimension comme les études de Lobjois et Cavallo (2007, 2009) et de Lobjois *et al.* (2013). La partie suivante fait l'objet de la présentation de ce type de dispositif.

I.1.3.3.3. LES SIMULATEURS MULTI-ECRANS

Une vingtaine d'articles (dont un *proceeding*) pour dix équipes ont été identifiés dans cette partie. Six pays sont représentés : le Canada, les Etats-Unis, la France, le Japon, le Royaume-Uni et Taiwan. Un des articles décrit l'utilisation d'un simulateur à deux écrans (Pitcairn & Eldmann, 2000). Dans les vingt et un autres, trois écrans ont été employés ; il s'agit d'écrans de télévision (Whitebread & Neilson, 2000), d'écrans d'ordinateur (McComas *et al.*, 2002 ; Schwebel *et al.*, 2008, 2009a, 2009b, 2010 ; Stavrinos *et al.*, 2011) ou encore d'écrans de vidéo projection (Lobjois *et al.*, 2005, 2013 ;

Lobjois & Cavallo, 2007, 2009 ; Yang *et al.*, 2008 ; Dommes & Cavallo, 2009, 2011, 2012 ; Dommes *et al.*, 2012 ; Neider *et al.*, 2011 ; Mitobe *et al.*, 2012).

- Description et avantages

Dans tous les cas, à l'exception de l'équipe française (Lobjois *et al.*, 2005, 2013 ; Lobjois & Cavallo, 2007, 2009 ; Dommes & Cavallo, 2009, 2011, 2012 ; Dommes *et al.*, 2012), les écrans sont placés devant le participant, jouxtés ou non les uns aux autres, et leur positionnement relatif est angulaire, s'approchant donc parfois d'un dispositif à un écran incurvé. Par exemple, Schwebel *et al.* (2008) proposent une perspective de 180° en face du participant (Figure I.12.), associée à des bruits ambiants et de trafic délivrés par des haut-parleurs.



Figure I.12. Photographie d'un enfant participant à l'expérience de Schwebel *et al.* (2008).

Ici encore, la **position** des participants et la **liberté de mouvement** dont ils disposent ne sont pas toujours explicitées, et demeurent globalement très variables d'une étude à l'autre. Dans certains cas, les participants sont quasi statiques, la tâche s'effectuant, soit dans une position assise (McComas *et al.*, 2002), soit debout (Pitcairn & Eldmann, 2000 ; Whitebread & Neilson, 2000). Ils produisent, soit un appui sur un bouton (Pitcairn & Eldmann, 2000), soit une réponse verbale (Whitebread & Neilson, 2000). Dans d'autres cas, les participants sont debout et plus ou moins libres de leurs mouvements (Lobjois *et al.*, 2005 ; Lobjois & Cavallo, 2007, 2009 ; Schwebel *et al.*, 2008, 2009a, 2009b, 2010 ; Yang *et al.*, 2008 ; Holland & Hill, 2010 ; Dommes & Cavallo, 2011, 2012 ; Dommes *et al.*, 2012 ; Neider *et al.*, 2011 ; Mitobe *et al.*, 2012), plus particulièrement les études françaises qui proposent une traversée complète (Lobjois *et al.*, 2005, 2013 ; Lobjois & Cavallo, 2007, 2009 ; Dommes & Cavallo, 2009, 2011, 2012 ; Dommes *et al.*, 2012) et celles de Yang *et al.* (2008), Neider *et al.* (2011) et Mitobe *et al.* (2012) qui proposent un déplacement sur tapis roulant.

Les travaux de Schwebel *et al.* (2008, 2009a, 2009b, 2010) et ceux de Holland et Hill (2010) ont en commun une initiation effective de la marche pour déclencher le début de traversée par le biais du contact d'une plate-forme de pression lors de la descente du trottoir (Schwebel *et al.*, 2008, 2009a, 2009b, 2010) ou de l'initiation du pas (Holland & Hill, 2010). Il est à noter que la vitesse de marche de l'avatar des études de Schwebel correspond à celle du participant (mesurée avant la simulation). Dans les travaux de Lobjois *et al.* (2005) et de Lobjois & Cavallo (2007, 2009), le participant (de profil par rapport aux écrans) ne doit tourner la tête que vers la gauche pour regarder les écrans et détecter des

obstacles à sa traversée, ce qui correspond au comportement adapté à la traversée d'une rue bien identifiée comme étant en sens unique. Cette simulation est la plus proche d'une traversée réelle puisqu'elle permet une traversée complète à plat. Pour Neider et *al.* (2011) et Mitobe et *al.* (2012), le participant est positionné sur un tapis roulant équipé de poignées de maintien. Les images projetées sur les écrans sont asservies à sa marche et à la position de sa tête grâce à différents capteurs. Ce type de dispositif permet de réaliser une traversée complète mais dénature toutefois la locomotion normale d'un piéton.

- Matériels

La disposition des écrans est variable selon les études. Trois simulateurs proposent des écrans de vidéo-projection (France, Etats-Unis, Japon). Le simulateur français de l'IFSTTAR (ex. Lobjois *et al.*, 2005, 2013 ; Lobjois & Cavallo, 2007, 2009 ; Dommes & Cavallo, 2011, 2012 ; Dommes *et al.*, 2012) intègre 3 écrans de 2,70 m de large x 1,90 m de haut placés latéralement par rapport au participant (Figure I.13.). L'orientation des écrans périphériques est telle que l'environnement visuel s'étend jusqu'à l'arrière du participant lorsque celui-ci attend en bord de rue. Ce simulateur est également composé de différents éléments (non décrits) permettant la reconstitution d'une rue à sens unique. Selon les renseignements pris auprès des auteurs du dispositif, il s'avère que si un trottoir est visible sur l'animation visuelle, aucun dénivelé correspondant n'est intégré au niveau du sol, le bord de route étant uniquement matérialisé par une marque au sol.

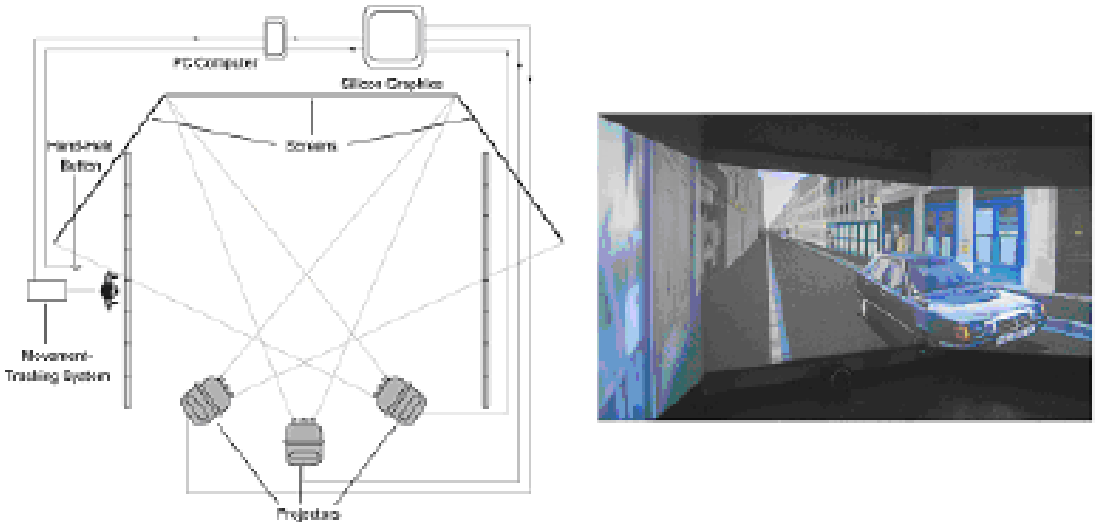


Figure I.13. Le simulateur Français de l'IFSTTAR, sur la gauche le schéma général et sur la droite un exemple d'une vue proposée aux participants (Lobjois et Cavallo, 2007).

Le simulateur CAVE de l'équipe américaine (Figure I.14.) utilisé par Neider *et al.* (2011), propose un environnement virtuel projeté sur trois écrans (303 cm de large x 273 cm de haut). Le

participant est positionné au centre de l'environnement sur un tapis roulant situé à 149 cm des écrans de cotés et dispose ainsi d'un champ de vision de 91°× 85° sur chaque écran.

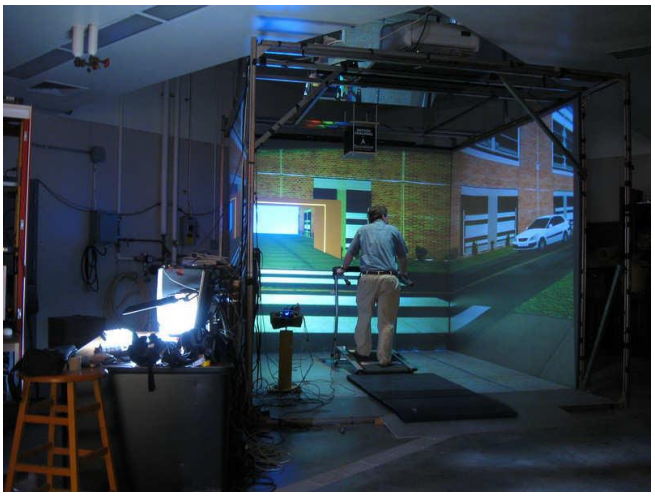


Figure I.14. Configuration type du simulateur CAVE de l'étude de Neider *et al.* (2011).

Tout récemment, le simulateur de Mitobe *et al.* (2012) a pour originalité de proposer un environnement virtuel de traversée de rue dans une intersection en T. Il se compose de 3 écrans de 254 cm (100 pouces) disposés à l'arrière, du côté droit et devant le participant (Figure I.15.).

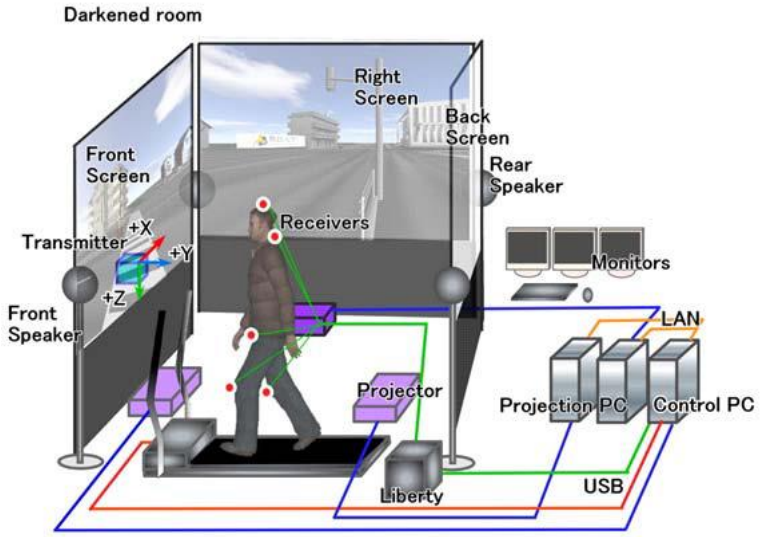


Figure I.15. Simulateur piéton utilisé par Mitobe *et al.* (2012) proposant un environnement virtuel de traversée de rue dans une intersection en T.

- Caractéristiques de l'environnement visuel

La description de l'**environnement visuel** est souvent résumée et pas toujours précise. Les études à base d'images de synthèse présentent diverses caractéristiques de rue et de signalisation, et répondent (ou sont susceptibles de répondre) au même cahier des charges que dans le cas des simulateurs à un écran (Figure I.16.). Par exemple, Yang *et al.* (2008) proposent un environnement avec des caractéristiques typiques de Taipei (Taiwan) ; Lobjois *et al. (*2005) et Lobjois & Cavallo (2007, 2009) présentent un sens unique (4,2 m de large) ; Neider *et al.* (2011) une rue à double sens ; Mitobe *et al.* (2012) un croisement en forme de T.



Figure I.16. Equipement et environnements visuels du simulateur utilisé par Yang *et al.* (2008).

De son côté, Schwebel *et al.* (2008, 2009a, 2009b) présentent une rue de banlieue à double sens proche d'une école élémentaire (Figure I.17.). Dans l'étude conduite par McComas *et al.* (2002), huit intersections différentes sont proposées selon trois critères : le type de signalisation (stop, feu, sans signalisation), la taille (une voie, 2 voies, 4 voies) et les distractions (bruit piétons, parc…). La spécificité de cette étude est l'inclusion dans le logiciel d'une rétroaction, invitant l'enfant à rester sur le trottoir : « arrête toi au bord du trottoir, et compare gauche – droite – gauche si ce n'est pas fait ». En outre, quand un enfant approche trop près d'un véhicule en mouvement, une mise en garde importante : "Danger - trop près ! (*too close*!)" clignote sur l'écran (d'après les auteurs, la stratégie est efficace et non traumatisante pour les enfants).



Figure I.17. Photographie de l'environnement virtuel utilisé par Schwebel *et al.* (2008, 2009a, 2009b).

Les études réalisées à partir de films d'images réelles (réalité projetée) sont plus nombreuses dans cette catégorie (Pitcairn & Eldmann, 2000 ; Whitebread & Neilson, 2000 ; Holland & Hill, 2010).

Dans l'étude de Pitcairn et Eldmann (2000), la rue sélectionnée a pour caractéristique principale d'être courbe afin de faciliter une prise de vue à double sens, passant dans un parc.

Au niveau du **scénario** des ***images de synthèse***, les potentialités sont similaires à celles des dispositifs de réalités virtuelles ou à un écran, les variables indépendantes étant majoritairement reliées aux paramètres de trafic. Par exemple, dans l'étude de Schwebel *et al.* (2008), trois paramètres de gestion du trafic sur simulateur sont manipulés : le volume du trafic est modulé selon l'âge du participant (11,92 véhicules/min chez l'adulte et 10,65 véhicules/min chez l'enfant), la vitesse (constante à 30 mph, soit 48,3 km/h) et le type de véhicules (choix après observation du site : 41% de berline, 20% d'utilitaire, 16% de 4x4). Les travaux de Lobjois *et al. (*2005) et de Lobjois & Cavallo (2007, 2009) sont basés sur un scénario routinier. Il s'agit de l'apparition à l'image de trois véhicules : un cyclomoteur puis deux voitures (longueur : 4,42 m ; largeur : 1,72 m) entre lesquelles le participant doit, s'il le peut, traverser. Le cyclomoteur apparaît 1,5 secondes après le début de chaque essai et la première voiture apparaît une seconde plus tard. La vitesse est constante (30 et 70 km/h) pour la phase de familiarisation puis de 40 et 60 km/h pour la phase expérimentale. Le passage des véhicules a lieu de la gauche vers la droite. Dans l'étude de Neider *et al.* (2011), la vitesse des véhicules de la rue en double sens est fixée à 30 mph (48,5 km/h) et la distance inter-véhiculaire est de 75 m dans la moitié des essais et de 90 m dans la seconde moitié. En outre, le scénario peut être variable au sein du simulateur selon le type de tâche à accomplir. Dans l'étude de Mitobe *et al.* (2012), deux tests sont réalisés : le test perceptif propose une apparition de véhicules à 100 m du participant pour une vitesse de déplacement de 20 km/h tandis que le test d'évaluation des accidents présente 3 fenêtres temporelles de traversée (sécuritaire: 9 secondes ; dangereuse: 6 secondes et accidentelle: 4 secondes).

Les trois articles précédemment distingués pour le recours à la ***réalité projetée*** ne nous informent pas sur le caractère scénarisé ou non du film (trafic réel ou mise en place d'un trafic contrôlé pour l'expérimentation). La durée du film est de 3 minutes pour Whitebread et Eldmann (2000) et de 9 minutes pour Holland et Hill (2010) sur une route bidirectionnelle limitée à 30 mph (48,28 km/h). Concernant l'étude de Whitebread et Neilson (2000), le film représente un trafic le long d'une route principale avec des voitures en provenance de la gauche, de la droite et d'une jonction sur le côté opposé de la route. La vidéo contient 4 intervalles longs (entre 12 et 22 s) et 4 intervalles courts (entre 3 et 6 s) pendant lesquels le sujet pourrait traverser. De toute évidence, les caractéristiques des scénarios ne s'adaptent pas aux performances locomotrices des participants. Ainsi, Holland et Hill (2010) précisent que le nombre de possibilités de traversées sécuritaires dépendait de la vitesse de marche du participant : de 9 possibilités pour les plus lents, à 35 pour les marcheurs les plus rapides.

- Méthodologie générale

Dans l'étude de Pitcairn et Eldmann (2000), **le positionnement des caméras** lors de la captation est décrit : la hauteur de la lentille de la caméra est de 122 cm par rapport au sol, soit à peu

près la hauteur des yeux à l'âge des participants ciblés dans l'étude. L'angle entre les deux caméras est de 165 degrés (Figure I.18.) mais l'information donnée ne précise pas le positionnement exact des caméras. Il est uniquement indiqué que les caméras sont sur le bas-côté de la route, en bordure externe d'un virage, ce qui permet de maximiser la vue du trafic dans les 2 sens. Enfin, pour limiter le temps de postproduction, la partie de l'image non utilisée est cachée sur chaque écran (en bas sur l'écran de gauche, en haut sur l'écran de droite, puis les 2 parties d'images restantes sont mises à la même hauteur). Une fois le film créé, il est projeté simultanément sur deux écrans, positionnés à 60°. Les protocoles de Whitebread et Eldmann (2000) et Holland et Hill (2010) ne sont pas aussi détaillés. Ils mentionnent l'utilisation de 3 caméras (gauche, droite, en face) sur une rue à double sens. Au niveau du taux d'affichage des images à l'écran et de la position du regard, peu d'informations sont fournies. Pour Lobjois *et al. (*2005) et Lobjois & Cavallo (2007, 2009), la position du regard du sujet est entre 90 et 140° à l'horizontal vers la gauche et de 40° à la verticale. L'image est calculée puis projetée en fonction de la hauteur des yeux du sujet. Sur tapis roulant, Yang *et al.* (2008) proposent un champ de vision de 154° horizontalement et de 34° verticalement.

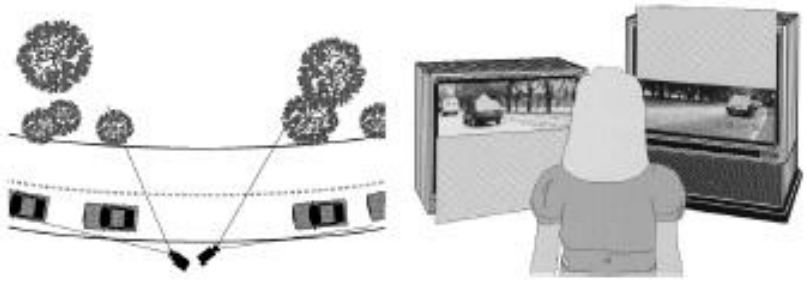


Figure I.18. Vue des participants face aux écrans dans l'étude de Pitcairn et Eldmann (2000).

Certains dispositifs intègrent le **recueil de données biomécaniques**. Un contrôle des mouvements de la tête est réalisé dans l'étude de McComas *et al.* (2002), même si la position est quasi statique. Un *headtracker* est positionné sur la tête de l'enfant et permet de vérifier s'il regarde bien de chaque côté de la rue avant de traverser. Il en est de même pour l'étude de Neider *et al.* (2011), la position et l'orientation de la tête sont relevées grâce à l'utilisation de lunettes de suivi ("*Flock of Birds 6 DOF electromagnetic tracker*") tandis que les déplacements du participant sur le tapis roulant sont mesurés à l'aide d'aimants placés sur un des rouleaux.

Certains dispositifs offrent des possibilités **d'interaction entre le participant et le scénario**. Dans le dispositif utilisé par Lobjois *et al. (*2005) et Lobjois & Cavallo (2007, 2009), un câble (locomètre) est attaché à la taille du participant et permet de suivre son mouvement de traversée. Les données fournies par ce dispositif sont utilisées pour produire une modification de l'image, à savoir un ajustement de celle-ci en fonction de l'avancée du participant. De cette façon, l'angle de vue reste toujours celui du participant. Dans le dispositif de Neider *et al.* (2011) décrit ci-dessus, les aimants

mesurant les déplacements du participant sur le tapis roulant envoient des impulsions à l'ordinateur qui peut alors modifier en conséquence l'environnement virtuel dans lequel évolue le participant afin de lui permettre de réaliser une traversée complète dans un environnement réaliste.

Concernant la **calibration** des simulateurs, seuls les travaux de Schwebel *et al.* (2008, 2009a, 2009b) prennent en compte le temps de marche pour définir le temps de traversée de l'avatar de chaque participant. Dans les expériences de Lobjois et Cavallo (2007), un temps de traversée est relevé à dix reprises pour deux vitesses (vitesse normale et vitesse rapide) mais les paramètres du simulateur (ex. fenêtres temporales, distances inter-véhiculaires) ne varient pas en fonction des capacités des participants. En revanche, la hauteur de l'image est calibrée en fonction de la hauteur des yeux afin d'augmenter le **réalisme**. De façon générale, il est difficile d'apprécier celui-ci. Du point de vue de l'image elle-même, il est probable que l'optimum soit atteint en réalité projetée. Schwebel *et al.* (2008) ont fait évaluer celui de leurs simulations : la note globale chez l'adulte suggère une appréciation comprise entre « assez » et « tout à fait réaliste » alors qu'elle est plus faible chez l'enfant et présente un écart-type plus important.

Les informations relatives à une **familiarisation** ne sont pas toujours fournies. Celle-ci est cependant décrite par Lobjois et Cavallo (2007, 2009), Schwebel *et al.* (2008, 2009a, 2009b) et Neider *et al.* (2011). Dans les travaux de Schwebel *et al.*, la familiarisation est associée à deux démonstrations par les expérimentateurs dans une situation sécuritaire et une situation dangereuse ; l'expérimentateur rentre volontairement en collision avec l'un des véhicules, pour diminuer la curiosité des enfants par rapport à ce qui se passe en cas d'accident. Pour Neider *et al.* (2011), la familiarisation sur dix essais permet de s'habituer au tapis roulant et à l'environnement virtuel proposé. Dans les travaux de Lobjois & Cavallo (2007, 2009) et de Lobjois *et al.* (2013), la familiarisation est présentée comme permettant au participant de découvrir l'environnement virtuel ; elle est réalisée avec des vitesses de véhicules, des distances inter-véhiculaires ou des fenêtres temporelles différentes de celles manipulées dans l'expérimentation. La part d'entraînement bénéficiant au comportement locomoteur n'est pas précisée. La durée des sessions expérimentales est rarement communiquée (ex. 1,5 heure pour Lobjois et Cavallo, 2009).

- Domaines de recherche concernés

Ces dispositifs ont permis de répondre à certaines questions relatives à la sécurité routière dans des populations diversifiées (enfants, adultes) en termes d'étude du comportement, d'apprentissage de la sécurité routière, de rééducation ou de réentraînement. Chez l'**adulte**, quatre équipes se sont intéressées à l'effet du vieillissement (Lobjois *et al.*, 2005, 2013 ; Lobjois & Cavallo, 2007, 2009 ; Dommes & Cavallo, 2011, 2012 ; Neider *et al.*, 2011 ; Mitobe *et al.*, 2012) dont une qui s'est également intéressée à la différence des genres (Holland & Hill, 2010).

- Limites

Les contraintes et limites des simulateurs multi-écrans, dépendent du type de dispositif. Pour les dispositifs faisant face à un participant assis, elles sont similaires à celles des simulateurs à un écran. Lorsque le participant est debout avec un boîtier de réponse, la position est plus écologique et l'initiation de la marche, autorisée dans certains dispositifs, renforce encore cet avantage. Au regard de la **locomotion et autres mouvements**, les meilleures potentialités nous semblent être celles offertes par le dispositif français utilisé par Lobjois *et al.* (2005) et Lobjois & Cavallo (2007, 2009) car il est le seul à offrir une traversée effective identique à celle réalisée en milieu urbain. Toutefois, comme précisé auparavant, l'option retenue en ce qui concerne les trottoirs est mixte car ils sont présents uniquement au niveau visuel. Le mouvement de descente n'a donc (en théorie) pas lieu d'être mais l'environnement peut générer sur ce point un conflit perceptivo-moteur susceptible de modifier la dynamique du premier pas. Les simulateurs sur tapis roulant de Neider *et al.* (2011) et Mitobe *et al.* (2012) sont également intéressants sur ce point car ils proposent une traversée complète, cependant la marche sur un tapis roulant, et/ou la position des mains sur un support, modifient la marche réelle des participants (Savelberg *et al.*, 1998 ; Lee & Hidler, 2008).

Un autre point important concerne le positionnement angulaire des écrans qui a pour objectif de créer un **effet de profondeur**. Cet effet semble respecté dans les études de Neider *et al.* (2011) et de Mitobe *et al.* (2012) puisque l'environnement évolue en fonction de l'orientation de la tête et du nombre de pas effectués sur le tapis. Dans le cas contraire, si la coordination des images entre les écrans différents peut être partiellement gérée sur le plan de la perspective, elle ne peut en aucun cas donner l'illusion d'un véhicule franchissant linéairement l'espace délimité par les écrans, contrairement à ce que peut produire la RV en 3D. Dans le cas d'un dispositif délimitant la scène sur trois côtés, l'effet pourrait être plus ou moins contrôlé dans le cas de véhicules roulant de gauche à droite et dans celui d'une rue à sens unique (la distance minimale au véhicule étant l'écart entre le participant et l'écran). Cependant, ce contrôle serait plus difficile dans le cas d'une voie à double sens, même si celle-ci présente pourtant davantage d'intérêt en termes d'accidentologie en lien avec l'augmentation de la charge attentionnelle. Une structuration en essais de la session expérimentale est une méthode qui permet de s'affranchir partiellement de ces limites (les essais pouvant s'arrêter au moment auquel le véhicule est «optiquement» le plus près du participant).

Un éventuel effet **fatigue ou répétition** n'est que rarement pris en compte. Seuls Whitebread et Neilson (2000) ; Lobjois et Cavallo (2007, 2009) ; Yang *et al.* (2008) ; Dommes et Cavallo (2011, 2012) fournissent des informations, avec des durées de sessions variant entre 20 min et 1 h 30 min. Whitebread et Neilson (2000) prennent en compte la notion de fatigabilité mais pas dans les aspects locomoteurs, le participant restant assis dans cette étude. Dans l'optique de demander un déplacement réel dans un environnement à plusieurs écrans, la fatigabilité doit pourtant être testée au préalable dans ses aspects cognitifs et sensori-moteurs. Au mieux, il est possible de s'appuyer sur les informations

fournies par Lobjois et Cavallo (2007, 2009) en termes de nombre d'essais, ceux-ci variant entre une vingtaine et une cinquantaine par expérience et de soixante-quinze essais pour Dommes et Cavallo (2011, 2012) sur le même simulateur. Le problème de l'**inconfort** est lui aussi rarement abordé, ce qui peut se justifier par le fait que le participant est en position assise et/ou ne porte pas de dispositifs. Une exception toutefois : Schwebel *et al.* (2008) pour lesquels l'inconfort renvoie à des sensations de malaise (« *sickness* ») quantifiées, d'une part, à l'aide du « *Simulator Sickness Questionnaire* » (Kennedy *et al*., 1993), et d'autre part, à l'aide d'une échelle de Likert (*Cf.* Likert, 1932) cotée de 0 (aucun symptôme) à 4 (symptôme sévère). Les résultats suggèrent une absence de symptômes ou des symptômes légers chez les participants, enfants et adultes.

I.1.3.3.4. CONCLUSION SUR LES SIMULATEURS

En ce qui concerne le **visuel**, la réalité projetée offre l'avantage incontestable d'un réalisme accru par rapport aux images de synthèse mais cet avantage se heurte souvent à des limites avérées ou potentielles. En effet, la moindre 'malléabilité' du produit audio-visuel après captation des images réduit les possibilités d'ajustements *a posteriori* des images. Le problème peut se révéler crucial en cas de conflits perceptifs, notamment ceux susceptibles d'engendrer des problèmes d'équilibre. Or, il semble qu'aucune étude de cette catégorie ne présente une projection proche de l'échelle humaine : le sujet serait systématiquement face à un ou plusieurs écrans d'ordinateurs ou de téléviseurs (avec l'incertitude liée au manque d'information directe dans le cas de Holland et Hill, 2010). Le développement d'un environnement de taille réelle en réalité projetée ne peut donc s'appuyer sur aucune étude antérieure dans le domaine de la traversée de rue. Il est également important de souligner que la réalité projetée (images réelles) n'autorise pas encore l'asservissement du film projeté à la position du sujet lorsque celui-ci se déplace. De même, l'ajustement à la taille du sujet de la hauteur de projection semble difficile. Le support visuel de films réels se caractérise également par une moindre 'malléabilité' du scénario après la captation. Comparativement, les images de synthèses, bien que souvent moins réalistes, offrent de meilleures potentialités de contrôle précis des degrés des variables dépendantes (pour un ajustement d'images de synthèses en fonction de l'angle de vue du piéton, réglage opérationnel à la taille du participant avec le simulateur à images de synthèse ; *Cf.* Lobjois & Cavallo, 2007, 2009). Or, tant dans l'approche expérimentale que clinique, la maîtrise des paramètres de simulation est un atout majeur, permettant notamment de définir précisément les caractéristiques de déplacement des véhicules figurant dans le scénario. Différents types d'essais peuvent ainsi être reproduits à l'identique ou reproduits avec des variantes notamment pour tester les processus de généralisation ou encore offrir un environnement visuel d'une complexité croissante mais aussi pour asservir certains d'entre eux à des caractéristiques individuelles. Au total, les ressources techniques dont doivent disposer les équipes de recherche ne sont pas les mêmes en réalité projetée et en images de synthèse, techniciens audiovisuels d'un côté (avec un besoin identifié en compétences relatives aux

projections grand format), informaticiens et infographistes de l'autre. A cet égard, la qualité des images de synthèse est variable et s'apparente à celle de jeux vidéo plus ou moins sophistiqués. Cette qualité peut dépendre, non seulement de l'année de publication (donc des possibilités techniques au moment où a été réalisé le support audiovisuel), mais aussi de l'investissement financier dévolu à l'étude. La question de l'attitude des personnes plus âgées à l'égard des images de synthèse reste entière et peut aussi entrer en ligne de compte.

En termes de **mouvements**, la distinction majeure est liée à la position du participant. La position assise prédomine dans les études en deux dimensions (2D) sur écrans, avec le plus souvent un recueil de réponses manuelles. L'intérêt d'une approche biomécanique est alors minime. Quand le participant est debout avec ce type de dispositifs, les demandes motrices peuvent être très restreintes (sujet immobile appuyant sur un boîtier), modérées (uniquement initiation de la traversée) ou importantes (la traversée est effective sur le plan moteur, à même le sol ou sur tapis roulant). Les casques de réalité virtuelle offrent également des possibilités de mouvements importantes. L'avancée de la technologie permet l'utilisation de matériels de plus en plus perfectionnés et de plus en plus légers. Toutefois, les simulateurs à plusieurs écrans ou en RV ont chacun des avantages et des inconvénients au regard du mouvement. Les systèmes de casques de réalité virtuelle permettent une immersion complète du sujet dans un environnement 3D, mais le participant n'a pas d'accès visuel à son corps, ce qui entrave les ajustements visuo-moteurs et n'autorise pas encore l'inclusion de différences de niveaux au sol pour matérialiser des trottoirs. Des dispositifs récents de RV tendent à dépasser cette limite mais, à notre connaissance, ils n'ont pas encore été appliqués au domaine de la traversée de rue. Enfin, le mouvement peut être perturbé par les contraintes techniques de l'équipement porté sur la tête et par les câbles. Le problème des conflits perceptifs potentiels, que ce soit avec des dispositifs de RV ou des écrans délimitant une zone immersive, concerne de façon cruciale leur impact sur l'équilibre locomoteur mais aussi l'occurrence de cinétoses. La cinétose correspond à une situation dans laquelle il existe une perturbation entre la perception visuelle et le système vestibulaire, et qui peut provoquer des étourdissements, de la fatigue ou encore des nausées. Si les articles relatant des études en simulateur de conduite mentionnent fréquemment le nombre de participants qui n'ont pas complété les sessions pour cause de mal des transports, les articles sur le piéton sont plus discrets à propos des cinétoses. Seul Schwebel *et al.* (2008) y font référence en termes d'inconfort et formulent des conclusions qui minimisent ce problème. Toutefois, dans cette étude le simulateur est composé d'écrans d'ordinateur et la question reste ouverte en RV ou salles immersives. Il est également important de souligner qu'aucun article ne fait état d'un risque de chute. Fung *et al.* (2004, 2006) semblent les seuls à avoir équipé leurs participants d'un harnais, particulièrement justifié ici en raison de la marche sur un tapis roulant surélevé (Figure I.7.). Yang *et al.* (2008) qui utilisent aussi un tapis roulant, renforcent la sécurité par la présence constante d'un expérimentateur à l'arrière du tapis, tandis que Neider *et al.* (2011) demandent aux participants de se maintenir aux poignées du

tapis roulant. Dans des salles d'immersion, où les conflits perceptifs peuvent toucher des participants mobiles, la mise en place d'un harnais est recommandée, au moins pour les personnes fragiles et dans les phases de test du simulateur.

Au final, si les expérimentations en simulateur sur le comportement des piétons sont à favoriser, les modalités d'équipement doivent être décidées de manière pragmatique en fonction des questions scientifiques posées, des compétences à disposition ainsi que de l'enveloppe financière allouée à l'étude. La question ultime au regard de l'utilisation d'un simulateur, quel qu'il soit et dans quelque domaine que ce soit, concerne le fait de savoir si le comportement émis dans un tel environnement est représentatif du comportement qui serait émis en situation réelle. Or dans un contexte accidentogène, il est possible que les participants soient moins prudents en situation virtuelle, sachant qu'ils ne courent aucun risque réel. Les initiatives visant à établir des comparaisons sont restreintes. Hatoyama *et al.* (2003) apportent des éléments de réponses plutôt positives dans le cas de leur simulation en RV puisque les participants ont tendance à évaluer le même rendu entre la rue présentée dans l'espace réel et celle dans l'espace virtuel (la différence de valeur entre les 2 espace la plus répandue se situe entre -1 et 0 sur une échelle allant de -10 à 10). Enfin, Pitcairn et Edlmann (2000) expliquent qu'il n'est pas possible de comparer directement des résultats obtenus sur le terrain avec ceux obtenus dans un simulateur de réalité projetée car les contraintes de projections déforment les angles de vue.

I.1.3.4. Conclusion sur les méthodes d'investigation

Pour conclure cette partie, chaque méthode (questionnaires, observations, études *in situ*, simulateurs) peut apporter des informations pertinentes et complémentaires les unes des autres sur le comportement du piéton. Les études faisant appel aux questionnaires permettent principalement de définir des classes de comportements à partir du ressenti/vécu des participants, parfois recueilli à grande échelle, mais généralement *a posteriori* et/ou en dehors du contexte de la traversée de rue. Les observations offrent une approche contextualisée et permettent l'analyse du comportement piétonnier en situation réelle. Cette technique offre l'accès à des informations concrètes et objectivables dont le recueil est toutefois limité par le manque de standardisation ou de répétabilité. Les expérimentations *in situ* sont réalisées avec un protocole expérimental et présentent l'avantage majeur de pouvoir isoler facilement des variables contextuelles de manière beaucoup plus standardisée tout en gardant une certaine 'écologie'. Elles sont toutefois limitées en termes de déplacement et peuvent perturber la prise d'information (parallaxe). Les études sur simulateurs, quant à elles, tentent de proposer des environnements se rapprochant des conditions réelles dans le but d'acquérir des données standardisées et précises, reflétant le comportement réel de traversée de rue. Quel que soit leur type (casque de RV, un écran, multi-écran), les simulateurs dynamiques, c'est–à-dire ceux offrant l'opportunité de se déplacer (Lobjois & Cavallo, 2007, 2009 ; Lobjois *et al.,* 2013 ; Schwebel *et al.,* 2008, 2009a, 2009b,

2010 ; Yang *et al.*, 2008 ; Dommes & Cavallo, 2009, 2011, 2012 ; Dommes *et al.*, 2012 ; Neider *et al.*, 2011 ; Mitobe *et al.*, 2012) ou encore ceux tenant compte de la vitesse de marche des participants (Oxley *et al.*, 2005, 2007), semblent fournir davantage de renseignements sur le comportement piétonnier. Par exemple, ils permettent de définir le caractère "sécuritaire" ou non d'une traversée de rue grâce au calcul de la position du véhicule par rapport à celle du participant et ainsi constater précisément la prise de risque des usagers.

Qu'en est-il des piétons âgés dans ce type d'investigations ? Avec les environnements virtuels, il est possible que l'environnement s'apparentant fortement à celui de jeux vidéo soit plus adapté à des populations jeunes qu'à des populations âgées. L'attitude de celles-ci à l'égard des simulateurs pourrait constituer en elle-même un centre d'intérêt. En effet, l'investissement des retraités dans les nouvelles technologies va en grandissant et pourrait entraîner un changement dans les comportements qui y sont reliés. A notre connaissance, il n'y a pas eu d'expérimentation *in situ* chez la population âgée. Il existe également peu d'études observationnelles (Oxley *et al.*, 1997) et seules sept publications (soient 20,9%) portent un intérêt spécifique aux personnes âgées, quatre d'entre elles (dont un *proceeding*) avec un simulateur à 3 écrans et un article à partir d'un simulateur à un seul écran. Le cas des personnes âgées semble donc faiblement traité dans ce contexte alors qu'elles sont surreprésentées dans les statistiques relatives aux accidents de piétons (pour des statistiques françaises, *Cf.* 1.1.2.3) et que les conséquences en cas d'accident ou de chute seront beaucoup plus importantes dans cette catégorie d'âge comparativement aux autres classes d'âge. La chute chez la personne âgée est classiquement étudiée par des approches biomécaniques et/ou neurophysiologiques. Cependant, cette mise en relation entre les éléments intrinsèques à la chute et ceux dépendant de la tâche de traversée ne sont que très rarement abordés dans la littérature. Cette perspective pourrait permettre de mieux comprendre les difficultés rencontrées par le piéton âgé lors de la traversée de rue, tout en réalisant davantage de passerelles vers la prévention de la chute. Les connaissances actuelles sur ce thème sont présentées dans le point suivant.

I.1.4. Traversée de rue et difficultés spécifiques du piéton âgé

Les personnes âgées constituent une classe démographique dont le seuil d'entrée est variable. Selon les bases de données de l'INSEE, sont considérées comme âgées les personnes de 60 ans et plus. Selon l'OMS les personnes âgées sont les plus de 65 ans. D'un point de vue socio-économique, le repère correspond à l'âge de la retraite. Enfin, dans le domaine médical, le qualificatif « personne âgée » désigne les plus de 75 ans. Il est possible que ce soit surtout le déclin des capacités physiques et cognitives qui permette de qualifier une personne d'âgée. Il apparaît donc nécessaire de mettre en place des critères d'inclusion et d'exclusion basés sur les capacités physiques et cognitives afin de recruter une population homogène.

Les sections suivantes décrivent les différentes étapes et processus impliqués dans la traversée de rue. Elles renseignent les déclins présentés par les personnes âgés aux niveaux informationnel, décisionnel, locomoteur et leurs conséquences d'un point de vue comportemental global. Les informations proposées sont issues des études sur simulateur concernant le piéton âgé (Oxley *et al.*, 2005 ; Lobjois & Cavallo, 2007, 2009 ; Lobjois *et al.*, 2013 ; Dommes & Cavallo, 2011, 2012 ; Dommes *et al.*, 2012 ; Langevin *et al.*, 2011 ; Neider *et al.*, 2011 ; Mitobe *et al*,. 2012).

I.1.4.1. Positionnement d'attente au bord du trottoir

Une étape initiale de la traversée peut être une phase d'attente. Celle-ci correspond à un arrêt de la progression du piéton vers sa destination. Cette phase n'existe pas systématiquement dans les conditions naturelles de traversée, puisque les individus n'ont pas forcément besoin de stopper leur marche, notamment lorsque la circulation est faible, voire inexistante. Si une attente est requise, le piéton est alors plus ou moins statique avant d'initier la traversée. Il est situé à une certaine distance de la bordure, dans une position qui lui est propre, à la recherche d'informations lui permettant de concrétiser son action.

Selon Harrell (1990), la position **d'attente sur le bord du trottoir** peut renseigner sur la perception du risque. L'auteur émet l'hypothèse que les piétons âgés ont une moins bonne perception du risque face au trafic et, de ce fait, qu'ils devraient se positionner plus près de la bordure que les jeunes. A l'inverse, les participants âgés recrutés dans cette étude se sont tenus plus loin de la bordure que les participants jeunes, ce qui est interprété comme un signe de prudence. Une position des femmes plus en retrait de la bordure que les hommes pourrait d'ailleurs s'expliquer par le fait qu'elles sont plus précautionneuses (Henderson & Lyons, 1972). Ce comportement plus sécuritaire des piétons âgés pourrait cependant être contre-productif. Ainsi, se tenant plus loin de la bordure, les personnes âgées auraient une distance de traversée supérieure à celles des jeunes pour une vitesse de marche plus faible (Langlois *et al.*, 1997). Par conséquent, elles courraient plus de risque d'accident ou renonceraient davantage à réaliser la traversée ('autocensure' de certains trajets voire *in fine* de toute sortie du lieu de vie).

I.1.4.2. Prise d'information

Qu'une phase d'attente soit effective ou non, l'initiation d'une traversée sécuritaire requiert une **prise d'informations** efficace. Celle-ci correspond à l'observation des éléments pertinents issus de l'environnement urbain et du trafic approchant. Elle nécessite le plus souvent une rotation de la tête, accompagnée ou non d'une rotation des épaules, afin d'identifier les éléments pertinents de l'environnement, en l'occurrence principalement les voies de circulation. En effet, la prise d'information est principalement visuelle en milieu urbain (Paillard & Amblard, 1985) et l'attention porte essentiellement sur les véhicules, lesquels sont des objets en mouvement dont la variation de distance se traduit par l'expansion de l'image rétinienne de l'objet (Gibson, 1979).

Mitobe *et al.* (2012) montrent que le **champ de vision** est significativement réduit chez les participants âgés par rapport aux participants jeunes mais les auteurs n'observent pas de corrélation entre la largeur du champ de vision et le taux d'accident. En revanche, ils soulignent une corrélation entre l'angle de rotation de la tête et le nombre d'accidents. Plus les participants tournent la tête et moins ils ont d'accidents, ce qui illustre la nécessité d'une bonne stratégie exploratoire. Dans l'étude de Holland et Hill (2010), les mouvements de la tête des participants ont été filmés. L'analyse des films a permis de déterminer notamment la direction du dernier regard avant de traverser et le nombre de fois où la personne a examiné deux fois de chaque côté la route dans les 3 secondes qui précèdent la traversée. Ce dernier paramètre se révèle prédicteur d'une traversée dangereuse. Une interaction apparaît entre l'âge et le sexe dans le pourcentage de traversées précédées d'une exploration visuelle bilatérale (Figure I.19.) : celui-ci diminue dangereusement chez les femmes âgées et ce, plus particulièrement chez celles de plus de 75 ans. En ce sens, les femmes âgées regardent moins le trafic des deux côtés que les jeunes et se mettent ainsi davantage en danger.

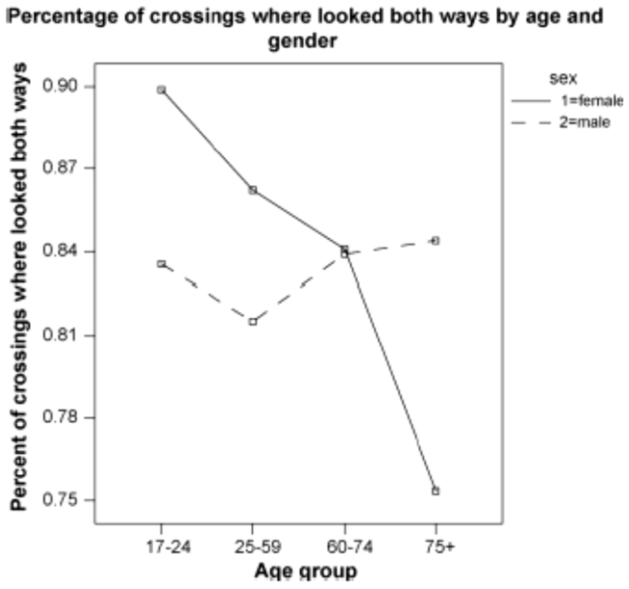


Figure I.19. Pourcentage de traversées précédées d'une exploration visuelle bilatérale, selon l'âge et le sexe (Holland & Hill, 2010).

Outre le rétrécissement du champ visuel déjà évoqué, le vieillissement physiologique provoque **une baisse de la vision des contrastes et la détérioration de l'accommodation** (Lord *et al.,* 2006) ainsi qu'**une baisse de l'acuité visuelle et une diminution de l'adaptation aux faibles luminosités** (Sturniek *et al.,* 2008). En plus des modifications normales liées à l'âge, les personnes âgées sont susceptibles de développer des déficits visuels liés aux pathologies oculaires telles que la Dégénérescence Maculaire Liée à l'Age (DMLA), le glaucome ou la cataracte (Khan *et al.*, 1977). Les obstacles notamment au sol, deviennent moins repérables et peuvent exposer la personne âgée à des risques tels que la chute ou la moins bonne visibilité des véhicules en approche. A notre connaissance, les populations âgées souffrant de troubles visuels spécifiques n'ont pas été étudiées dans le contexte de la traversée de rue.

Avec l'âge, le **délai d'initiation des saccades oculaires** augmente tandis que **les vitesses de capture et de poursuite visuelles** diminuent (Sharpe & Sylvester, 1978; Lapidot, 1987 ; Abel *et al.*, 1983). Ces modifications se traduisent par des retards permanents lors de la poursuite d'une cible en mouvement (Spooner *et al.,* 1980). Par conséquent, l'avancée en âge provoque d'une part une baisse des capacités à percevoir les objets en mouvement (Staplin & Lyles, 1991) et d'autre part des difficultés à suivre du regard des stimuli se déplaçant rapidement (Sharpe & Sylvester, 1978). Toutes ces difficultés perceptivo-motrices pourraient contribuer à la faible performance des personnes âgées dans des tâches d'estimation du temps d'arrivée d'un véhicule à l'approche (Schiff *et al.,* 1992) ainsi qu'à la moindre détection du risque de collision avec un obstacle chez les conducteurs âgés (De Lucia *et al.,* 2003).

I.1.4.3. Prise de décision

En condition écologique, lorsqu'une phase d'attente est présente, sa durée est contrainte par la densité du trafic mais elle peut aussi s'allonger en lien avec les difficultés perceptives déjà mentionnées, mais aussi par des difficultés de prise de décision (pouvant notamment se traduire par des hésitations) et/ou des exigences sécuritaires majorées.

Selon Lavergne (1983), la prise de décision est " un acte de choix entre différentes hypothèses choisies. Autrement dit, nous considérons que l'hypothèse choisie n'est pas forcément celle qui est affirmée formellement, mais certainement celle qui est appliquée ". Pour Payne *et al.* (1992), le comportement de décision est défini comme un système adaptatif ayant pour caractéristique l'utilisation de stratégies choisies en fonction de la situation. En ce sens, la stratégie à adopter dépendra de la tâche, et plus particulièrement du contexte de cette tâche (Payne *et al.,* 1992). Ces auteurs précisent que la pression temporelle réduit la qualité de la prise de décision. Cependant, Kaplan *et al.* (1993) indiquent que la pression temporelle induirait moins de jugements extrêmes, ce qui pourrait parfois compenser l'impact négatif de la pression temporelle sur la prise de décision.

Différents modèles schématisent la prise de décision en plusieurs étapes. Dans le cadre de la prise de décision de traverser la rue, le choix d'un modèle en situation dynamique paraît le plus adapté. En outre, le modèle devait être plus centré sur l'action de l'individu que sur la compréhension de sa prise de décision. Ainsi, Hoc et Amalberti (1994, 1995) proposent un modèle procédural issu de celui de Rasmussen (1986). Il est composé de 3 niveaux de contrôle des activités (Figure I.20.) correspondant à des niveaux décroissants de familiarité avec la tâche (les automatismes, les règles, les connaissances).

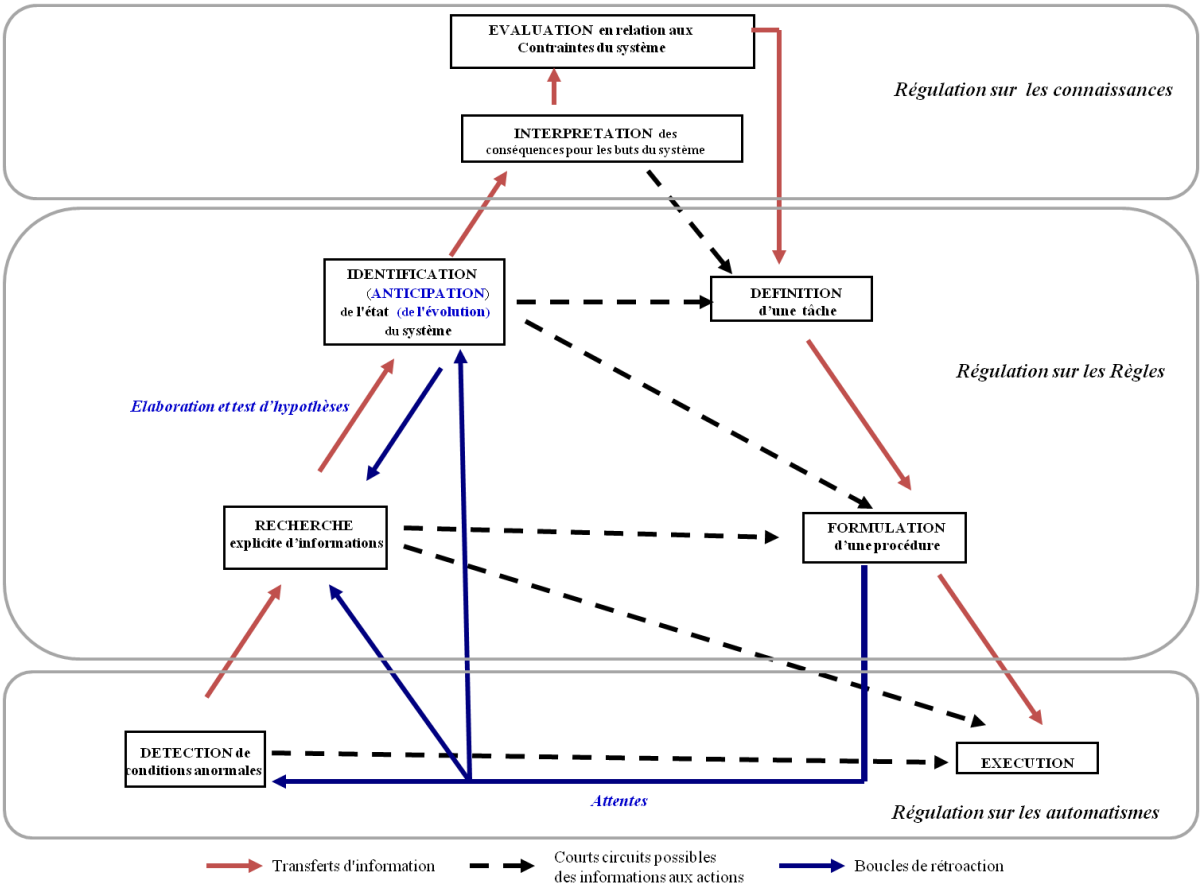


Figure I.20. Présentation du modèle de prise de décision de Hoc et Amalberti (1994, 1995).

Le niveau basé sur les connaissances est utilisé en cas de situation nouvelle, c'est-à-dire lorsque l'individu doit diagnostiquer une situation ou prendre une décision mais qu'il ne possède pas encore d'exemple en mémoire. Il doit alors évaluer la situation en mettant en place des hypothèses à tester puis interpréter les résultats afin d'élaborer une procédure de solution. Le niveau basé sur les règles permet de résoudre les problèmes familiers ou d'exécuter des procédures (celles-ci étant issues des connaissances). Le niveau basé sur les automatismes est utilisé lorsque la pratique à répétition a permis de concaténer les actions les unes aux autres afin d'exécuter directement la tâche. Ainsi, à mesure que s'accroît l'expertise, le contrôle se déplace du niveau contrôlé par les connaissances vers

le niveau contrôlé par les automatismes en passant par celui contrôlé par les règles, les 3 niveaux pouvant également fonctionner en parallèle.

La partie gauche du modèle (Figure I.20.) correspond à l'étape d'analyse de la situation. Elle est composée de trois modules permettant de conduire au diagnostic et au pronostic de la situation : la détection de conditions anormales, la recherche explicite d'informations et l'identification de la situation. La partie droite représente l'étape de planification de l'action. Elle est composée de trois modules permettant de conduire à l'action : la définition d'une tâche, la formulation d'une procédure et l'exécution. Il existe entre ces deux étapes deux modules, celui de l'évaluation des conséquences et celui de la définition d'un but, correspondant au niveau basé sur les connaissances. En outre, ce modèle permet des raccourcis en fonction de la nature de la situation ainsi que des boucles de rétroaction permettant de rendre compte de l'importance des attentes au niveau de la détection, de la recherche et de l'identification.

Comme évoqué ci-dessus, pour traverser une rue de façon sécuritaire, le piéton doit tout d'abord explorer l'environnement (le trafic mais aussi l'aménagement). Lors de l'apprentissage de la traversée de rue, les enfants sont éduqués à regarder des deux côtés de la route avant de traverser. L'objectif est d'automatiser ce comportement, qui est supposé se maintenir même à un âge avancé. La recherche d'information peut être réalisée au cours de l'approche du bord de la route, ou en arrêt en bord de trottoir. En fonction de la situation et des caractéristiques propres au piéton (but, capacités physiques, perception du danger), celui-ci va, soit décider d'exécuter sa traversée (sachant qu'il pourra encore moduler son comportement en cours de traversée), soit la différer. Dans le second cas, il continuera à analyser le trafic (cette fois, généralement en position d'attente) afin de détecter l'occurrence d'une configuration plus favorable à la traversée.

La décision de traverser repose essentiellement sur la direction et la vitesse des véhicules, et vise à estimer l'instant où la trajectoire du véhicule va croiser celle du piéton. Une décision sécuritaire évite cet impact. Ainsi, cet intervalle doit être en adéquation avec sa vitesse de marche et doit, si besoin, tenir compte des difficultés potentielles qu'il pourrait rencontrer telles que devoir accélérer, stopper sa marche ou encore négocier le passage du trottoir. Le processus repose donc sur la focalisation et la concentration de l'attention sur le trafic dans les deux directions, la capacité à commuter son attention d'une source d'information à une autre (extrapersonnelle, intrapersonnelle), et de sélectionner ou intégrer l'information pertinente pour arriver à une décision sûre. Des situations de trafic plus complexes vont donc nécessiter plus d'ajustements, renvoyant aux niveaux supérieurs du modèle puisque le piéton doit se baser sur des règles ou des connaissances pour estimer s'il peut ou non s'engager sur la chaussée. Un tel processus de décision et d'exécution peut être lié à des automatismes ou faire appel à des règles, voire à des connaissances.

Lorsque la décision prend correctement en compte les aptitudes du piéton, les aménagements et le trafic, la traversée ne représente pas de mise en danger. Les causes d'accidents potentiels restent toutefois une chute dont le scenario inclut uniquement le piéton mais peut aussi concerner un véhicule si le conducteur n'a pu ajuster sa trajectoire. Un accident peut aussi, le cas échéant, être lié au comportement aberrent d'un véhicule.

Si des erreurs de jugement sont commises, il peut en résulter la sélection d'un intervalle trop court impliquant une prise de risque susceptible d'aboutir à un accident. En outre, les situations complexes, nécessitant davantage de ressources de traitement et des ajustements moteurs conséquents peuvent majorer le risque de chute avec les conséquences décrites ci-dessus. Cependant, la sélection d'un intervalle trop court peut être un choix délibéré du piéton, celui-ci comptant sur un ajustement favorable du conducteur. En effet, certains piétons feraient l'hypothèse que la voiture va s'arrêter pour les laisser passer. Cette idée n'est pas facilement testable dans un simulateur, du moins avec des scenarios prédéfinis, car le participant sait que le véhicule présent à l'image continuera sa trajectoire quel que soit le comportement du participant.

L'ensemble de ces mécanismes pourrait perdre de son efficience avec l'âge et expliquer la prévalence élevée d'accidents piétonniers dans cette population. Tout d'abord, l'omission du comportement automatisé d'exploration du trafic pourrait être majorée chez les personnes âgées en lien avec les réductions des ressources attentionnelles (Craik & Byrd, 1982) et une plus grande fatigabilité. La traversée ne serait alors pas liée à un processus de décision mais serait plutôt guidée par des affordances. Lorsque le processus décisionnel est mis en œuvre, la latence d'initiation de la traversée semble plus longue chez les personnes âgées que chez les jeunes (Oxley *et al.,* 2005 ; Lobjois & Cavallo, 2007). Par exemple, Lobjois et Cavallo (2007) décrivent, chez les personnes âgées, un allongement du temps de prise de décision de 0,23 seconde sous contrainte temporelle et de 0,43 seconde sans contrainte temporelle, comparativement aux adultes de 20 à 30 ans. Ce constat pourrait être le reflet de difficultés à localiser et à sélectionner les informations pertinentes de l'environnement dans la décision de traversée. De façon compatible, Oxley *et al.* (1997) montrent, par l'observation d'une rue à double sens, que les jeunes initient leur traversée avant la fin du passage d'un véhicule sur la voie la plus proche d'eux alors que les personnes âgées attendent la fin de son passage pour le faire. Neider *et al.* (2011) observent également que le temps précédant l'initiation de la traversée, correspondant sans doute à l'analyse du trafic et à la prise de décision, se révèle supérieur chez les personnes âgées, la différence intergénérationnelle étant encore plus importante si les piétons sont occupés à téléphoner. Ces résultats suggèrent que le coût du traitement ‘multi-tâche’ peut être particulièrement dangereux pour les personnes âgées durant leurs activités quotidiennes et plus particulièrement lors de la traversée de rue dans laquelle leur initiation de la traversée est également influencée par l’environnement.

Cependant, des temps d'initiation plus longs peuvent également être le reflet d'une prudence accrue. *A priori* paradoxalement, Lobjois et Cavallo (2009) retiennent également cette explication dans une étude en rue à sens unique en simulateur, pour rendre compte de temps d'initiation de traversée plus courts (correspondant à une initiation de leur traversée avant la fin du passage de l'arrière du véhicule à leur hauteur) chez les participants très âgés (70 à 80 ans) comparés aux participants jeunes et moins âgés (60 à 70 ans). Dans ce cas, l'initiation rapide de la traversée est décrite comme visant à compenser une vitesse de marche plus lente. Enfin, il arrive que les temps d'initiation ne diffèrent pas significativement en fonction de l'âge. Ainsi, Lobjois *et al.* (2013), offrant aux piétons plusieurs intervalles donnant la possibilité de traverser une rue, ont montré que, quel que soit leur âge, les participants acceptaient un intervalle de temps plus court quand ils optaient pour le second intervalle de trafic plutôt que le premier. Le comportement adopté n'était pas accompagné d'une hausse de la prise de risque et le temps de décision entre le rejet et l'acceptation de traverser dans cet intervalle était plus court lorsque le second intervalle était choisi plutôt que le premier. Ainsi, grâce à la possibilité de comparer les intervalles entre eux, les piétons jeunes et âgés percevraient avec plus de précisions leurs possibilités d'action et pourraient mieux s'adapter aux conditions de trafic.

I.1.4.4. Perception du temps et du danger comme déterminants de la décision

Lorsque le piéton prend la décision de traverser la route, c'est généralement qu'il estime avoir le temps de le faire sans se mettre en danger. De fait, la traversée de rue nécessite d'être capable de juger correctement le temps d'arrivée d'un véhicule à l'approche. Cela implique pour le piéton d'estimer convenablement non seulement la vitesse d'approche du véhicule mais également sa propre vitesse et son temps de traversée. Cette activité apparaît difficile pour les piétons âgés qui ont tendance à choisir des intervalles de temps trop courts (Oxley *et al.* 2005). Une première explication de cette erreur serait que les personnes âgées tendraient à se baser principalement sur la distance du véhicule plutôt que sur sa vitesse (Lobjois & Cavallo, 2007). Une autre explication du risque dans le processus d'évaluation de la marge de sécurité pourrait être que les piétons âgés sous-estiment le temps qu'ils mettent pour traverser la route.

I.1.4.4.1. PERCEPTION DU TEMPS

La performance relative à l'estimation du temps de traversée peut être liée à la perception du temps, spécialement pour des durées exprimées en secondes, comme c'est le cas dans de nombreuses situations quotidiennes telles que la traversée de rue. Le modèle le plus largement accepté pour décrire la perception du temps à cette échelle est la théorie du temps scalaire (*Cf.* Gibbon *et al.*, 1984). Selon cette théorie, la perception du temps repose sur trois mécanismes : (1) l'horloge interne permettant de mesurer l'écoulement du temps et qui est constituée d'un pacemaker émettant des impulsions régulières, d'un interrupteur et d'un accumulateur ; (2) la mémoire, plus précisément la mémoire de

travail et la mémoire de référence (mémoire à long terme), laquelle contient des informations temporelles concernant des expériences antérieures ; (3) un processus de décision basé sur la comparaison du contenu des deux mémoires (Figure I.21.).

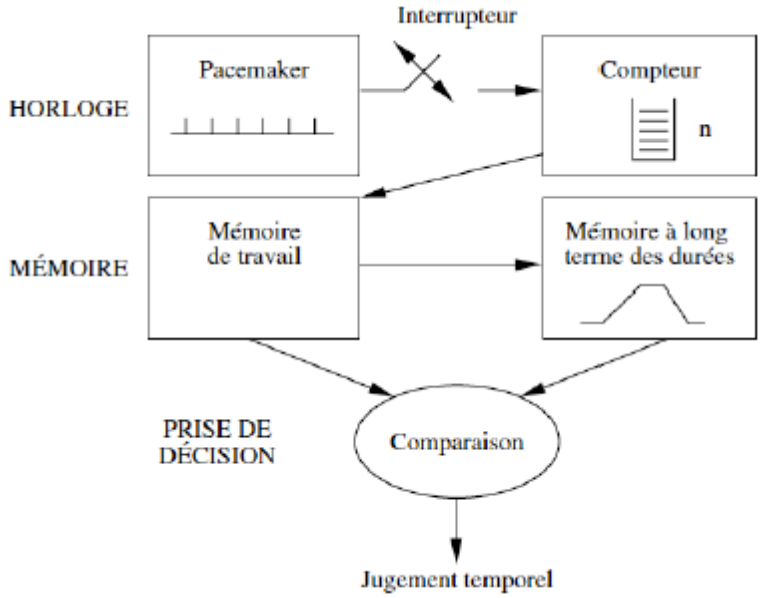


Figure I.21. Modèle de l'horloge interne selon Gibbon *et al.* (1984).

Concrètement, l'interrupteur relié au pacemaker se ferme au début de la durée à estimer et s'ouvre à la fin. Lors de cette fermeture, les impulsions générées par le pacemaker sont envoyées dans l'accumulateur (compteur). Le jugement temporel serait alors fondé sur le nombre d'impulsions accumulées : plus le nombre est élevé, plus le temps semblera long à l'individu. La durée estimée va être maintenue en mémoire de travail de façon temporaire afin d'être comparée à la mémoire de référence (mémoire à long terme des durées). Le jugement temporel est alors le résultat de cette comparaison. Toutefois, les impulsions émises par le pacemaker seraient accumulées seulement si l'individu prête attention aux aspects temporels de l'information (Thomas & Weaver, 1975 ; Zakay, 1989). La psychophysique du temps a développé plusieurs procédures visant à quantifier la perception du temps. La plus classique est une tâche de production de durées. Le participant est invité à produire une durée, généralement par une réponse motrice (appuis sur une touche) bornant la durée à produire. Dans les tâches d'estimation, le participant doit fournir une réponse verbale, évaluant (généralement en secondes) la durée produite par l'expérimentateur (ex., durée de présentation d'une stimulation visuelle ou auditive). Un même processus a une répercussion opposée sur la production et l'estimation. Par exemple, une augmentation de fréquence des impulsions accumulées entraînera des productions plus courtes (les impulsions correspondant à la durée à produire sont accumulées plus rapidement) et des estimations plus longues (davantage d'impulsions sont accumulées pendant la durée à estimer).

Dans la littérature, les résultats des travaux axés sur la perception du temps chez la personne âgée sont contradictoires. Block *et al.* (1998) ont montré, à travers la revue de 16 articles relatant des tâches de production de durée à réponse verbale, que les adultes âgés tendaient à produire des durées plus courtes que les adultes plus jeunes et que leurs estimations de durées étaient plus longues (voir également Coehlo *et al.,* 2004). Les explications mentionnent une accélération de l'horloge interne sous l'effet du vieillissement ou la surcompensation d'un ralentissement de cette horloge, l'une ou l'autre pourraient conduire les piétons âgés à prendre des risques, en sous-estimant *a priori* le temps dont ils ont besoin pour traverser (le processus décisionnel se basant principalement sur une production) et à surestimer *a posteriori* la durée de leur traversée (réduisant la sensation de pression temporelle).

A l'inverse toutefois, d'autres études de psychologie du temps suggèrent que celui-ci passe plus lentement pour certaines personnes âgées, ce qui pourrait conduire à des traversées plus sûres. Ainsi, des participants âgés produisent des durées plus longues comparativement aux participants plus jeunes (ex., Craik & Hay, 1999 ; Perbal *et al*., 2003 ; Poutas & Perbal, 2004) et leurs estimations verbales sont plus courtes (ex., Craig & Hay, 1999 ; Poutas & Perbal, 2004). Un ralentissement de la vitesse de l'horloge interne est suspecté, ce que semble confirmer un ralentissement constaté lors de tâches de « *tapping* », c'est-à-dire des tâches motrices au niveau de la main nécessitant de maintenir le tempo demandé (Vanneste *et al.,* 2001 ; Baudouin *et al.,* 2004). Une baisse des capacités attentionnelles chez certaines personnes âgées pourrait également empêcher les pulsations d'entrer dans l'accumulateur (Burle & Casini, 2001).

Les contradictions entre les résultats (surestimation *vs* sous-estimation du temps) peuvent être liées à des influences intra-individuelles (ex., vigilance) ou inter-individuelles (potentialisées par l'avancée en âge) ou encore à la présence de pathologie à un stade subclinique (Wallach & Green, 1961 ; Baum *et al.,* 1984 ; St-Pierre & Dubé, 1993). L'impact de la procédure expérimentale n'est pas à exclure non plus pour expliquer les performances en matière de perception du temps, notamment concernant l'attention que peut allouer le participant à la tâche. Cet aspect attentionnel est particulièrement important dans la traversée de route et doit être pris en compte dans les travaux de recherche.

Dans le domaine de la traversée de rue, peu de publications ont exploré l'idée que les personnes âgées éprouvent des difficultés à estimer correctement le temps dont ils ont besoin pour franchir une distance s'apparentant à une largeur de rue (Schott & Munzert, 2007 ; Holland & Hill, 2010 ; Zivotofsky *et al.,* 2012 ; Schott, 2012). Holland et Hill (2010), en marge d'une expérience en simulateur de trafic, invitent leurs participants à effectuer une tâche de chronométrie mentale. Le temps mis pour parcourir effectivement une distance de 7 mètres dans un couloir est comparé au temps estimé nécessaire pour réaliser cette traversée. Concrètement, suite à la commande « *go* » donnée verbalement par un expérimentateur, le participant, restant immobile avec les yeux ouverts au niveau

de la marque de départ, fournit la réponse « *now* » au moment où il estime qu'en marchant réellement, il atteindrait la marque d'arrivée. Les participants de 25 à 59 ans fournissent les estimations les plus exactes. Les personnes de 60 à 74 ans ont une probabilité plus grande de sous-estimer le temps nécessaire à la traversée et celles de plus de 74 ans, une probabilité majorée de surestimer ce temps. L'exactitude de jugement (valeur absolue de la différence) est significativement reliée au pourcentage de décisions non sécuritaires et à la faiblesse de la marge de sécurité constatée dans la tâche de traversée de rue en simulateur. Ainsi, les auteurs considèrent que les effets observés chez les personnes âgées proviennent de leur échec à s'adapter aux déficiences qui sont à l'origine du ralentissement de leur vitesse de marche. Zivotofsky *et al.* (2012) confirment que les personnes âgées en bonne santé (principalement septuagénaires) sous-estiment leur temps de traversée alors que le groupe contrôle constitué de participants jeunes est plus précis. Schott et Munzert (2007) testent l'effet de l'âge sur l'estimation des distances de 7 à 25 m. Les résultats montrent que jusqu'à 70 ans, l'influence de celui-ci n'est pas notable. Une sous-estimation émerge chez les plus de 80 ans sur les distances de plus de 19 m, ce qui correspond à des distances bien supérieures à une largeur de rue. Schott (2012) obtient des résultats analogues. Les divergences avec Holland et Hill (2010) pourraient être imputables au fait que Schott et Munzert (2007) ainsi que Schott (2012) proposent une imagerie dans laquelle les participants ont les yeux fermés. Néanmoins, l'estimation correcte d'un temps de traversée de rue apparaît probablement comme un élément stratégique pris en compte dans la perception du danger.

I.1.4.4.2. PERCEPTION DU DANGER

Selon le dictionnaire Larousse (2013), le danger se définit comme "ce qui constitue une menace, un risque pour quelqu'un, quelque chose". Dans la langue française, le mot danger est synonyme de risque et de péril. Ainsi, le dictionnaire Larousse définit le risque comme étant un "danger, inconvénient plus ou moins probable auquel on est exposé" ou le " fait de s'engager dans une action qui pourrait apporter un avantage, mais qui comporte l'éventualité d'un danger". Le terme anglais *hasard* utilisé dans la littérature scientifique rejoint cette seconde idée car sa traduction française peut être chance, péril et danger.

La psychologie du risque est devenue un champ disciplinaire. Différents modèles de risque permettent d'appréhender la perception du danger, parmi ceux-ci on notera principalement les modèles suivants :

- Le modèle de l'homéostasie du risque de Wilde (1982), qui avance l'hypothèse qu'un usager prend ses décisions en fonction de sa propre perception d'un niveau acceptable de risque ;

- Le modèle du risque nul de Näätänen et Summala (1974) appliqué au piéton, propose un contrôle du risque en fonction des éléments extraits dans la situation liée à la forme physique de celui-ci. Ainsi, le piéton évite tout comportement provoquant la peur ou un besoin d'anticipation tout en permettant le maintien de sa mobilité et l'évitement de situations accidentogènes ;
- Le modèle du risque hiérarchique de Rasmussen (1983), décompose une tâche en trois niveaux (stratégique, tactique et opérationnel). Le niveau stratégique prend en compte les attentes et motivations. Les jugements pris au niveau tactique dépendent de la perception de l'environnement et de sa représentation interne. La mise en application, incluant la réponse aux dangers potentiels, est réalisée au niveau opérationnel. Ce modèle est compatible avec le modèle de prise de décision de Hoc et Amalberti (1994, 1995).

Une représentation stéréotypée des personnes âgées les décrit souvent comme moins conscientes du danger en raison de leurs capacités cognitives réduites. De façon compatible, les piétons âgés interrogés dans l'étude de Jonah et Engel (1983) avaient signalé moins de crainte d'être percutés par un véhicule lors de leurs déplacements que des adultes plus jeunes. Les auteurs ont alors émis l'hypothèse que les personnes âgées ne parvenaient pas à reconnaître les situations dangereuses lors de la marche. Quelques résultats sont toutefois incompatibles avec cette idée. Harrell (1990, 1991), sur la base d'observations comportementales déjà évoquées (notamment le positionnement en retrait de la route, *Cf.* I..1.4.1 p59), et plus récemment Granié *et al.* (2013), sur la base de réponses à un questionnaire, ont conclu que les piétons âgés constitueraient en réalité le groupe d'âge le plus sûr. Les données auto-déclarées recueillies par Granié *et al.* (2013) ont ainsi révélé que les piétons âgés de 46 à 78 étaient moins susceptibles d'enfreindre la réglementation et commettaient moins d'erreurs que les répondants de moins de 35 ans. Bernhoft et Cartensen (2008) ont également montré que les personnes âgées de 70 ans et plus (n= 1017) ont un comportement plus prudent que les adultes (n= 888, âge = 40-49 ans). Il s'avère cependant que les personnes âgées dont l'état de santé est plus dégradé s'écartent des principes de sécurité. A titre d'exemple, elles traversent la route sans prendre en compte les installations piétonnières, ceci afin d'éviter un détour.

I.1.4.5. La traversée initiée

Lorsque le piéton s'est engagé dans la circulation, il maintient une vitesse de marche spontanée qu'il peut réguler en fonction de ses besoins. Plusieurs travaux (Oxley *et al.*, 2005 ; Lobjois & Cavallo, 2007) montrent une réduction de la **vitesse de marche** chez les participants âgés, comparés aux plus jeunes, en accord avec les études antérieures hors simulateurs (Carmeli *et al.*, 2000 ; Sparrow *et al.*, 2002). Pour exemple, Oxley *et al.* (2005) observent un doublement du temps de traversée pour

les participants de plus de 75 ans comparés aux adultes plus jeunes (35-45 ans). Lobjois & Cavallo (2007) observent un temps de traversée 12% plus long chez les personnes âgées (60-80 ans), comparativement aux plus jeunes (20-30 ans), à vitesse de marche spontanée. Cette baisse de la vitesse de marche est en lien avec le déclin moteur associé à l'âge (Ward, 2006) et peut jouer un rôle majeur dans les difficultés rencontrées par les piétons âgées. En effet, le piéton doit être apte à coordonner ses mouvements avec les informations du trafic qu'il perçoit et doit pouvoir ajuster sa vitesse en cas de risque de collision. Toutefois, les personnes âgées en bonne santé semblent conscientes de leurs capacités réduites et sont capables de prendre en compte ces changements dans la prise de décision (Lobjois *et al.*, 2013). Ainsi, pour un trafic simple, les décisions de traversée de rue des piétons âgés ne seraient pas altérées. Cette idée est en accord avec l'étude observationnelle d'Oxley *et al.* (1997) dans le sens où les personnes âgées ont montré un comportement de traversée plus sécuritaire dans le cas d'un sens unique que dans une rue à double sens.

Toutefois, les **marges de sécurité**, c'est-à-dire le temps restant avant que le véhicule soit à la hauteur du participant une fois qu'il a fini sa traversée, sont similaires chez les personnes âgées et chez les jeunes (Lobjois & Cavallo, 2007) ou sont considérées comme insuffisantes (Oxley et *al.*, 2005). Ce constat indique que les piétons âgés ont besoin de plus de temps pour traverser que les jeunes. Cette population de piétons n'est donc pas exposée aux mêmes risques. En outre, les personnes ayant de moindres capacités physiques auraient besoin de marges de sécurité plus grandes pour se sortir de situations complexes telles qu'un trébuchement ou l'accélération du véhicule à l'approche (Harrel, 1991 ; Harruff *et al.*, 1998). Selon l'étude de Lobjois et Cavallo (2009), la vitesse du véhicule a un impact négatif sur les marges de sécurité car celles-ci sont considérablement diminuées lorsque la vitesse augmente et cette diminution tend à être plus élevée chez les personnes âgées que chez les jeunes ; par exemple, pour 40 km/h la marge est respectivement de 2,89 secondes en moyenne chez les jeunes contre 3,14 secondes chez les participants de 60 à 80 ans alors que pour 60 km/h les données sont respectivement 2,63 secondes et 2,44 secondes, soit -0,35 secondes et -0,70 secondes.

I.1.4.6. Conclusion sur les spécificités rencontrées chez les piétons âgés

Chaque étape de la traversée présente des spécificités chez la personne âgée. Cette population, au même titre que l'enfant, est souvent victime d'accidents de la circulation lors de la traversée de rue. Afin de mieux comprendre les causes d'un accident, la personne âgée doit être considérée en tenant compte de chacune de ses spécificités. Parmi les difficultés rencontrées par le piéton âgé, la complexité du trafic routier est un élément à prendre en compte dans la prise de risque (Oxley *et al.*, 1997). La vitesse du véhicule semble également un déterminant de la prise de risque chez les piétons âgés : pour un temps inter-véhiculaire identique, les participants âgés ont tendance à accepter de traverser pour des vitesses plus élevées comparativement aux participants plus jeunes (Lobjois & Cavallo, 2007, 2009). Selon les travaux précédemment cités, les personnes âgées semblent mettre en

place des stratégies compensatrices en utilisant des modèles simplifiés basés sur la distance des véhicules à l'approche plutôt que de fonder leur jugement sur l'intervalle de temps comme le font les piétons jeunes. Cependant, dans le cadre d'une tâche de traversée incluant différentes opportunités de traversée, le piéton âgé semble capable de comparer les intervalles entre les voitures et donc de juger de la possibilité de traverser (Lobjois *et al.,* 2013). Des travaux récents tendent à montrer qu'il est possible de réduire les risques d'accidents chez les personnes âgées par l'entraînement. Pour cela, Dommes *et al.* (2012) et Dommes & Cavallo (2012) montrent qu'un protocole d'entraînement sur simulateur permet d'améliorer de manière significative à court et moyen termes la prise de décision sécuritaire des piétons âgés, avec notamment une augmentation des marges de sécurité, et une diminution des opportunités manquées et des comportements à risque quelle que soit la vitesse du véhicule. Toutefois, les auteurs ont observé que le programme d'entraînement ne permettait pas d'améliorer la capacité des personnes âgées à prendre en compte la vitesse d'approche des véhicules roulant en sens inverse.

I.1.5. Conclusion sur le piéton

L'état de l'art sur le piéton a permis de souligner la gravité des accidents de traversée de rue chez les personnes âgées ainsi que de présenter les enjeux majeurs d'une meilleure compréhension de son comportement. Suite à la présentation des données accidentologiques, la population âgée apparaît comme une catégorie d'usagers de la rue à risque puisqu'elle présente un risque de décès multiplié par 4 chez les plus de 75 ans. Le vieillissement normal de l'individu est en partie à l'origine de l'augmentation des risques puisqu'il provoque une diminution plus ou moins importante des capacités cognitives, perceptives et physiques. Dans l'objectif de maintenir une traversée sécuritaire, le piéton doit aussi bien être capable de s'adapter à l'environnement lors de la prise de décision initiale (jugement correct de la perception des véhicules en mouvement, de leurs distances et de leurs vitesses) que lors de la traversée effective (gestion de la vitesse de marche et de l'équilibre) et ce, davantage si l'individu est amené à s'adapter en cours de réalisation comme stopper sa traversée ou au contraire allonger le pas.

Parmi les différentes méthodes d'investigation disponibles, les études sur simulateur montrent que le comportement du piéton âgé semble, sous certaines conditions, transposable à celui émis en situation réelle et les simulateurs offrent ainsi un fort potentiel pour les recherches futures. Mieux comprendre les interactions entre l'individu et son environnement, et ce, plus particulièrement lors de la traversée de rue, nécessite une approche pluridisciplinaire. Le champ de la psychologie est le plus usité dans les études sur le comportement piétonnier, néanmoins ce domaine ne prend que partiellement en compte le mouvement humain, se limitant le plus souvent à l'acquisition de la vitesse de marche et à l'utilisation de celle-ci pour synchroniser l'image aux mouvements du participant.

Une approche biomécanique plus fine pourrait renseigner davantage les actions locomotrices mises en jeu par le piéton lors des différentes étapes de la traversée. A l'heure actuelle, cette approche biomécanique sur simulateur n'a pas encore été mise en œuvre. Les potentialités offertes par le domaine de la biomécanique sont présentées dans la partie suivante.

I.2. ANALYSE BIOMECANIQUE ET COMPORTEMENTALE

I.2.1. Approche biomécanique et processus mis en jeu

Cette partie de l'état de l'art s'intéresse aux aspects biomécaniques et perceptifs de la traversée de rue chez l'adulte jeune et la personne âgée. L'aspect biomécanique correspond à l'étude des paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques. La cinématique s'intéresse à la description du mouvement sans tenir compte des forces qui le provoquent (déplacements linéaires et angulaires, vitesses et accélérations) tandis que la cinétique correspond à l'étude des forces qui sont la cause du mouvement telles que les forces de réaction au sol, moments de force et puissances développés au niveau des articulations (Winter, 1979).

La présentation des différents aspects biomécaniques est également réalisée selon un découpage temporel de la traversée de rue. Le premier point correspond à la position d'attente et apporte des connaissances spécifiques sur la posture statique et dynamique. Le deuxième point correspond à la phase d'exploration de l'environnement et renseigne sur les différents effets de la prise d'information. Le troisième point présente les connaissances scientifiques de l'initiation de la marche dans le cadre d'une initiation à plat puis dans le cadre d'une descente de marche (ou de trottoir). Le quatrième point résume les savoirs acquis dans le domaine de la marche lancée.

I.2.1.1. Positionnement d'attente au bord du trottoir

Dans le domaine de la biomécanique, cette partie correspond à l'étude de la posture, le participant étant stationnaire sur le trottoir.

I.2.1.1.1. NOTION DE POSTURE ET D'EQUILIBRE

Des travaux déjà anciens ont montré qu'un corps en position orthostatique n'est jamais parfaitement immobile mais qu'il est en permanence en mouvement et oscille autour d'une position stable. L'équilibre postural orthostatique peut être défini comme la capacité à maintenir la projection du centre de masse (CM), dont les mouvements sont le résultat des mouvements de chacun des segments corporels, au-dessus de la base de support (BS) également appelée polygone de sustentation (Murray *et al.,* 1975 ; Massion *et al.,* 2004). Le maintien de l'équilibre lors de la station debout est une

activité automatique chez le sujet sain (Nashner & Cordo, 1981) dont l'apprentissage se déroule durant de la petite enfance (Woollacott & Shumway-Cook, 1990).

D'après les lois de la physique Newtonienne, un système mécanique est en équilibre lorsque la somme des forces et des moments de force agissant en tout point sur celui-ci sont nulles. Le corps peut alors être considéré comme un pendule inversé (Winter, 1995) réagissant à des forces externes comme la gravité au moyen de forces sous contrôle des systèmes nerveux et musculo-squelettiques (Kemoun & Defebvre, 2001). Le maintien de l'équilibre du corps est alors représenté par les mouvements du centre de pression (CP) qui contrôlent ceux du centre de masse par l'intermédiaire des chevilles (Winter, 1995) grâce à leurs rigidités intrinsèques assurées par les muscles, les tendons et les ligaments de la cheville (Winter *et al.,* 1998, 2001). En outre, Morasso et Sanguinetti (2002) ont montré l'existence d'une synergie entre le contrôle anticipatoire de l'équilibre et la rigidité de la cheville afin de permettre au CP et au CM d'osciller en phase.

D'autres stratégies posturales existent afin de faire face aux déséquilibres (Winter *et al.,* 1996 ; Horak, 2006) telles que la stratégie de hanche (Figure I.22.). Celle-ci se caractérise par un déplacement simultané et opposé des hanches et des chevilles (Ferry *et al.,* 2004) et permet de maintenir l'équilibre face à de grands déplacements angulaires.

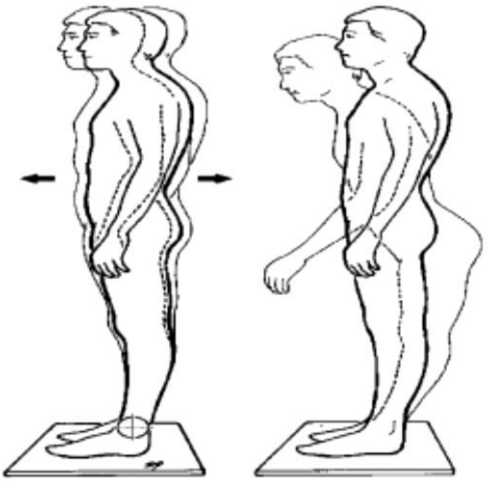


Figure I.22. Stratégie de cheville (gauche) et stratégie de hanche (droite)

En effet, lorsqu'une des oscillations ou qu'un déséquilibre provoqué par une force extérieure, dépasse un certain seuil, d'autres mécanismes se mettent en place pour rétablir l'équilibre ou éviter la chute. Cependant, ces corrections posturales ne se font pas de façon continue (Collins & De Luca, 1993).

La posture joue donc un rôle important dans le maintien de l'équilibre mais elle intervient également en tant qu'interface entre la perception et l'action, c'est-à-dire qu'elle permet de contrôler la relation entre le corps et l'environnement. Il s'agit donc d'une activité de la vie quotidienne complexe

qui requiert la synthèse d'une multitude d'informations. En ce sens, les oscillations posturales sont le reflet de réponses complexes aux stimulations des systèmes visuel, vestibulaire, somatique et de l'activité musculaire (Fitzpatrick & McCloskey, 1994).

I.2.1.1.2. LES VARIABLES UTILISEES

Afin de caractériser l'équilibre, la posturographie est une méthode instrumentale offrant la possibilité de quantifier les oscillations du CP (Figure I.23.) en étudiant le tracé de celui-ci, et ce le plus souvent grâce à l'utilisation d'une ou deux plate-forme(s) de forces.

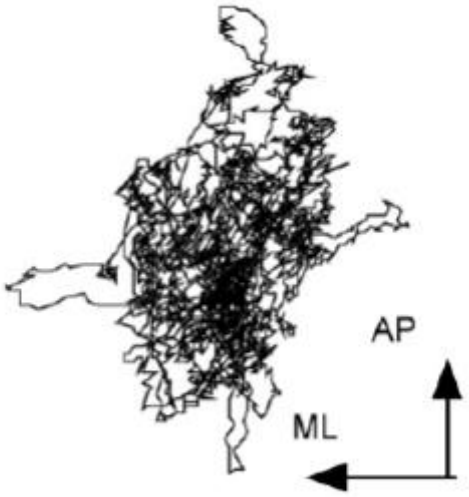


Figure I.23. Trajectoire du CP selon l'axe médio-latéral (M-L) et antéro-postérieur (A-P), d'après Rougier (2008).

De nombreuses variables sont calculées à partir de ce tracé, les plus simples relatent les déplacements du CP ou du CM (ex. amplitude des oscillations, vitesse moyenne, Root Mean Square (RMS), ellipse de confiance) et les plus complexes renseignent sur les forces et les moments de forces. Seules les variables utilisées dans le reste du manuscrit seront présentées dans cette partie. Il s'agit des amplitudes maximales des oscillations (en mm), de l'écart-type de ces dernières (en mm), de la vitesse moyenne (en mm/s), de la vitesse maximale (en mm/s), des bandes de fréquence d'oscillation (en %), de la fréquence moyenne (en Hz) également appelée 'Mean Power Frequency' (MPF), et de la fréquence médiane (en Hz) également appelée 'Mean Frequency' (MF). Le Tableau I.3. présente, d'après l'étude de Prieto *et al.* (1996), un exemple de valeurs acquises pour les paramètres *range*, *vitesse moyenne* et *fréquence médiane*.

Tableau I.3. Exemple de valeurs moyennes acquises chez le sujet sain pour quelques paramètres de posturographie, d'après les travaux de Prieto et al. (1996).

Paramètres	Jeunes adultes	Personnes âgées	Effet d'âge
Range A-P (mm)	13,3 ±4,27	20,1 ±6,93	p <0,01
Range M-L (mm)	8,48 ±3,89	12,5 ±7,50	p <0,05
Vitesse moyenne A-P (mm/s)	4,92 ±1,34	9,86 ±3,63	p <0,0001
Vitesse moyenne M-L (mm/s)	3,82 ±1,19	5,34 ±2,56	*Ns*
Mean Frequency A-P (Hz)	0,398 ±0,140	0,565 ±0,195	p <0,001
Mean Frequency M-L (Hz)	0,524 ±0,214	0,506 ±0,166	*Ns*

I.2.1.1.3. LA POSTURE DE LA PERSONNE AGEE

Le vieillissement provoque une dégradation progressive des systèmes musculo-squelettiques et neurologiques qui contribuent à l'équilibre et au contrôle postural (Lord & Ward, 1994). Les informations proprioceptives issues des pieds et des chevilles sont également diminuées avec l'âge. On observe alors une moins bonne sensibilité sur la surface plantaire chez les personnes âgées que les jeunes (Menz *et al.* 2005). Cette perte de sensibilité conduit à une moins bonne localisation du CP dans la base de support.

Ces modifications ont pour conséquence une diminution de stabilité posturale qui se traduit par une plus grande amplitude des oscillations A-P et/ou M-L chez les personnes âgées (Era & Heikkinen, 1985 ; Maki *et al.*, 1994 ; Berger *et al.*, 2002 ; Amiridis *et al.*, 2003 ; Abrahamová & Hlavačka, 2008). Selon Maki *et al.* (1994), les oscillations dans le plan M-L seraient les plus prédictives du risque de chute. Pour Berger *et al.* (2002), la direction M-L chez les chuteurs suggère la mise en jeu plus fréquente d'initiations de pas destinées à contrecarrer une perte d'équilibre. En outre, la vision joue un rôle important dans le maintien de l'équilibre puisque les paramètres reflétant les oscillations posturales sont augmentés en situation 'yeux fermés' (YF). Ainsi, Fernie *et al.* (1982) avaient montré une vitesse d'oscillation posturale significativement plus élevée chez les participants chuteurs (17,5 *vs* 22,2 cm les yeux ouverts (YO) et 20,9 *vs* 26,5 cm chez les non chuteurs et les chuteurs, respectivement).

Le contrôle postural apparaît également diminué lors de l'exécution d'une tâche secondaire verbale, auditive ou visuelle, les oscillations augmentent lors des tâches demandant davantage d'attention (Shumway-Cook *et al.*, 1997 ; Shumway-Cook & Woollacott, 2000 ; Huxhold *et al.*, 2006). Par exemple, l'amplitude des oscillations du CP présentées dans la Figure I.24. appuie l'idée de ce phénomène : les personnes âgées "chuteuses" sont moins stables (oscillations supérieures) que les "non chuteuses" et ce constat s'amplifie lors de l'ajout d'une seconde tâche. La prise d'information dans l'environnement de traversée de rue jouerait donc un rôle important sur l'équilibre des piétons. En outre, Maki *et al.* (1991) montrent que les personnes âgées qui ont peur de chuter peuvent écarter

d'avantage leurs pieds. La stratégie de hanche est alors souvent utilisée, notamment par celles qui ont tendance à chuter fréquemment ou qui ont peur de chuter (Maki *et al.*, 2000 ; Horak, 2006).

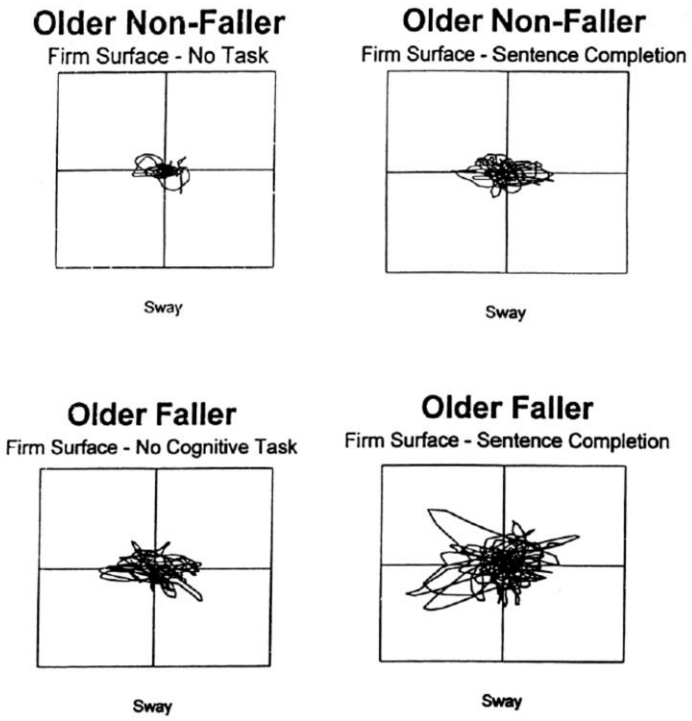


Figure I.24. Déplacements du CP chez les personnes âgées. Comparaison entre les chuteurs et les non chuteurs, d'après Shumway-Cook *et al.* (1997).

I.2.1.2. Prise d'information

I.2.1.2.1. DEFINITION

Dans le cadre d'une traversée de rue, la prise d'information dans l'environnement urbain s'accompagne au minimum d'une rotation de la tête en direction du trafic afin d'identifier les éléments pertinents de l'environnement puis d'envisager ou non de traverser. Diriger le regard requiert la combinaison des rotations de la tête et des yeux. La tâche à effectuer et le contexte environnemental vont définir l'endroit où le regard va se diriger (Rothkopf *et al.*, 2007). La direction du regard vers des zones maximisant la saisie d'informations pertinentes va être intégrée par le système nerveux afin que l'individu puisse se déplacer en toute sécurité (Marigold & Patla, 2007).

Concernant la rotation totale de la tête, Kapandji (1975) ainsi que Alund et Larsson (1990) ont observé respectivement une rotation maximale totale de 170° et de 152°. Selon les travaux de Trott *et al.* (1996), la rotation totale est de 149,7° chez les personnes de 20-29 ans tandis qu'elle est de 134° chez celle de 50 à 59 ans. La Figure I.23. montre l'évolution des mouvements de la tête (flexion/extension, rotation, flexion latérale) chez les adultes âgés de 20 à 59 ans. Ceux-ci sont significativement plus faibles chez les personnes âgées que chez les jeunes (Doriot & Wang, 2006).

Movement	Age group (years)			
	20–29	30–39	40–49	50–59
Spinal flexion	57.5	46.8	47.4	45.1
Spinal extension	76.1	64.8	61.2	60.0
(L) rotation	71.7	71.1	64.2	63.4
(R) rotation	78.0	77.5	73.9	70.4
(L) lat. flexion	45.5	40.3	38.8	32.4
(R) lat. flexion	47.6	44.8	39.4	35.4

Figure I.25. Amplitude (en degrés) de flexion, d'extension, de rotation et d'inclinaison latérale, d'après Trott *et al.* (1996).

Bonnet & Despretz (2012) ont étudié l'influence du mouvement de rotation de la tête sur l'équilibre postural. Les participants devaient tourner la tête en suivant une cible mouvante avec une fréquence de déplacement de 0,5 ou 1 Hz. Les résultats indiquent une augmentation significative des oscillations posturales dans le plan médio-latéral dans les positions pieds écartés ou standard. Aucune différence n'a été relevée dans le plan antéro-postérieur quelle que soit la position des pieds. Ainsi, chez la personne âgée, la rotation de la tête pourrait avoir un effet perturbateur susceptible de causer un déséquilibre voire un risque de chute. La raideur articulaire du cou chez les personnes âgées pourrait avoir pour conséquence une moindre amplitude de rotation médio-latérale du cou. Cette baisse serait alors compensée par une rotation des épaules.

Doriot et Wang (2006) ont mesuré les amplitudes articulaires du tronc (Figure I.26.) auprès de jeunes adultes (25-35 ans) et de personnes âgées (65-80 ans). Aucun effet d'âge n'a été relevé pour la flexion du tronc. En revanche, le mouvement de rotation présente une baisse significative d'amplitude liée à l'âge (127,5° et 107,5°, respectivement).

Group	θ_{10}_max Extension (°)	θ_{10}_min Flexion (°)	θ_{9}_max Right lateral flexion (°)	θ_{9}_min Left lateral flexion (°)	θ_{8}_min Right rotation (°)	θ_{8}_max Left rotation (°)
Young women	9 ± 17	-63 ± 14	36 ± 7	-35 ± 9	-61 ± 11	61 ± 15
Young men	24 ± 14	-59 ± 10	42 ± 7	-37 ± 9	-66 ± 10	67 ± 12
Elderly women	8 ± 18	-57 ± 19	27 ± 9	-21 ± 8	-50 ± 12	52 ± 12
Elderly men	20 ± 18	-51 ± 19	32 ± 7	-26 ± 10	-55 ± 13	58 ± 6
All	$15^{G*} \pm 18$	-58 ± 16	$35^{A***,G*} \pm 9$	$-31^{A***} \pm 11$	$-58^{A**} \pm 12$	$60^{A*} \pm 13$

A = age; G = gender.
Joint angles for which age or gender effects were statistically significant: $*p < 0.05$; $**p < 0.01$; $***p < 0.001$.

Figure I.26. Moyennes et écarts-types des amplitudes du tronc, selon l'étude de Doriot & Wang (2006).

Concernant l'influence du bruit sur l'équilibre postural du corps, les études sont contradictoires. Selon Park *et al.* (2011), la longueur d'oscillation et de la variabilité de la position du CP sont significativement augmentées lorsque la fréquence du bruit augmente dans l'axe antéro-postérieur et ne sont pas modifiées significativement en fonction de la pression acoustique. Agaeva *et al.* (2006) ont observé que le centre de gravité était dévié lors d'un stimulus sonore de 4,8 secondes vers le côté opposé à la direction du déplacement de la source sonore, tandis que les stimulations de 1,6 et 3,2 secondes conduisent à une diminution des amplitudes moyennes d'oscillation dans les plans antéro-postérieur et médio-latéral. Cette baisse des amplitudes d'oscillation durant la stimulation avait été rapportée auparavant dans les travaux d'Agaeva et Altman (2005). Néanmoins, Mainenti *et al.* (2007) ne montrent aucune modification de l'équilibre lorsque la stimulation sonore est ajoutée. L'environnement sonore est à prendre en compte car la perturbation de la stabilité posturale peut augmenter la probabilité de chutes et glissades dans la rue ou pendant le trajet sur le trottoir, en particulier dans les populations vulnérables comme les personnes âgées.

Suite à la prise d'informations, l'individu prend la décision d'accepter ou non l'intervalle de temps disponible pour traverser la rue. Cette phase en biomécanique peut alors être assimilée à celle de l'initiation de la marche ou de la descente de marche dans le cas de la présence d'un trottoir.

I.2.1.3. Initiation de la traversée

Lorsque le piéton prend la décision de traverser, il met en œuvre des éléments précurseurs favorisant le déplacement souhaité puis exécute le premier pas sur la chaussée. L'acte moteur d'initiation de traversée de rue est modulé en fonction de la présence ou non d'une bordure de trottoir : une situation d'initiation de la marche lorsque celle-ci est quasi inexistante ou à une situation assimilée à une descente de marche. Les stratégies associées au début du mouvement devraient alors être différentes. En effet, la comparaison entre l'initiation de la marche, la montée d'une marche et le passage d'un obstacle montre que, quel que soit l'âge, la vitesse de marche diminue lors de la montée d'une marche ou du franchissement d'un obstacle (Brunt *et al.,* 2005).

I.2.1.3.1. L'INITIATION DE LA TRAVERSEE A PLAT

- Définitions

L'initiation de la marche est une activité quotidienne ne présentant aucune difficulté pour les personnes jeunes en bonne santé. Elle correspond à l'exécution d'un programme moteur permettant la transition entre un état d'équilibre orthostatique et un état de marche stabilisée. Durant le changement de posture, les segments corporels suivent des trajectoires visant à établir un nouvel équilibre (Henriksson & Hirschfeld, 2005). Le déséquilibre entre les deux états est fréquemment une cause de chute chez les personnes âgées (Polcyn *et al.,* 1998). L'étude biomécanique de l'initiation de la

marche est ainsi déterminante pour essayer de mieux comprendre les raisons de ces chutes et ainsi contribuer à les éviter.

Par convention, le membre inférieur quittant le premier le sol est appelé "membre oscillant" et l'autre le "membre d'appui" (Carlsöö, 1966 ; Mann *et al.*, 1979). Deux étapes (Figure I.27.) peuvent être distinguées : la première est une phase préparatoire, lorsque le participant est debout et statique ; la seconde est l'exécution, caractérisée par le lever du talon de la jambe oscillante. La durée de cette seconde étape est définie de différentes manières dans la littérature : elle se termine à la fin du premier pas lors du contact du talon de la jambe oscillante pour Brenière et Do (1986) ; elle prend fin au décollement des orteils du membre d'appui pour Nissan et Whittle (1990) ; et au contact du talon subséquent, fin du deuxième pas, pour Jian *et al.* (1993).

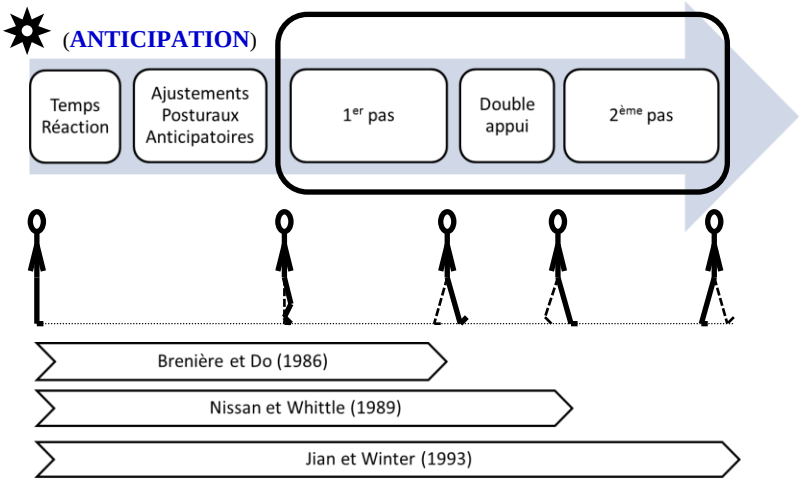


Figure I.27. Schématisation des étapes de l'initiation de la marche, selon les travaux de Brenière et Do (1986), Nissan et Whittle (1990) et Jian *et al.* (1993).

Chez l'adulte, le processus de la marche stationnaire est achevé dès la fin du premier pas, en un temps constant et indépendamment de la vitesse de progression (Brenière & Do, 1986, Brenière *et al.*, 1987). Ainsi, dans la suite du manuscrit, on considérera le premier pas comme la fin de la phase d'initiation de la marche.

La description de la phase anticipatoire peut se baser sur l'étude des déplacements A-P et M-L du CP (Figure I.28.). Le premier déplacement correspond au recul du CP (latéralement et en arrière) vers le membre oscillant avant de se déplacer à nouveau latéralement, vers le membre d'appui, afin de permettre la décharge de la masse corporelle, c'est-à-dire le transfert de poids, du membre oscillant vers le membre d'appui. Enfin, le CP se projette vers l'avant et du côté de la jambe de support afin de permettre le lever du talon de la jambe oscillante qui clôture la phase d'anticipation.

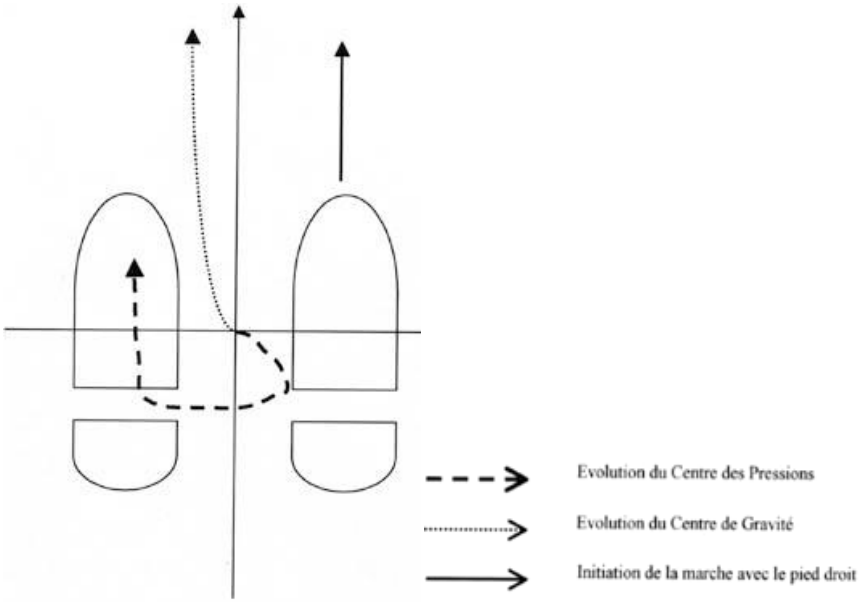


Figure I.28. Trajectoire du centre de pression et du centre de gravité d'après Kemoun *et al.* (2001).

Ce patron d'initiation de la marche reste identique et indépendant de la vitesse d'initiation. Cependant, Brenière et Do (1987) montrent que l'amplitude des Ajustements Posturaux Anticipatoires (APA) va dépendre de la vitesse d'exécution (Figure I.29.).

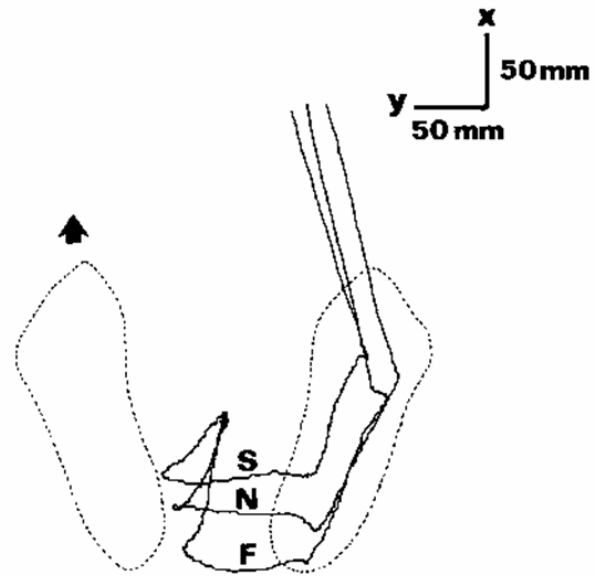


Figure I.29. Déplacement du centre de pression sous trois conditions différentes de vitesse d'exécution du premier pas. S, vitesse lente, N, normale et F rapide. (Brenière *et al.*, 1987).

- Les principales variables utilisées

De nombreuses variables sont disponibles ; les plus simples relatent les déplacements du CP ou du CM (ex. recul du CP, durée des APA) et les plus complexes renseignent sur les forces et les moments de forces. Seules les variables utilisées dans le reste du manuscrit seront présentées dans

cette partie. Concernant la phase préparatoire au mouvement, il s'agit des distances parcourues par le CP durant les différentes phases des APA (recul du CP en mm), déplacement du CP sous le membre d'appui (en mm) ainsi que les durées de ces phases (temps de recul du CP en s et du déplacement latéral du CP en s). Concernant la phase d'exécution, les variables observées sont la longueur du pas, la vitesse d'initiation de la marche, la force verticale d'impact au sol, l'orientation de la tête dans le plan sagittal.

I.2.1.3.2. L'INITIATION DE LA MARCHE CHEZ LA PERSONNE AGEE

Les caractéristiques biomécaniques de l'initiation de la marche sont, pour partie, spécifiques chez le sujet âgé. Les caractéristiques de l'initiation de la marche permettent en effet de différencier les patrons d'amorce de la marche de sujets non pathologiques, pathologiques et âgés. Par exemple, la position du centre de pression à l'amorce de la marche est plus en avant des malléoles respectivement chez les sujets parkinsoniens et chez les aînés comparés aux jeunes adultes. De plus, les déplacements M-L et A-P sont moins importants chez les sujets parkinsoniens et chez les aînés comparés aux jeunes adultes (Halliday *et al.*, 1998). Gantchev *et al.* (1996) constatent que la durée des APA est plus longue chez les participants parkinsoniens sans modification significative de la durée de la phase d'exécution dans les deux groupes. En outre, Halliday *et al.* (1998) ont montré que la position plus antérieure du CP lors des APA était liée à la posture voutée des parkinsoniens, le tronc étant davantage incliné vers l'avant.

L'analyse de la littérature révèle également que le premier pas est plus court chez les personnes âgées que chez les jeunes adultes (Azizah *et al.*, 2003 ; Henrikson & Hirchefled, 2005). En outre, la mobilité articulaire de la cheville, associée à une faiblesse musculaire des muscles agonistes et antagonistes de cette articulation, est plus faible chez la personne âgée que chez le jeune (Bendall *et al.* 1989). Ce constat est en lien avec la notion de désorganisation des stratégies musculaires qui est fréquente chez la personne âgée (Woollacott *et al.*, 1986). En effet, non seulement la latence de la réponse musculaire augmente mais on observe également une activation des muscles de la hanche avant ceux de la cheville alors que l'effet inverse est observé chez les sujets jeunes ; ceci suggère que la détérioration du contrôle postural due à la désorganisation des stratégies musculaires est la cause des modifications de l'équilibre du sujet âgé.

Chez les adultes jeunes, Adkin *et al.* (2002) montrent que la peur de chuter, induite par l'exécution d'une tâche motrice à différentes hauteurs du sol, provoque une atténuation des APA. Ainsi, en condition de stabilité posturale initiale précaire, la réduction (voire la suppression) des APA constituerait une stratégie protectrice destinée à minimiser leur effet déstabilisateur (Aruin *et al.*, 1998).

I.2.1.3.2. L'INITIATION DE LA DESCENTE DE TROTTOIR

- Définitions

Il n'existe pas de définition formelle du trottoir dans le code de la route. Cependant, celui-ci est mentionné dans plusieurs règles telles que celles concernant le stationnement des véhicules ou la circulation des piétons (CERTU, 2010). De façon générale, le trottoir est un aménagement urbain dédié aux piétons qui se situe au bord de la chaussée. La présence d'une bordure plus ou moins haute marque la séparation des deux espaces car elle empêche les véhicules de se retrouver sur le trottoir et permet ainsi aux piétons de se déplacer en sécurité.

Suivant la norme française AFNOR NF EN 1340, et plus particulièrement la norme NF P 98-340/CN qui définit et classe les profils nationaux des bordures et caniveaux en fonction de leur utilisation, les bordures de trottoir sont classées en "type T" (Figure I.30.) et sont destinées à la voirie urbaine (T1, T2, T3, T4). Quatre largeurs de bordure sont disponibles, (12, 15, 17, 20 cm, respectivement) pour des hauteurs de vue de bordure (correspondant à la hauteur de trottoir) entre 8 à 30 cm selon la demande. Les bordures T2 et T3 ont une hauteur visible de 14 cm. Au niveau des zones de passages piétons, le trottoir équivaut à une hauteur de 2 cm.

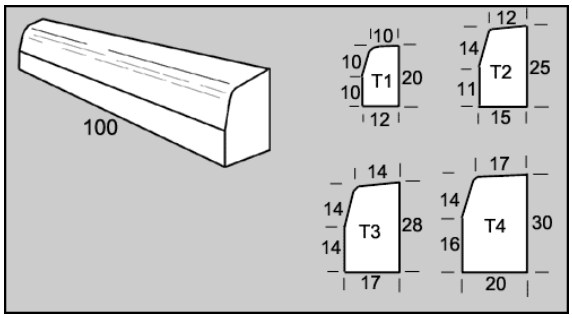


Figure I.30. Schéma des bordures T, fourni par le site *http://beton-amenagement-urbain-mur-beton-pret-emploi.gallaud-beton.fr/*

La descente du trottoir peut être considérée comme un obstacle au mouvement, elle entraîne une modification et une variabilité plus importante du premier pas (Andriacchi *et al.*, 1980) et peut être associé à une orientation du regard vers le sol (Avineri *et al.*, 2012). Au niveau de l'analyse du mouvement, la descente de marche fait appel à l'équilibre et aux capacités de transferts d'appui entre les deux membres inférieurs. Une description du cycle de descente d'escalier a été élaborée par Zachazewski *et al.* (1993) auprès de sujets sains. Selon les auteurs, le cycle de descente débute par un transfert du poids du corps vers la jambe d'appui jusqu'à atteindre la phase d'appui unipodal. La descente s'accompagne d'une flexion de hanche et de genou de la jambe d'appui durant laquelle le centre de masse commence à s'avancer tandis que la cheville contrôle l'avancée progressive de la jambe oscillante. La phase qui précède le contact avec le sol est sous contrôle de la contraction du quadriceps de la jambe d'appui et correspond à un déplacement vertical du centre de masse vers le bas.

Lors du contact avec le sol, l'extension de la cheville joue un rôle amortisseur pendant que le poids est transféré sur la jambe controlatérale. Débute alors la phase d'oscillation durant laquelle on observe une triple flexion du membre oscillant permettant d'éviter le bord de la marche ou du trottoir.

Selon Lark *et al.* (2003), la descente de marche peut être découpée en deux phases : la ***phase 1***, correspondant à la flexion du genou oscillant, est délimitée par le décollement de la jambe oscillante jusqu'au franchissement de l'axe de la bordure de trottoir ; la ***phase 2*** concerne la poursuite du mouvement jusqu'au contact avec le sol de cette même jambe (Figure I.31).

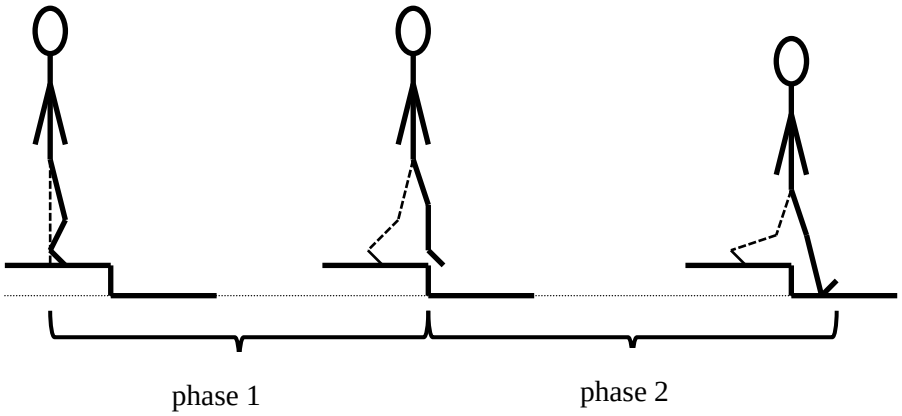


Figure I.31. Schéma d'une descente de marche selon le découpage de Lark *et al.* (2003).

- Les principales variables utilisées

Dans l'objectif de pouvoir comparer la phase d'initiation de la marche à plat avec celle de la descente de marche, les variables utilisées seront les mêmes que dans le point précédent. Celles concernant uniquement la descente de marche sont issues des travaux de Simmoneau *et al.* (1991), Lark *et al.* (2003, 2004) et Lythgo *et al.* (2007).

- La descente de trottoir chez la personne âgée

Lark *et al.* (2003) indiquent que la phase de descente nécessite la mise en place d'une stratégie particulière chez les personnes âgées. Celle-ci diffère selon les études et l'âge. Pour Lark *et al.* (2003), les jeunes adultes utilisent de préférence le talon lors du contact initial, alors que les personnes âgées choisissent de poser le pied à plat. Cette stratégie serait en lien avec le besoin de maintenir une base de support large, ainsi, elles garderaient le pied à plat le plus longtemps possible. Pour Lythgo *et al.* (2007), les personnes âgées choisissent de poser le pied sur l'avant du pied. En outre, la descente chez les personnes âgées a pour conséquence une diminution de la longueur du pas associée à un angle plus faible d'extension de la jambe oscillante vers l'avant.

Les conditions de réalisation de la descente de marche influencent également ses caractéristiques. Ainsi, Van Dieen et Pijnappels (2009) testent l'effet de la hauteur et de la vitesse d'initiation de la marche sur la stratégie de réception : ils observent que la réception sur les orteils lors

de la descente permet de réduire l'élan acquis lors de la descente afin de faciliter la stabilité en dépit de la vitesse. En outre, les personnes âgées utilisent plus fréquemment que les jeunes la réception sur les orteils. Cette préférence serait le reflet d'un comportement adaptatif plutôt que d'une incapacité à utiliser la réception avec le talon (Figure I.32.). Elle aura forcément un retentissement sur toute la cinématique du membre inférieur (amplitude articulaire), voire même sur la partie supérieure du corps.

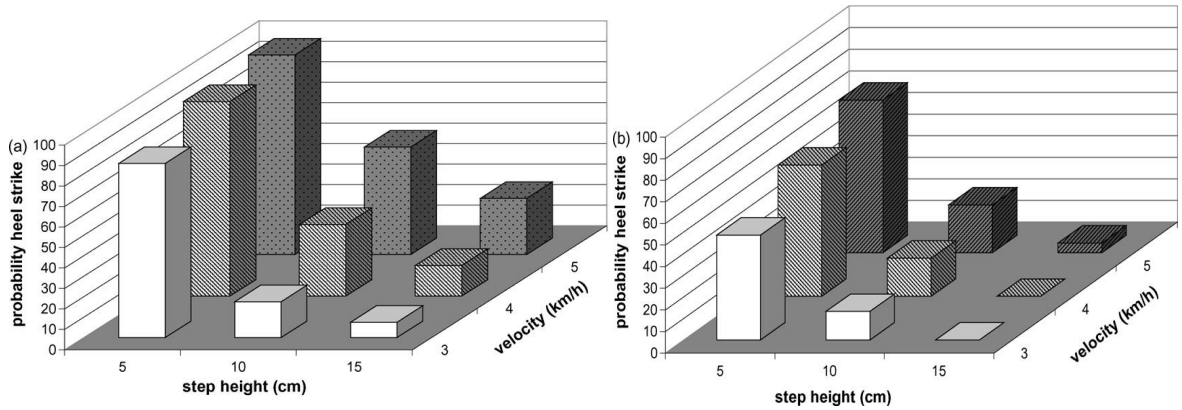


Figure I.32. Probabilité de réception sur le talon en fonction de trois hauteurs (5, 10 et 15 cm) et vitesses de marche (3, 4 et 5 km/h) chez les jeunes et les personnes âgées (graphique de gauche et de droite, respectivement), d'après Van Dieen et Pijnappels (2009).

En ce sens, plusieurs auteurs (Whipple *et al.* 1987 ; Gehlsen & Whaley, 1990 ; Lythgo *et al.*, 2007) s'accordent sur la notion de méfiance ou d'appréhension face à la présence de la bordure afin de limiter le risque de chute mais également dans l'optique de maintenir la stabilité posturale (Marsh *et al.* 1981).

Concernant la cinématique du mouvement, Lark *et al.* (2004) montrent que les déplacements angulaires du membre oscillant sont plus faibles chez les personnes âgées comparativement aux plus jeunes au niveau de la flexion et de l'extension de hanche, de la flexion du genou et de la flexion plantaire et de la dorsiflexion de la cheville. L'angle maximal de dorsiflexion de la cheville du membre support est plus grand chez les personnes âgées car elles maintiennent le pied à plat durant une plus grande période de temps, probablement afin de réduire (de façon consciente ou non) le temps passé dans une position plus instable (Lark *et al.*, 2004).

Au niveau de la cinétique, Lark *et al.* (2003) montrent que la rigidité mécanique de la cheville est plus faible chez les personnes âgées que chez les jeunes durant toute la phase 1 alors qu'elle augmente en phase 2 selon la hauteur de la marche. La raideur du genou diminue en phase 2 quel que soit le groupe d'âge. Les auteurs suggèrent une stratégie de contrôle modifiée chez les personnes âgées, plus particulièrement lors de la phase 1. En outre, ils citent également l'importance de la rigidité mécanique de l'articulation de la cheville lors de la descente de marche, la *raideur* des *chevilles* faisant partie des facteurs prédisposant à la chute (Vaillant *et al.*, 2009).

Pour conclure, qu'il s'agisse d'une initiation de la marche à plat ou en descente de marche, il a été montré que cette phase correspond à une période transitoire durant laquelle la synergie posturale s'efface tandis que la synergie locomotrice se met en place. Le corps humain se retrouve alors en situation instable entre deux états stables, la posture initiale et la marche stabilisée, dans l'objectif d'acquérir les conditions les plus favorables au mouvement. La partie suivante propose une description de la marche lancée.

I.2.1.4. Suite de la traversée

Cette partie correspond à l'étude de la marche stabilisée ; le participant a déjà initié sa traversée et se dirige vers le trottoir d'en face.

I.2.1.4.1. DEFINITION

La marche humaine dite "normale" est acquise durant l'enfance généralement entre un et deux ans. Les mouvements observés sont une répétition de séquences de mouvements de segments corporels qui permettent le déplacement du corps vers l'avant tout en maintenant l'équilibre (Perry, 1992). Ainsi, suite à une commande motrice volontaire, les mouvements produits par les membres inférieurs, sous la dépendance du CPG (*Central Pattern Generator*), centre nerveux situé dans la partie lombaire de la moelle épinière (Grasso *et al.*, 1998 ; Viel, 2000), permettent à la fois l'appui et la propulsion tout en gardant au moins un pied au contact avec le sol à chaque instant (Lakany, 2008).

Différents modèles proposent un découpage du cycle de la marche (ex. Sutherland, 1980a, 1980b ; Viel, 2000 ; Whittle, 2002). Quel que soit le modèle choisi, le cycle de marche est composé de deux grandes phases successives : une phase d'appui (PA) et une phase d'oscillation (PO) ou de balancement, liées entre-elles par une phase de double appui (DA) ou d'appui bipodal. Par convention, la description des différentes phases de la marche est réalisée sur le membre inférieur droit (Viel, 2000). Afin de décrire les différentes phases, le point d'origine du temps est l'instant du premier contact du talon avec le sol (0%) et la fin du cycle correspond à l'instant du deuxième contact du même talon avec le sol (100%). PA et PO représentent respectivement environ 60 et 40 % du cycle, la durée de DA appui étant environ de 10% chez un sujet sain (Figure I.33.).

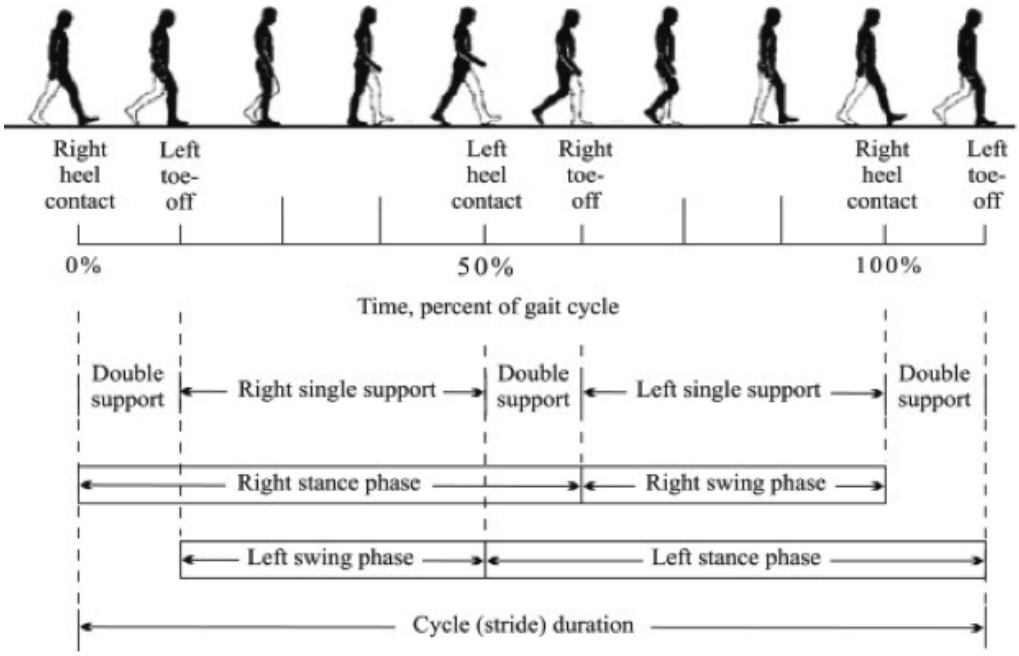


Figure I.33. Représentation du cycle de marche selon Viel (2000).

La PA débute par une phase de "mise en charge" (acceptation du poids du corps) ; elle correspond au contact initial du pied avec le sol et se termine par le lever du pied opposé. Son but est de transférer le poids vers la jambe en phase d'appui, d'absorber les chocs et de conserver la vitesse de marche en maintenant l'équilibre. Puis la phase de milieu d'appui permet au corps d'avancer au-dessus du pied en appui et se termine lorsque le centre de gravité du corps est aligné au-dessus de l'avant du pied. La phase de fin d'appui correspond à la période de 'poussée' ; elle débute lorsque le centre de masse du corps passe à la verticale de la jambe d'appui jusqu'au contact du pied avancé avec le sol. Enfin, la phase pré-oscillante a pour rôle de faciliter la propulsion du corps vers l'avant grâce au transfert du poids vers la jambe en phase d'appui. Il est à noter que la phase de DA (phases de fin d'appui et pré-oscillante) sont la période où l'équilibre du marcheur est le plus stable et durant laquelle l'individu se préparent aux pas suivants.

La phase oscillante fait suite à la phase pré-oscillante. Elle a pour rôle de permettre l'avancée du membre venant de terminer sa phase d'appui par une oscillation sans que le pied n'entre en contact avec le sol. Cette phase est souvent observée attentivement car elle met en avant les perturbations associées aux dysfonctionnements musculaires ou aux raideurs (Viel, 2000).

I.2.1.4.2. LES PRINCIPALES VARIABLES UTILISEES

La marche humaine est un domaine de recherche très documenté proposant un grand nombre de paramètres mesurables. Cette partie visera essentiellement la présentation des variables utilisées dans les études de ce mémoire au niveau des paramètres spatio-temporels, cinématique et cinétique.

Historiquement, c'est essentiellement le membre inférieur qui est étudié, même si des travaux plus récents montrent le rôle important de la tête et du tronc, surtout chez le sujet pathologique, et dans une moindre mesure des membres supérieurs. Même s'ils ont été enregistrés durant la partie expérimentale, les résultats des membres supérieurs ne seront pas présentés.

- Les paramètres spatio-temporels

Les paramètres spatio-temporels sont couramment étudiés car ils illustrent les caractéristiques globales de la marche et sont des grandeurs physiques que tout un chacun peut facilement appréhender (Zatsiorsky *et al.*, 1994 ; Viel, 2000; Mills & Barrett, 2001 ; Titianova *et al.*, 2004). Les paramètres classiquement retenus sont la vitesse (en $m.s^{-1}$) et la cadence de marche (en pas/min), la longueur du pas (en m), les temps de simple et double appuis (en s), la largeur du pas (en cm) et les pourcentages relatifs à ce cycle (en %).

Concernant la vitesse de marche, il existe une grande variabilité, en fonction des groupes de participants testés. Chez l'adulte, Dujardin *et al.* (1997) observent une vitesse de marche de 1,13 ± 0,22 m/s, Kerrigan *et al.* (1998) rapportent une vitesse de 1,37 ± 0,17 m/s tandis que Stolze *et al.* (1998) constatent une vitesse de 1,51 ± 0,15 m/s. Le Tableau I.4. ci-dessous est tiré de l'étude de Kerrigan *et al*. (1998) et propose un aperçu des valeurs normales de 31 sujets jeunes et 31 sujets âgés.

Tableau I.4. Exemple de résultats obtenus dans l'étude de Kerrigan *et al.* (1998).

	Young (n = 31)	Elderly (n = 31)	
Temporal Parameters	Comfortable Mean (SD)	Comfortable Mean (SD)	Fast Mean (SD)
Velocity, m/sec	1.37 (.17)	1.19 (.13)	1.55 (.20)
Cadence, steps/min	119 (10)	119 (9)	140 (17)
Stride length, m	1.38 (.11)	1.20 (.12)	1.33 (.14)
Double support %	23.8 (2.3)	24.9 (2.8)	23.5 (2.9)

- Les paramètres cinématiques

La tête et le tronc

La stabilité de la tête par rapport à l'environnement est fondamentale pour le contrôle de l'équilibre (Riley *et al.*, 1990) mais aussi dans la coordination durant les activités de tous les jours (Pozzo *et al.*, 1990). L'analyse biomécanique des mouvements de la tête lors de la traversée de rue est donc un élément à prendre en compte.

Selon De Leva (1996), la masse du tronc représente 42,57% de la masse totale du corps humain (Tête + tronc = 50%). Le tronc étant le segment possédant la masse la plus importante, il est donc probable que l'inclinaison de celui-ci joue un rôle important dans la locomotion humaine. D'un

point de vue cinématique, le tronc s'incline en avant lors de la marche (Whittle & Levine, 1995). Callaghan *et al.* (1999) montrent que la cinématique du tronc dans le plan sagittal (flexion/extension) est de 6,2° en moyenne et de 7,1° dans le plan horizontal (rotation). Cependant, les auteurs précisent que le plan sagittal est sujet à davantage de variabilité. Cependant, l'inclinaison du tronc ne provoque pas forcément un risque de chute. En effet, Krebs *et al.* (1992) constataient que les participants ayant une atteinte vestibulaire réalisent une légère flexion du tronc afin d'améliorer leur stabilité. Cependant, l'inclinaison volontaire du tronc en avant induit chez les personnes âgées une augmentation des oscillations posturales (Termoz *et al.*, 2008).

Laudani *et al.* (2006) observent, chez la femme, que les déplacements angulaires du cou et de la tête lors de l'initiation de la marche sont significativement plus importants chez les âgées comparativement aux jeunes. Il n'existe pas de différence statistique au niveau du déplacement angulaire du tronc. Cependant, sa vitesse angulaire est significativement plus faible. Ainsi, selon les auteurs, les femmes âgées possèdent un mouvement du haut du corps spécifique en lien avec la diminution de la fonction musculaire des membres inférieurs.

Les membres inférieurs

Classiquement, pour le membre inférieur, lors de l'étude de la marche, on analyse l'évolution des valeurs angulaires mesurées aux niveaux de la hanche, du genou et de la cheville puis ces valeurs sont représentées sous forme graphique (Veil, 2000) dans un à trois plans de l'espace (sagittal, frontal et transversal). Par exemple, la cinématique de ces trois articulations dans le plan sagittal est présentée dans la Figure I.34.

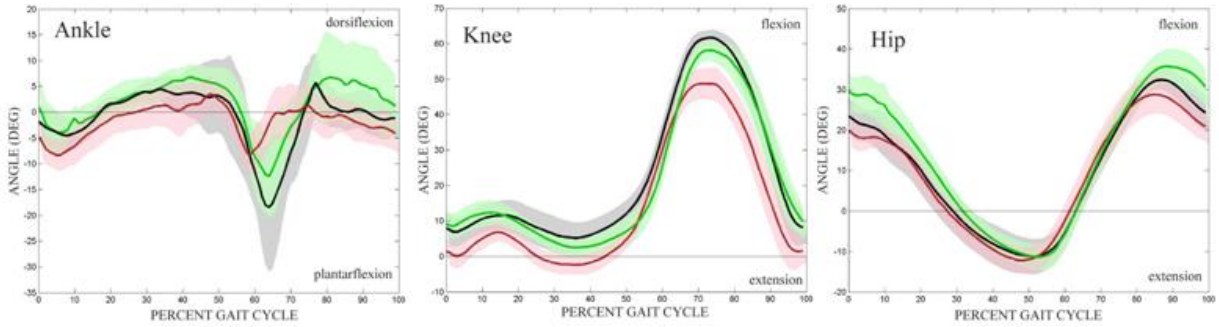


Figure I.34. Cinématique de la cheville, du genou et de la hanche, en pourcentage du cycle de marche, dans le plan sagittal, chez 3 groupes. (Neckel *et al.*, 2008).
(noir : contrôle ; vert : sain ; rouge : hémiplégique ; la courbe en ombragé correspond à l'écart-type)

Classiquement, ces courbes sont étudiées de manière morphologique, chaque courbe étant ensuite 'résumée' par des points caractéristiques (Figure I.35.). Benedetti *et al.* (1998) présentent ainsi 124 paramètres caractéristiques permettant le traitement automatique des données spatio-temporelles, cinématiques et cinétiques de la locomotion en 3D.

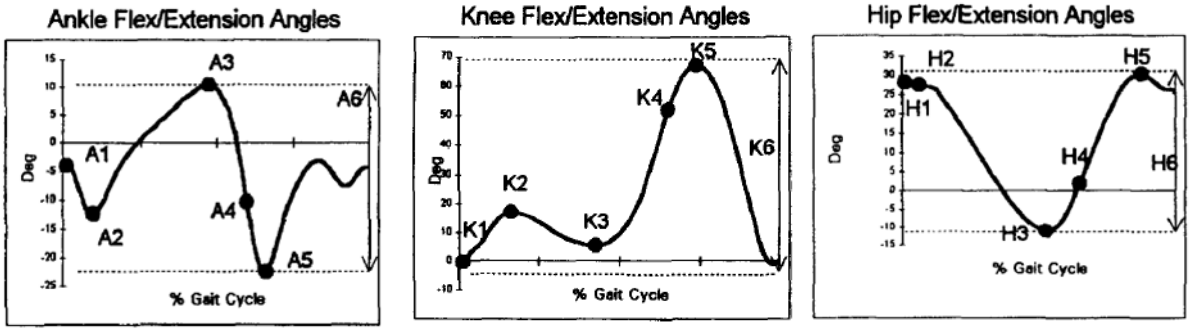


Figure I.35. Exemple de points caractéristiques au niveau de la cinématique de hanche, du genou, et de la cheville dans le plan sagittal, selon Benedetti *et al.* (1998).

Kerrigan *et al.* (1998) ont étudié les amplitudes articulaires d'une population jeune et d'une population âgée lors de la marche (Figure 1.36). Ils observent que l'extension de la hanche ainsi que la flexion plantaire de cheville sont significativement plus faibles chez les personnes âgées quelle que soit la vitesse de déplacement. De même, ils montrent également une augmentation de l'inclinaison antérieure du bassin chez les personnes âgées.

	Young (n = 31)	Elderly (n = 31)	
	Comfortable Mean (SD)	Comfortable Mean (SD)	Fast Mean (SD)
Hip flexion	24.8 (5.0)	26.1 (4.6)	29.6 (5.1)
Hip extension	−21.0 (4.6)	−14.3 (4.1)	−14.5 (4.2)
Knee flexion loading response	19.2 (5.6)	16.3 (6.0)	21.3 (6.1)
Knee extension terminal stance	0.6 (2.8)	1.7 (4.0)	2.2 (4.3)
Knee flexion	60.0 (4.5)	57.9 (4.6)	60.1 (4.7)
Knee extension terminal swing	1.8 (4.2)	2.7 (4.8)	6.3 (5.6)
Ankle plantarflexion loading response	−8.0 (3.7)	−8.5 (3.0)	−7.5 (3.0)
Ankle dorsiflexion mid-stance	8.0 (3.1)	7.7 (3.5)	6.2 (2.6)
Ankle plantarflexion	−20.9 (6.0)	−15.6 (6.3)	−16.3 (5.5)
Ankle dorsiflexion swing	0.6 (3.7)	1.8 (4.0)	1.9 (3.7)
Anterior pelvic tilt	.03 (2.9)	2.7 (2.7)	4.1 (3.1)

Figure I.36. Amplitudes articulaires de la hanche, du genou et de la cheville dans une population jeune et âgée (Kerrigan *et al.*,1998).

- Les paramètres cinétiques

Les forces de réaction au sol issues des plates-formes de force sont généralement les premières données cinétiques analysées lors de la locomotion. Elles se décomposent en trois composantes (verticale, antéro-postérieure et latérale) et sont le plus souvent normalisées par rapport à la masse du participant (ex. Figure I.37.). Winter *et al.* (1990) décrivent l'appui du pied avec le sol ainsi que la phase de freinage et de propulsion.

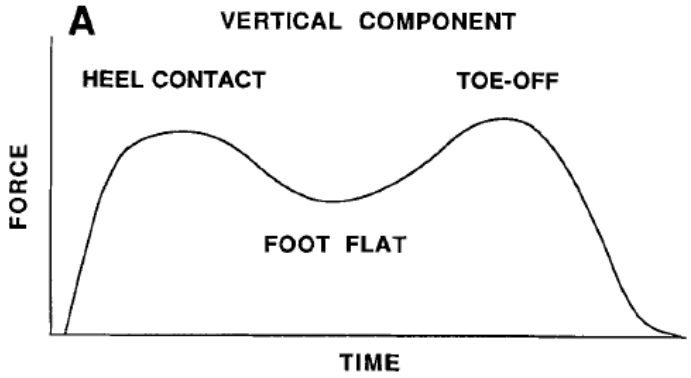


Figure I.37. Pattern de la force de réaction verticale, selon Larish *et al.* (1988).

Le Tableau I.5. présente des données moyennes normalisées chez des sujets jeunes (M = 25,6 ans) et chez les personnes âgées (M = 70,5 ans, n = 17) lors de la marche sur tapis roulant à 0,81 et 1,34 m/s (soit 2,92 et 4,82 km/h). L'étude de Larish *et al.* (1988) montre une force de freinage au contact du talon (Heel contact) significativement plus faible chez les personnes âgées quelle que soit la vitesse de marche et une force de propulsion au lever des orteils (Toe-off) significativement plus faible, uniquement pour la vitesse rapide (1,34 m/s). Ainsi, probablement en lien avec la baisse des capacités physiques, ces indicateurs sont négativement influencés par l'avancée en âge.

Tableau I.5. Moyennes (M) et écarts-types (SD) pour la force de réaction verticale (normalisée par rapport au poids du sujet) en fonction de la vitesse de marche (m/s) et de l'âge, d'après Larish *et al.* (1988).

		Walking Speed					
		0.81			1.34		
Age		Heel Contact	Foot Flat	Toe-off	Heel Contact	Foot Flat	Toe-off
Old	M	1.00	0.92	1.02	1.14	0.75	1.06
	SD	0.03	0.02	0.02	0.08	0.05	0.04
Young	M	1.03	0.92	1.03	1.18	0.73	1.12
	SD	0.02	0.02	0.02	0.05	0.04	0.05

Comme Benedetti *et al.* (1998), plus récemment, Bouffard *et al.* (2011) proposent une analyse morphologique de la courbe de la force verticale plus précise (Figure I.38).

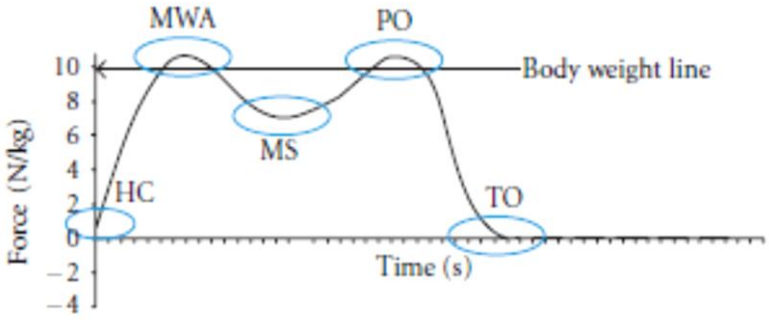


Figure I.38. Force de réaction verticale lors d'un cycle de marche normale, d'après Bouffard *et al.* (2011).

HC: contact du talon ; MWA: poids maximal en charge ; MS: milieu d'appui ; PO: phase de poussée et TO: décollement des orteils.

De nombreux autres paramètres cinétiques peuvent être utilisés pour une étude plus fine ou localisée grâce à l'utilisation de la dynamique inverse (Winter *et al.*, 1990). L'utilisation de ce procédé rend possible le calcul des moments articulaires (par exemple, Figure I.39.) et des puissances articulaires (par exemple, Figure I.40.) développées au niveau du membre inférieur, dont l'interprétation est cependant moins aisée. Par manque de temps et pour ne pas allonger exagérément le manuscrit, ces paramètres, même s'ils ont été calculés, ne seront pas intégrés dans l'analyse des expérimentations de ce travail.

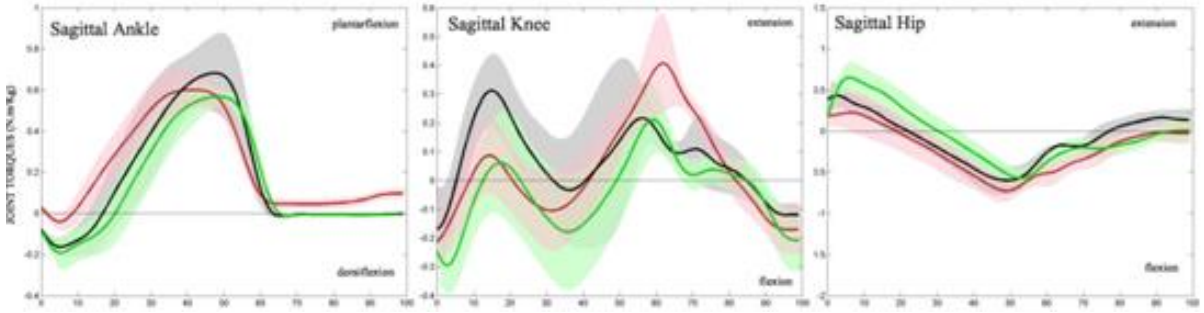


Figure I.39. Moments de la cheville, du genou et de la hanche dans le plan sagittal lors d'un cycle de marche chez 3 groupes (noir : contrôle, vert : sain, rouge : facultés affaiblies. L'ombragé correspond à l'écart-type) (Neckel *et al.*, 2008).

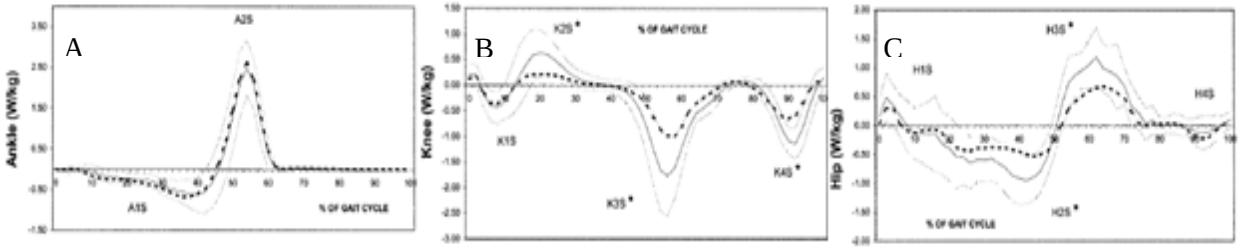


Figure I.40. Puissances lors de la marche au niveau de la cheville (A), du genou (B) et de la hanche (C) dans le plan sagittal (Watelain *et al.*, 2001).

I.2.1.4.4. LA MARCHE CHEZ LA PERSONNE AGEE

Les études portant sur les changements de pattern locomoteur liés à l'âge sont nombreuses (par exemple, Cunningham *et al.,* 1982 ; Hageman & Blanke, 1986 ; Winter *et al.,* 1990 ; Elble *et al.,* 1991 ; Menz *et al.,* 2003a, 2003b ; Hollman *et al.,* 2007). L'organisation de la marche évolue généralement vers une vitesse préférentielle et une vitesse maximale plus lentes (Imms & Edholm, 1981 ; Bohannon, 1997). Winter *et al.* (1990) ont mis en évidence une diminution de la longueur du pas par rapport à celui de l'adulte jeune, ainsi qu'une augmentation du temps de double appui, tandis que la cadence reste sensiblement la même. La phase oscillante (définie comme la période pendant laquelle le pied est en l'air) est réduite au profit de la phase de double appui ; la largeur et l'angle du pas sont augmentés et l'attaque du pied se fait davantage à plat (Kemoun *et al.,* 1994 ; Strubel, 1994). On constate également une diminution de la hauteur du pas se traduisant par des pas traînants, voire glissants sur le sol favorisant les chutes par accrochage du pied (Kemoun *et al.,* 1999). En situation locomotrice de double tâche, c'est-à-dire lors de la réalisation simultanée d'une tâche dite primaire (la marche) et d'une tache secondaire (Beauchet & Berrut, 2006), comme c'est le cas lors de la traversée. Toulotte *et al.* (2006) montrent également des altérations des paramètres spatiotemporels chez les sujets âgés chuteurs en situation de locomotion simple *vs* double tâche au niveau de la cadence (diminution) et de la vitesse de marche (diminue de 8%), la longueur de foulée (diminution), la longueur du pas (diminution), la durée du pas (augmentation), de la durée du simple appui (augmentation). Ces changements ont pour conséquence commune de rendre la marche plus sécuritaire et moins 'instable' que celle du jeune adulte (Kemoun *et al.*, 1994).

Au niveau cinématique, plusieurs auteurs décrivent une amplitude de l'articulation de la hanche réduite chez la personne âgée (Elble *et al.*, 1991 ; Kerrigan *et al.*, 1998). La flexion plantaire de la cheville est plus faible chez la personne âgée que chez le sujet jeune (Winter *et al.,* 1990) et cette baisse de l'amplitude est associée à une faiblesse musculaire des agonistes et antagonistes de la cheville (Bendall *et al.*, 1989). Au niveau de la cinétique, des constantes apparaissent chez la personne âgée. Par exemple, Winter *et al.* (1990) mettent en évidence une diminution de la force propulsive. On note également une vitesse angulaire du tronc diminuée (Gill *et al.,* 2001), une puissance générée au niveau de la cheville moindre (Winter *et al.,* 1990 ; Kerrigan *et al.*, 1998), une inclinaison pelvienne antérieure accrue (Kerrigan *et al.*, 1998). Ces changements peuvent être interprétés comme l'adoption d'un pattern de marche plus stable et plus sûr pour compenser la baisse des capacités physiques des personnes âgées.

Pour conclure, il est à noter que les premiers effets du vieillissement sur la stabilité de la marche ne sont pas toujours visibles. Ceux-ci sont observés lors de conditions plus déstabilisantes telles que les surfaces irrégulières ou faisant appel au paradigme de la double tâche. Les résultats indiquent que le contrôle de la marche demande davantage de contrôle cognitif et de ressources attentionnelles chez la personne âgée (McDowd *et al.*, 1991). Ainsi, la traversée de rue apparaît

comme une action de double tache durant laquelle le piéton âgé doit coordonner ses mouvements tout en regardant le trafic à l'approche. Les personnes à risque de chute ou ayant peur de tomber pourraient alors être des populations plus affectées par la contrainte supplémentaire et le risque de chute pourrait alors être davantage mis en évidence par une altération accrue des paramètres sensibles tels que ceux présentés précédemment.

I.2.2. Conclusion sur l'analyse biomécanique et comportementale

L'analyse biomécanique offre des perspectives de recherche intéressantes dans le domaine du comportement piétonnier. D'une part, cette discipline permet une quantification fine et objective de l'acte de traversée de rue, et d'autre part, elle est assez fine pour présenter des variabilités liées à l'environnement physique (avec ou sans trottoir, par exemple), à la pression temporelle, à la double tâche ou encore au vieillissement.

La littérature dans le domaine de la posture, de l'initiation de la marche ou de la marche lancée amène des pistes de compréhension du comportement piétonnier. D'ailleurs, quelques études biomécaniques ont proposé des tâches en utilisant le terme de trottoir lors de leurs procédures expérimentales (par exemple : Crosbie *et al.*, 1996 ; Crosbie & Ko, 2000 ; Lark *et al.*, 2003 ; Jones *et al.*, 2006 ; Lythgo *et al.*, 2007 ; Barbieri *et al.*, 2013). Toutefois, à notre connaissance, l'analyse du mouvement 3D des membres inférieurs n'a jamais été abordée dans le cadre des études sur simulateur piétonnier. Il apparaît pourtant intéressant, d'une part, de savoir si le mouvement humain est transposable sur simulateur et, d'autre part, de pouvoir identifier les caractéristiques propres de la traversée de rue chez les adultes et chez les personnes âgées. Cette comparaison permettrait de mettre davantage en avant les déficits spécifiques de la population âgée.

I.3. SYNTHESE ET HYPOTHESES

Le chapitre 1 dresse un bilan bibliographique de connaissances relatives au comportement de traversée de rue du piéton et des possibilités de recherches offertes par l'approche biomécanique et comportementale. Une partie de la littérature est spécifiquement focalisée sur le comportement du piéton en simulateur. Il s'agit d'une approche expérimentale, incluant l'enregistrement de variables dépendantes (par exemple : temps de traversée, marges de sécurité) en fonction de variables indépendantes (majoritairement des caractéristiques de trafic) modulées par les expérimentateurs. Comparativement aux expérimentales *in situ* souvent soumises aux hasards des évènements de route, les simulateurs offrent l'avantage de pouvoir opérer cette modulation de manière prédéfinie (de façon plus ou moins contrôlable selon le type de simulateur). Ainsi, des comparaisons interindividuelles sont rendues possibles sur la base de configurations situationnelles garantissant une reproductibilité totale des essais et ce, sans se heurter au problème éthique lié à la prise de risques en situations critiques.

Il est important de noter que la plupart des études réalisées en simulateurs autour du piéton appartiennent essentiellement au champ de la psychologie et exposent finalement une utilisation restreinte de la biomécanique dans la compréhension du comportement de traversée. Souvent, ces études présentent un intérêt focalisé sur les processus décisionnels et leurs déterminants temporels ou spatiaux et/ou sur la prise de risques. Certains paramètres locomoteurs sont parfois pris en compte (comme la vitesse de marche ou le temps de traversée, le temps d'initiation de la traversée et à l'orientation de la tête et/ou du regard avant l'initiation de la traversée) mais au regard de la multitude de paramètres définis dans la littérature biomécanique, les connaissances sur la traversée de rue semblent finalement assez limitées. Pourtant, l'étude du comportement de traversée de piéton sous un tel axe se révèle particulièrement intéressant dans le but de mieux comprendre les facteurs biomécaniques impliqués dans l'exposition aux risques et les éventuels dysfonctionnements occasionnant la survenue d'accident. L'état de l'art actuel concernant l'analyse biomécanique de l'initiation de la marche, de la marche en elle-même, et de la descente de marche est déjà fortement documentée en laboratoire, dans des situations décorrélées d'un contexte. Les effets fondamentaux de ces différentes études pourraient cependant nous aider à mieux comprendre le comportement du piéton en situation de traversée de rue, notamment en lien avec le franchissement des trottoirs. La question de la constance des effets obtenus dans des environnements complexes et dynamiques, comme celui d'une rue urbaine, est en soi un véritable sujet de recherche.

Toutefois, l'approche biomécanique nécessite que le participant dispose d'une liberté de mouvement sur tout ou partie de la rue à traverser. Les simulateurs offrant une telle possibilité de mouvement sont également les plus immersifs (les casques de RV ou zones immersives entre écrans de grande taille). Du point de vue biomécanique, la présence de trottoirs doit être un paramètre à étudier en raison des difficultés locomotrices supplémentaires qui peuvent y être associées. Avec le

port d'un visio-casque, le mouvement perçu par le participant diffère du mouvement effectif car les signaux vestibulaires et proprioceptifs sont en conflit avec les informations visuelles (Bruder *et al.* 2013). Le mouvement réalisé, et donc celui potentiellement analysable par la biomécanique, ne correspondrait pas à celui perçu par le participant. Le comportement locomoteur du piéton serait ainsi d'un intérêt limité avec ce type de dispositif.

Ce travail doctoral porte spécifiquement sur la personne âgée. Cette population, pourtant très fragilisée dans l'environnement urbain, a été beaucoup moins étudiée en simulateur que celle des enfants, eux aussi très exposés aux risques d'accidents en tant que piétons. Toutefois, les résultats disponibles ont confirmé des différences comportementales entre personnes âgées et jeunes adultes au niveau de la traversée de rue. Les paramètres les plus discriminants sont le temps de prise de décision, les marges de sécurité et les opportunités manquées. Que les réponses exploitées aient ou non une composante locomotrice effective, les comportements à risques sont essentiellement reliés aux processus d'estimation du temps. Une distorsion dans la perception du temps peut être considérée comme un facteur responsable d'erreurs. Ce biais peut donc mener les personnes âgées à ne pas percevoir le danger qu'elles encourent lors de la traversée de rue et peut donc se révéler potentiellement accidentogène. Un tel constat n'exclut toutefois pas le fait que le piéton âgé puisse le plus souvent adopter un comportement sécuritaire dans ses choix et ses traversées de rue.

Ce sujet de recherche apparaît donc comme multidisciplinaire et complexe. D'une part, il nécessite de connaître les effets du vieillissement sur chaque instant clé de la traversée de rue et, d'autre part, d'identifier l'effet de l'environnement sur la prise d'information et de décision de traverser la rue, tout en tenant compte de la perception du danger. Pour cela, trois objectifs généraux seront abordés puis déclinés en sous objectifs plus spécifiques. Il s'agit de:

1. Caractériser le comportement de traversée de rue dans le simulateur SRP.
2. Déterminer si les stratégies mises en place chez le piéton âgé sont différentes et/ou moins efficaces que chez le piéton jeune.
3. Rechercher l'existence de liens entre la perception du temps et la traversée de rue.

Nous faisons l'hypothèse générale que le comportement du piéton âgé est sécuritaire mais que le vieillissement normal peut induire chez certaines personnes des erreurs perceptives pouvant aboutir à une prise de risque. Nous faisons la seconde hypothèse que les personnes âgées en bonne santé sont capables de moduler leur pattern de marche en fonction de la situation et, ce, de manière à pallier les effets du vieillissement normal.

Afin d'aborder ces objectifs plus efficacement, plusieurs études préliminaires permettant d'affiner et de confirmer nos choix matériels (conception du simulateur) et expérimentaux (procédure) ont été réalisées. Ces études préliminaires sont présentées dans le chapitre suivant.

CHAPITRE II. ETUDES PRELIMINAIRES A LA CONCEPTION DU SIMULATEUR

II.1 INTRODUCTION

Ce deuxième chapitre a pour objectif de répondre à des interrogations soulevées lors de la revue de littérature (chapitre I) au niveau de la perception du temps et de la position d'attente sur le trottoir. Ainsi, trois études préliminaires vont être présentées, les deux premières portant sur la perception du temps et la troisième sur la position d'attente sur le trottoir.

La perception du temps est un déterminant de la prise de décision qui est modifié par l'avancée en âge. Les seniors peuvent éprouver des difficultés à estimer correctement le temps nécessaire pour franchir une distance s'apparentant à une largeur de rue (Schott & Munzert, 2007 ; Holland & Hill, 2010). L'idée que de tels effets puissent être partiellement imputables aux modifications liées à l'âge dans la perception du temps, comme celles mises en évidence par des travaux de psychophysique, n'a pas encore été explorée. Nous avons testé cette hypothèse dans deux études, la première conduite chez des participants de différentes classes d'âge sans troubles locomoteurs (TLM) et la seconde, en comparant des participants âgés souffrant ou non de TLM. Ces études examineront également l'influence de la montée ou de la descente du trottoir chez les personnes âgées (étude 1) sur les temps de traversée en situation réelle et imaginée.

Concernant la position d'attente sur le trottoir, le premier chapitre a montré le manque d'informations disponibles concernant la phase d'attente. La position des pieds par rapport à la bordure n'est que très peu renseignée dans la littérature (Harrel, 1991). Pourtant, celle-ci doit être prise en compte, non seulement dans la conception du simulateur afin de permettre aux participants d'être positionnés correctement sur le dispositif de mesure, mais aussi dans l'objectif de prendre en compte la spécificité de la tâche réelle pour être au plus proche d'une situation en milieu urbain.

II.2. PERCEPTION DU TEMPS

Cette partie de résultats est valorisée dans la publication de Naveteur J., Delzenne J., Sockeel P., Watelain E. & Dupuy MA., 2013, *Accident Analysis & Prevention [IF=1.964] ; Annexe 1)*.

II.2.1. Introduction

Juger correctement le temps d'arrivée d'un véhicule à l'approche ainsi que le temps nécessaire à la traversée d'une rue est une compétence clé pour traverser une rue en toute sécurité. Cela impose au piéton d'estimer correctement non seulement la vitesse d'approche du véhicule mais également sa propre vitesse. Traverser est une activité dangereuse pour les piétons âgés, car ils choisissent fréquemment des intervalles trop courts (Oxley *et al.*, 2005). Ils tendraient, d'une part, à se baser principalement sur la distance du véhicule plutôt que sur sa vitesse (Lobjois & Cavallo, 2007) et, d'autre part, à évaluer incorrectement le temps nécessaire à la traversée de rue à cause de leur difficulté à s'adapter aux changements physiques dont ils sont l'objet (Holland & Hill, 2010). Le temps nécessaire à la traversée de rue serait ainsi sous-estimé par les 60-74 ans (qui ne tiendraient pas compte du ralentissement de leur marche), et surestimé par les plus de 74 ans (qui se croient plus ralentis qu'ils ne le sont effectivement ; Holland & Hill, 2010; Zivotofsky *et al.*, 2012). Toutefois, Schott & Munzert (2007) ainsi que Schott (2012) ont constaté de faibles écarts entre les temps de traversée réels et estimés pour les participants de moins de 70 ans ; des sous-estimations du temps de traversée apparaissent uniquement chez les plus de 80 ans, mais pour des distances plus grandes qu'une largeur de rue. Cependant, ce faible effet d'âge a été obtenu avec des participants ayant les yeux fermés. Une conclusion provisoire serait donc que l'information visuelle, traitée nécessairement en traversée de route, pourrait augmenter l'inexactitude des estimations, et par-delà être considérée comme une double tâche difficile lorsque les capacités se réduisent.

La sous-estimation des temps de traversées peuvent avoir des conséquences lourdes en termes de prise de risque. Il conviendrait donc d'en rechercher plus précisément les causes. Deux études ont été menées. L'objectif de l'étude 1 est d'examiner, dans une problématique de vieillissement, une possible relation entre la performance aux estimations du temps de traversée et le fonctionnement de l'horloge interne. Des personnes âgées et un groupe contrôle de participants plus jeunes, ont eu à réaliser deux tâches, en une session expérimentale et en intra-sujets : une tâche A d'estimation du temps de traversée et une tâche B de production de durée (supposée refléter le fonctionnement de l'horloge interne). Le but de la tâche A, effectuée les yeux ouverts, était de comparer la durée d'une traversée réelle à la durée d'une traversée imaginée. L'étude 2 met à l'épreuve des faits l'explication d'une sous-estimation du temps de traversée en termes de négligence d'un ralentissement moteur. La démarche consiste à comparer les estimations du temps de traversées obtenues dans un groupe de personnes âgées présentant des troubles locomoteurs (TLM) et dans un groupe contrôle de personnes

âgées ne présentant aucun trouble locomoteur. Dans les deux études, le recueil de données sera effectué avec et sans trottoir, en lien avec l'idée que la descente entraînera un coût temporel qui pourrait ne pas être pris en compte lors de la traversée imaginée.

II.2.2. Matériel et méthode communs aux deux études

II.2.2.1. Le dispositif

Le dispositif expérimental (Figures II.1. et II.2.) simule une section de rue, matérialisée par une bande de linoléum noir (1 m x 8 m, largeur de rue : 7 m). Deux caissons de bois (1 m x 1,20 m x 0,14 m), recouverts d'une fine moquette, représentent les trottoirs. Des marques sont ajoutées sur le linoléum et sur les caissons de bois, indiquant la position de départ des participants au début de chaque essai. Un chronomètre *Globus Ergo Tester Pro* (Codognè, Italie) relié à des cellules photoélectriques fournit les informations temporelles relatives à la traversée (Figure II.3.).



Figure II.1. Photographie du dispositif expérimental, sans trottoir (à gauche), avec trottoir (à droite).

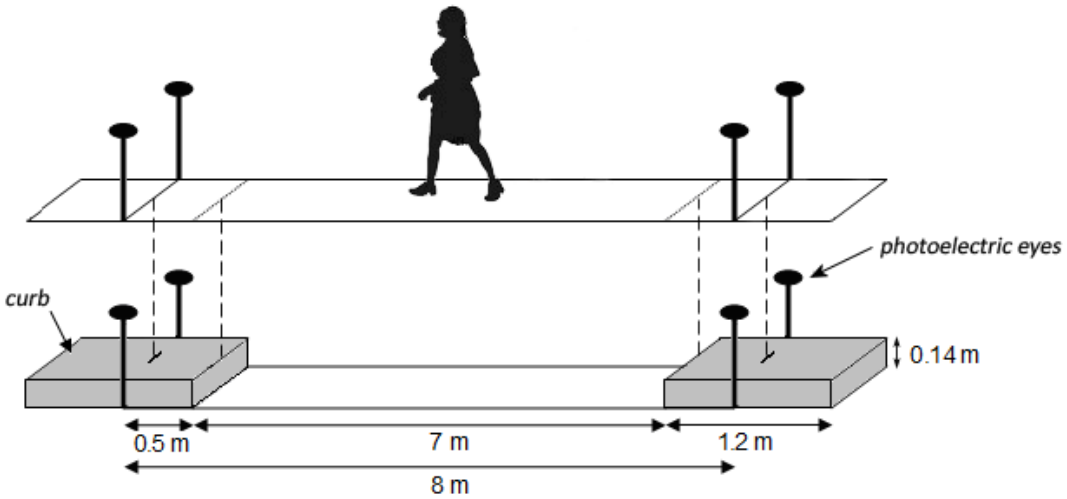


Figure II.2. Schéma du dispositif expérimental, avec un participant (en haut, condition sans trottoir ; en bas, condition avec trottoir (d'après Naveteur *et al.*, 2013).



Figure II.3. Photographie du chronomètre Globus muni d'une cellule réfléchissante (à gauche), du boîtier d'émission du faisceau (au centre) et du boîtier de calcul et de commande (à droite).

Le chronomètre permet de mesurer la durée des traversées réelles, un faisceau étant franchi au départ et un autre à l'arrivée, ce qui respectivement déclenche et stoppe le chronomètre. L'appareil est également utilisé pour la mesure des traversées imaginées, le participant marquant le début et la fin de celles-ci en passant la main dans le champ du même faisceau infrarouge (en mode marche/arrêt). Ce dispositif supprime le risque d'erreurs de chronométrage liées au temps de réaction d'un expérimentateur pour cliquer sur le chronomètre manuel, comme ce fût le cas dans les études antérieures. Il peut être utilisé en mode aller/retour, les deux extrémités pouvant ainsi être le point de départ des essais successifs.

Un chronomètre relié à un boîtier de réponse sert à la tâche de production de durée, celle-ci étant produite à compter de l'allumage d'une LED rouge sur le boîtier. L'écran de commande de ce boîtier permet à l'expérimentateur de pouvoir relever la durée produite.

II.2.2.2. Questionnaires

Le questionnaire d'imagerie visuelle et kinesthésique (KVIQ-10; validation française, Malouin *et al.*, 2007) a été choisi car il ne demande pas de mouvements complexes. Ce questionnaire sert à évaluer à la fois les dimensions visuelles et kinesthésiques d'imagerie motrice, sur une échelle en cinq points en termes de clarté de l'image ou de l'intensité de la sensation. Le score total est un indice général des compétences en imagerie motrice. Il a été administré pour contrôler un éventuel effet de l'âge sur l'aptitude à l'imagerie de mouvement.

Un questionnaire sur les habitudes de déplacement a été spécifiquement conçu pour l'étude (Annexe 2). Il permet notamment d'évaluer, à l'aide d'une note entre 0 et 10, le ressenti des participants quant à l'importance de la pratique de la marche (autonomie, plaisir, peur de l'accident et peur de la chute), d'estimer la fréquence et la durée des déplacements et de permettre aux participants âgés une auto-évaluation de leurs aptitudes actuelles par rapport à celles de leurs 20 ans.

II.2.2.3. Procédure

L'expérience a été menée conformément à la Déclaration d'Helsinki. Les groupes sont composés exclusivement de femmes. Celles-ci étant majoritairement représentées dans notre population parente, en l'occurrence des clubs de loisirs du Nord de la France (La Bassée, Lille et Valenciennes). Les participantes ont d'abord été contactées par l'intermédiaire de leurs clubs. Les volontaires les plus âgées ont été rencontrées individuellement avant la session expérimentale. A cette occasion, elles ont reçu des explications orales sur l'expérience et rempli le questionnaire de santé et le MMSE (*Mini-Mental State Examination* de Folstein *et al.*, 1975). L'expérimentation a été réalisée dans une grande salle habituellement utilisée pour des activités sportives ou récréatives. À leur arrivée, les participantes ont répondu à des questions destinées à vérifier la présence d'éventuels problèmes qui pourraient nuire momentanément à leur bien-être (aucune réponse positive), ont donné leur consentement éclairé par écrit et rempli le questionnaire sur les habitudes de déplacements. La vision de loin a été testée, le poids et la taille ont été mesurés.

Les participantes ont ensuite effectué la tâche de "traversée de rue" (tâche A). Au début de chaque essai, elles devaient se tenir debout sur un marquage situé juste derrière une cellule chronométrique, soit au niveau du sol, soit sur le « trottoir ». Dans les essais de marche réelle, elles ont eu à réaliser la traversée, à leur rythme habituel, comme si l'activité se déroulait dans un cadre naturel, en l'absence de tout trafic. Le chronomètre était démarré lors du franchissement du premier faisceau et arrêté lors du franchissement du second, situé sur le côté opposé du chemin. Dans les essais de traversée imaginée, les participantes étaient debout, les yeux ouverts, sur le marquage et ont eu à imaginer qu'elles traversaient la route, à leur propre rythme. Elles déclenchaient le chronomètre en passant une première fois la main dans le faisceau et le stoppaient, lorsqu'elles s'imaginaient passer entre les cellules du côté opposé, par un second passage de la main dans le faisceau. Ces passages étaient réalisés à l'aide d'une simple flexion de l'avant-bras.

Les participantes ont d'abord pris part à des essais d'entraînement, avec les « trottoirs » espacés de 5 m ; elles se familiarisaient en premier lieu à la marche effective puis à la marche imaginée. Ensuite, 8 essais expérimentaux ont été proposés, chaque condition de base (avec ou sans trottoir, et traversée réelle ou imaginée) étant complétée deux fois. La moitié des participantes de chaque groupe a commencé avec la condition sans trottoir et l'autre moitié avec la condition avec trottoir. Pour chaque condition de surface, les passages réels et imaginaires ont été alternés, avec l'ordre inversé pour la moitié des participantes de chaque sous-groupe.

La tâche B, de production de durée, est proposée entre deux séries de quatre essais de la tâche A. Les participantes, assises à une table, produisent une durée de 5, 10, 20 et 30 s dans un ordre contrebalancé. La consigne est d'appuyer sur le bouton du boîtier au moment où la participante estime que la durée à produire est écoulée. Le *Kinesthetic Visual Imagery Questionnaire* (KVIQ-10,

validation française, Malouin et *al.*, 2007), utilisé pour évaluer les dimensions visuelles et kinesthésiques de l'imagerie motrice, est complété juste après la tâche de production de temps. Les participantes n'étaient pas informées de leur performance. Une passation complète durait approximativement 45 minutes.

II.2.2.4. Analyse des données

Les analyses statistiques ont été effectuées avec *Statistica*[1]. Lorsque les données ne respectaient pas les conditions de normalité et/ou de variance/hétérogénéité de covariance, une transformation log a été réalisée. Lorsque les transformations se sont révélées insuffisantes pour répondre aux besoins d'analyses paramétriques, une analyse non-paramétrique par *T* Wilcoxon a été réalisée. En ce qui concerne les productions de durée (tâche B), les données brutes ont été réduites à des performances relatives, de telle sorte que les valeurs négatives correspondent à des durées produites plus courtes que la durée requise. Il a été alors possible de calculer un score de précision moyen ($1 - \frac{temps\ produit}{temps\ requis}$; en %) pour chaque participante. La précision dans la tâche A, c'est-à-dire la différence entre les temps effectifs et imaginaires de traversée, a également été calculée. Une ANOVA à mesures répétées a été appliquée selon le modèle linéaire général (GLM). Si nécessaire, des comparaisons planifiées ont été effectuées (analyse de contraste) pour spécifier quel pattern de moyennes pouvait expliquer les effets observés. Les carrés partiels η^2_p ont été calculés pour vérifier la taille des effets. Les liens entre les variables ont été étudiés par le biais d'analyses de corrélation de Bravais Pearson et de régressions multiples.

II.2.3. Etude 1: La perception du temps chez les personnes âgées sans Trouble LocoMoteur (TLM)

II.2.3.1. Participants

Au total, 36 femmes ont pris part à cette première étude, 24 âgées de 63 à 91 ans et 12 âgées de 22 à 31 ans (groupe contrôle jeune). Les participantes âgées ont été sélectionnées sur la base de leurs réponses à un questionnaire de santé (Annexe 3). Ceci a conduit, dans un premier temps, à deux sous-groupes de 12 participantes chacun, ne présentant pas de problème particulier de marche autre que ceux liés au vieillissement normal : un sous-groupe des personnes âgées de 63 à 73 ans (groupe des "âgés") et un autre sous-groupe de personnes très âgées de 74 à 91 ans (groupe des "très âgés"). Leurs scores au MMSE destiné à dépister un éventuel dysfonctionnement cognitif ont tous été supérieurs à 26, permettant d'écarter l'hypothèse de l'installation d'une démence. Les participantes du groupe contrôle jeune ont été recrutées parmi nos connaissances. Pour tous les groupes, les critères

[1] StatSoft, inc. (2007). STATISTICA (data analysis software system), version 8.0. www.statsoft.com

d'exclusion étaient les troubles neurologiques et cardiaques, ainsi que le diabète, dans ce dernier cas à cause d'une potentielle diminution de la sensibilité corporelle (e.g., Menz *et al.*, 2004). L'acuité visuelle des participants (avec correction si tel était le cas), évaluée au moyen de l'échelle optométrique Monoyer 3 m, était supérieure ou égale à 6/10. Le Tableau II.1. qui récapitule les caractéristiques des différents groupes, montre également une augmentation de l'Indice de Masse Corporelle (IMC) avec l'âge. C'est le reflet du vieillissement normal des individus, comme l'atteste l'étude longitudinale de Chumlea *et al.* (2009). Cette différence anthropométrique est donc jugée acceptable et faisant partie de l'effet d'âge.

Tableau II.1. Caractéristiques des différents groupes.

	Groupe contrôle des jeunes	Groupe des âgées sans trouble	Groupe des très âgées sans trouble	Différence entre les groupes de sujets sans trouble
Age	26,17 (2,92)	67,58 (3,37)	81,92 (4,85)	$p < 0,01$
Taille (mètre)	1,61 (0,07)	1,69 (0,07)	1,56 (0,06)	*ns*
Poids (kg)	57,75 (8,59)	66,08 (13,43)	64,08 (9,75)	*ns*
IMC (kg/m^2)	22,14 (2,82)	25,95 (4,44)	26,14 (3,92)	$p < 02$
Vision	9,33 (1,07)	8,67 (1,43)	7,33 (1,30)	$p < 01$
KVIQ score	3,44 (0,61)	3,72 (0,92)	3,28 (0,61)	*ns*

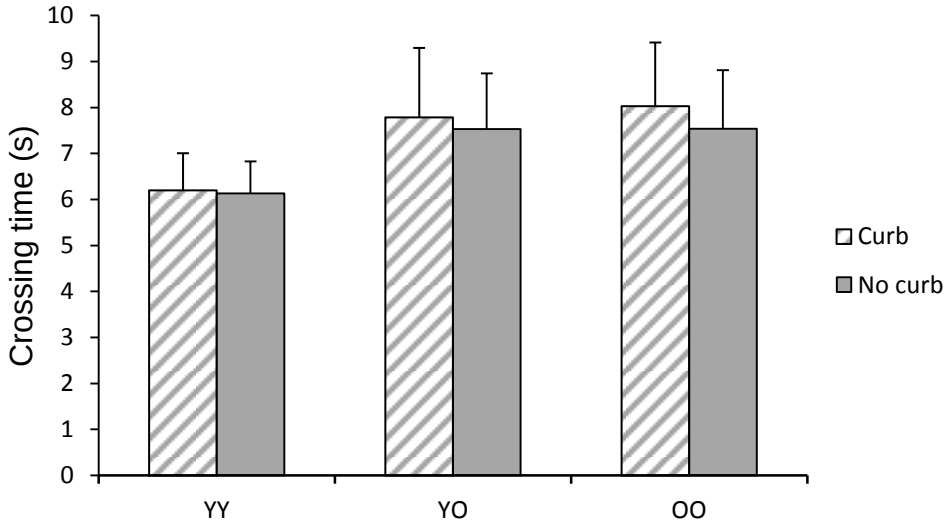
Les moyennes (écart-types) sont indiquées pour chaque groupe avec une décision statistique (valeur p) sur les différences entre les groupes (ns : différence non significative ; IMC : indice de masse corporelle; KVIQ: questionnaire d'imagerie visuelle du mouvement, score total maximal : 5).

II.2.3.2. Résultats

Concernant les questions sur les habitudes et l'expérience de marche, il n'y a aucune différence statistiquement significative entre les 3 groupes de participantes sans TLM même si les participantes des deux groupes âgés ont rapporté un déclin de leur aptitude à marcher (moyenne globale: -0,54 ; $t(23) = -3,68$; $p < .01$, $\eta 2$ p= 0,37).

Concernant le temps de traversée effectif (transformation en log), l'ANOVA 3 (Groupe) x 2 (Trottoir) a révélé un effet principal du groupe ($F(2,33) = 7,83$; $p < .01$; $\eta^2p = 0,33$) : le temps de traversée est plus court dans le groupe de jeunes que dans les deux groupes plus âgés ($F(1,33) = 15,65$; $p < .01$; $\eta^2p = 0,32$), ces derniers ne différant pas l'un de l'autre ($F(1,33) < 1$, ns), avec des vitesses de marche respectives de 1,32, 1,07 et 1,06 m/s. La comparaison principale entre les conditions avec trottoir et sans trottoir est significative, avec un temps moyen de traversée de 0,27s en plus avec trottoir ($F(1,33) = 8,94$; $p < 0,01$; $\eta^2p = 0,21$). L'interaction Groupe x Trottoir n'est pas

significative (F(2,33) = 2,00 ; p = 0,15 ; η²p = 0,11), mais lorsque des analyses de contraste ont été utilisées pour étudier l'effet du trottoir, la significativité est atteinte, uniquement dans le groupe des personnes très âgées (F(1,33) = 10,52 ; p <0, 01 ; η²p = 0,24; différence moyenne : 0,49 s) : les personnes très âgées mettent significativement plus de temps pour traverser avec trottoir que sans trottoir (Figure II.4.).



*(YY: jeunes; YO: âgées; OO: très âgées) ** p < 0,01*

Figure II.4. Temps de traversée effective (moyennes et écarts-types) sur le chemin de marche de 8 m, avec trottoir (curb) et sans trottoir (no curb) pour les trois groupes d'âge (d'après Naveteur *et al.*, 2013).

En ce qui concerne la tâche B de production de durée, une ANOVA 3 (Groupe) x 5 (Durée) réalisée sur la performance relative a révélé un effet principal du groupe ($F(2,33) = 4,42$; $p < 0,02$; $\eta^2_p = 0,21$), explicable par une opposition entre le groupe de jeunes et les deux groupes plus âgés ($F(1,33) = 8,82$; $p < 0,01$; $\eta^2_p = 0,21$), les deux sous-groupes de personnes plus âgées n'étant pas significativement différents l'un de l'autre (F(1,33) <1, *p>0,05*). On observe également une interaction Groupe x Durée ($F(6,99) = 4,21$; $p < 0,01$; $\eta^2_p = 0,20$) (Figure II.5.). Il n'y a pas de différence significative entre les groupes pour la production de 5 secondes ($F(2,33) < 1$; *p>0,05*). En ce qui concerne les autres durées, et par rapport aux participantes âgées qui ont sous-estimé les durées, le groupe contrôle a été plus proche des durées demandées, et les différences entre les groupes augmentent avec la durée à produire.

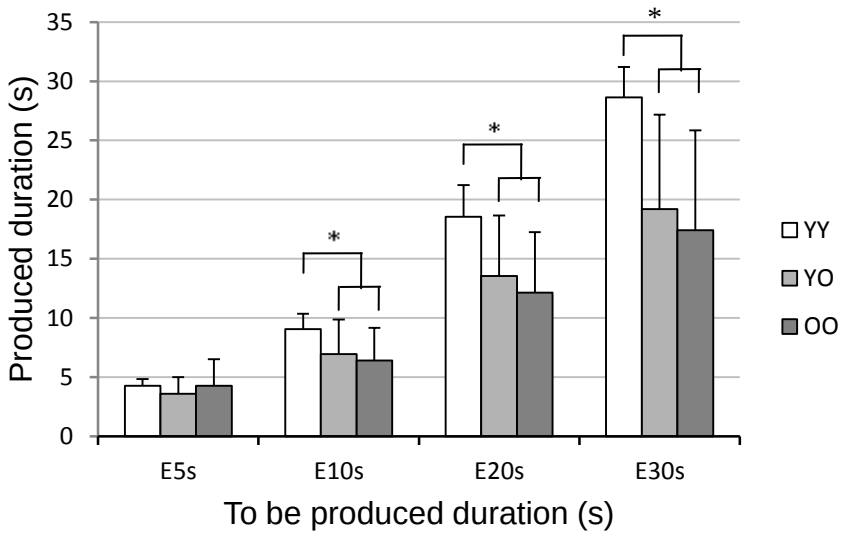


Figure II.5. Performance à la tâche A de production de durée (moyennes et écarts-types), en fonction de la durée demandée et du groupe d'âge (YY : jeunes; YO: âgées ; OO: très âgées). * :$p < 0,01$. (d'après Naveteur *et al.*, 2013).

A cause des variances très importantes dans les durées de traversée imaginée (tâche A) comparativement aux durées de traversée réelle (transformation logarithmique et test Box M : $\chi^2(20) = 38,46$; $p < 0,01$), il n'a pas été possible d'utiliser les statistiques paramétriques pour comparer les deux conditions. L'approche non paramétrique a indiqué que les temps de traversée imaginée étaient plus courts que les temps de traversée réelle ($T(36) = 30,56$; $p < 0,05$). Dans la condition imaginée, la différence entre les conditions avec trottoir et sans trottoir n'atteint pas la significativité statistique ($F(1,33) < 1$; $p > 0,05$). Aucun effet significatif n'a été obtenu de l'ANOVA 3 (Groupe) x 2 (Trottoir) sur le score de précision à l'imagerie chronométrique. Le score de précision moyen n'est pas significativement corrélé avec la durée de traversée réelle, que le coefficient de corrélation ait été calculé avec ou sans le groupe des jeunes (dans les deux cas, $r = -0,06$; $p > 0,05$).

En revanche, les corrélations sont significatives entre le score de précision moyen à la tâche A de traversée et le score de précision moyen à la tâche B de production de durée, et ce, que ce soit avec le groupe contrôle des jeunes (r (36) = 0,46) et sans le groupe contrôle (r (24) = 0,63 ; $p < .01$). Les participants qui ont sous-estimé leur temps de traversée dans la tâche A étaient généralement ceux qui ont produit les durées les plus courtes dans la tâche B (Figure II.6.). Une analyse de régression multiple a été effectuée afin de trouver une explication aux écarts entre les temps de traversée imaginaire et réelle en termes de prédicteurs potentiels tels que l'âge, la performance dans le temps de production, l'IMC, la vue, la peur de la chute, etc. Les résultats des régressions pas à pas ascendantes et descendantes confirment que les scores de précision moyenne dans la tâche B de production de durée ($F(1,33) = 16,68$; $p < 0,001$; $\eta^2_p = 0,33$) et l'âge ($F(1,33) = 6,20$; $p < 0,012$; $\eta^2_p = 0,16$) sont des bons prédicteurs. Comme le montre la Figure II.6., les jugements de temps dans le groupe des jeunes

sont généralement précis (au plus près des durées demandées : durée à produire ou durée de la traversée réelle), tandis que les participantes plus âgées ont montré une propension à sous-estimer ces durées, et ce, même si d'importantes différences interindividuelles sont observées.

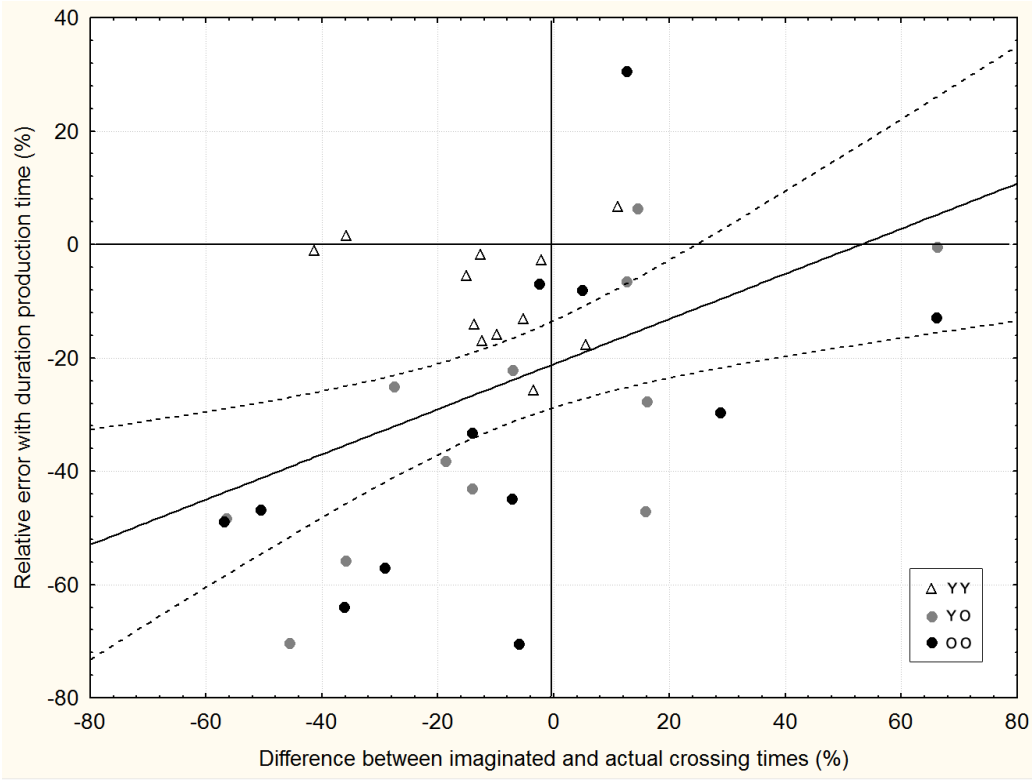


Figure II.6. Le score moyen de précision à la tâche A de traversée de rue (différence relative entre le temps de traversée réelle et le temps de traversée imaginaire, en pourcentage) en fonction du score de précision moyenne dans la tâche B de production durée, pour les participantes jeunes (YY), âgées (YO) et très âgées (OO) (d'après Naveteur *et al.*, 2013).

II.2.3.3. Discussion

Cette étude a testé l'hypothèse selon laquelle certains piétons âgés sous-estiment le temps qu'il leur faut pour traverser et ce, en raison d'une accélération de leur temps subjectif.

Une accélération du temps subjectif a été observée sous l'effet du vieillissement, ce résultat concordant avec des conclusions tirées de la littérature sur la psychologie du temps (Block *et al.*, 1998 ; Coehlo *et al,*. 2004). En effet, les participantes des 2 classes âgées ont produit des durées plus courtes que les jeunes à la tâche B de production de durée. Dans l'ensemble, la durée de 5 secondes apparaît moins discriminante, peut-être parce qu'elle est plus proche de la limite inférieure du système de traitement temporel auquel se rapporte la théorie du temps scalaire (3 s, avec une grande variabilité interindividuelle selon Pöppel, 1997). Il est important de souligner que pour la plupart des participantes âgées, le temps de traversée réelle était plus proche de 10 s, voire plus, dans la présente étude, ce qui confirme bien le ralentissement de la vitesse de la marche avec l'âge. Exprimées en

termes de vitesse de marche, les valeurs moyennes sont similaires à celles observées dans la littérature (soit environ 1,30 m/s pour les plus jeunes participants, et plus proche de 1 m/s ou moins pour les participants plus âgés ; *Cf.* Romero-Ortuno *et al.,* 2010). La plus grande dispersion des données dans les groupes de participantes âgées confirme que celles-ci ne constituent pas une population homogène quand il s'agit du paramètre de vitesse de marche.

Au final, la performance à la tâche B de production de temps permet de prédire l'erreur dans les estimations de temps de traversée (tâche A) et ce, mieux que le fait la prise en compte de l'âge lui-même. Ce résultat accrédite l'idée qu'une déformation dans le sens du temps - que cela soit dû au 'pacemaker' de l'horloge interne, à un problème attentionnel ou un problème de mémoire, peut contribuer à l'occurrence de mises en danger en situation de traversées de rues. Les importantes différences interindividuelles en termes d'impacts du vieillissement expliquent la variabilité des résultats, certaines des participantes âgées ayant réalisé des performances comparables au groupe contrôle jeune. La littérature indique que les différences interindividuelles de compétence temporelle chez les personnes âgées dépendent de la santé, de la qualité de vie et du fonctionnement psychologique (e.g., Wallach & Green, 1961 ; Baum *et al*., 1984; Saint-Pierre & Dubé, 1993). Nos données ne nous permettent pas de renforcer ces conclusions. En revanche, l'absence de corrélation dans nos données entre la performance à la tâche d'estimation de traversée et la vitesse de marche, montre que ce ne sont pas les personnes âgées les plus ralenties sur le plan moteur qui sous-estiment le plus le temps nécessaire à leur traversée. L'étude 2 vient compléter l'étude 1 quant à la pertinence d'une explication motrice des imprécisions d'évaluation du temps de traversée.

II.2.4. Etude 2: TLM et perception du temps

II.2.4.1. Participants

Dans cette étude, un groupe, nommé TLM, a été constitué de 12 femmes âgées de 63 à 78 ans (dont 3 âgées de plus de 70 ans) ayant conservé l'activité de marche malgré des troubles dus à des problèmes de hanche ou des membres inférieurs (majoritairement une arthrose des os et pour les autres cas, des séquelles de fracture suite à un accident ou une chute). Ces personnes âgées avec TLM ont été appariées au mieux, *a posteriori*, en fonction de l'âge, avec les personnes âgées sans TLM recrutées pour l'étude 1, lesquelles ont ainsi constitué un groupe contrôle à opposer avec celles du groupe TLM dans les analyses statistiques. Les membres des deux groupes avaient des Indices de Masse Corporelle (IMC = Poids/Taille²) similaires même si les participantes du groupe TLM étaient plus grandes ($F(1,22) = 4.62$; $p<.04$; $\eta^2_p= 0.17$) et plus lourdes $F(1,22) = 4.93$; $p<.04$; $\eta^2_p = 0.18$) que les participantes du groupe sans trouble. Le Tableau suivant récapitule les caractéristiques des différents groupes.

Tableau II.2. Caractéristiques des différents groupes.

	Groupe des âgées avec trouble	Groupe contrôle des âgées sans trouble	Différence entre avec et sans trouble
Age	68,42 (4,66)	69,92 (5,57)	*ns*
Taille (mètres)	1,63 (0,06)	1,57 (0,07)	$p < 0,04$
Poids (kg)	73,75 (12,95)	63,24 (10,03)	$p < 0,04$
IMC (kg/m2)	27,73 (4,33)	25,49 (3,36)	*ns*
Vision	7,25 (1,54)	7,92 (1,68)	*ns*
KVIQ score	3,77 (0,71)	3,53 (0,93)	*ns*

Les moyennes (écart-type) sont indiquées pour chaque groupe avec une décision statistique (valeur p) sur les différences entre les groupes (ns : différence non significative ; IMC : indice de masse corporelle; KVIQ: questionnaire d'imagerie visuelle du mouvement, score total maximal : 5).

II.2.4.2. Résultats

En conformité avec les critères de sélection, les participantes du groupe avec trouble ont déclaré marcher moins souvent que celles du groupe contrôle ($F(1,22) = 4,77$, $p < 0,04$, $\eta^2_p = 0,18$). Comparativement, elles ont également signalé une baisse plus importante de leur capacité de marche par rapport à leur capacité à l'époque de leur vingt ans (moyenne : -1,33 vs 0,42, $F(1,22) = 19,87$; $p < 0,001$, $\eta^2_p = 0,47$). Il n'existe aucune autre différence significative entre les deux groupes en ce qui concerne les autres points abordés dans le questionnaire.

Concernant l'expérimentation, les durées réelles de traversée ne diffèrent pas entre les deux groupes, que la traversée ait été effectuée avec ou sans trottoir (tous les $t(22)$ sont <1 (*ns*), avec une vitesse moyenne de 1,08 m/s). Étant donné que la condition d'homogénéité des variances est respectée (test Box M : $\chi^2(10) = 11,48$, $p > 0,30$), une ANOVA 2 (Groupe) x 2 (Trottoir) x 2 (Traversée) a été réalisée ; les effets potentiels de covariance ont été au préalable contrôlés par une MANCOVA (ne montrant pas d'effet d'interaction Groupe x Poids ni Groupe x Taille). Il existe une différence significative entre les groupes ($F(1,22) = 5,01$, $p < 0,03$, $\eta^2_p = 0,18$), à considérer conjointement avec une interaction entre le groupe et la condition de traversée ($F(1,22) = 20,43$, $p < 0,001$, $\eta^2_p = 0,48$) (Figure II.7.) : en condition de traversée imaginée, le temps de traversée (tâche A) des participantes avec TLM est supérieur à celui des personnes âgées sans TLM, quelle que soit la condition de trottoir ($F(1,22) < 1$, $p > 0,05$). En condition de traversée réelle, les deux groupes ne diffèrent pas.

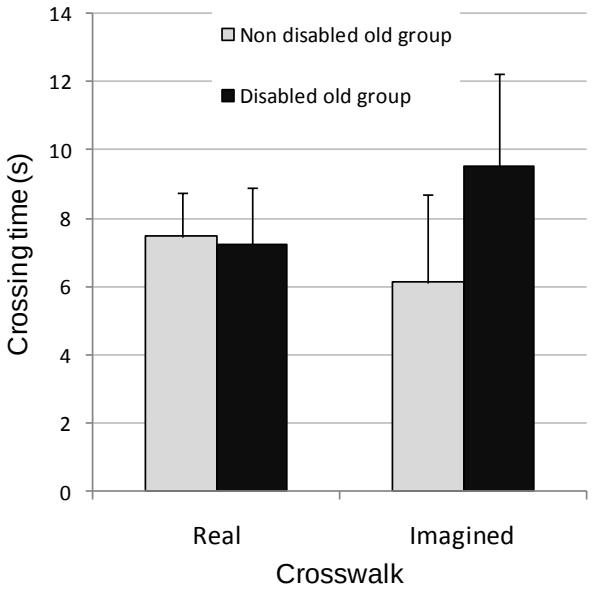


Figure II.7. Temps de traversée réelle et imaginaire (moyenne et écart-type) pour le groupe des personnes âgées avec trouble de la marche et le groupe contrôle des personnes âgées sans trouble (d'après Naveteur *et al.*, 2013).

Les deux groupes ne différent pas entre eux en termes de performance dans la tâche B de production de durée et ce, quelle que soit la durée demandée ($F(1,22) < 1$, $p > 0,05$) ; toutes les participantes ont produit des durées plus courtes que celles demandées (d'environ 36,6% : $F(1,22) = 80,67$, $p < 0,01$, $\eta^2_p = 0,78$). Pour rappel, les deux groupes ne différaient pas significativement au questionnaire d'imagerie visuelle kinesthésique (Tableau II.2.).

II.2.4.3. Discussion

Une sous-estimation de la vitesse de marche est parfois évoquée pour rendre compte d'une sous-estimation du temps de traversée chez les piétons âgés. L'étude 1 n'avait pas soutenu cette idée puisque les participantes accusant un ralentissement notable de la vitesse de marche n'ont pas été celles qui ont sous-estimé le plus leur temps de traversée. Les résultats de l'étude 2 la valident encore moins. En effet, les participantes âgées souffrant de TLM ont eu tendance à surestimer (et pas à sous-estimer) leur temps de traversée. Contrairement aux attentes, aucune différence significative entre les deux groupes n'a été relevée lors de la traversée réelle mais il est possible que la vitesse ne soit pas le paramètre de marche le plus affecté par les TLM (pour le cas de l'arthrose, voir Bejek *et al.*, 2006). Néanmoins, toutes les participantes avec TLM ont rapporté des difficultés (claudication, raideur, des crampes et/ou de la douleur) qui pouvaient les amener à marcher plus lentement ; ces difficultés devaient être pour la plupart épisodiques, même si elles ont influencé la perception d'une dégradation plus importante des aptitudes à la marche par rapport à celle des participantes lorsqu'elles étaient âgées d'une vingtaine d'années. On peut supposer que ces difficultés à marcher ont été prises en

compte dans la tâche A d'estimation du temps de traversée par les participantes avec TLM, produisant ainsi une marge de sécurité plus importante. Cela pourrait être compatible avec les conclusions de Harrell (1990, 1991) qui a montré que, contrairement à la représentation stéréotypée des personnes âgées qui sont décrites comme moins conscientes du danger en raison de leurs capacités cognitives réduites, les piétons âgés seraient en réalité le groupe d'âge le plus sécuritaire (voir également, Granié *et al.*, 2013). Dans cette étude, aucune explication en termes de base de temps ne peut être évoquée au regard de la surestimation du temps de traversée dans le groupe TLM, puisque les deux groupes ne diffèrent pas significativement à la tâche de perception du temps.

Du point de vue des modèles hiérarchiques du risque qui distinguent les traitements stratégique, tactique et opérationnel (Rasmussen, 1983; Michon, 1985), le choix du moment opportun pour traverser se réfère à des ajustements tactiques (Tom *et al.*, 2007). Estimer le temps de traversée en sécurité est donc un élément du niveau tactique, dans lequel les participantes du groupe avec TLM peuvent prendre en compte le risque intrinsèque lié aux altérations potentielles de leur marche. Cependant, la question de savoir si les surestimations du temps de traversée reflètent un ajustement sécuritaire délibéré ou sont un sous-produit des émotions (par exemple, la peur de la douleur) reste sans réponse. Aucune conclusion définitive ne peut établir de lien entre les surestimations du temps de traversée et les items du questionnaire concernant l'anxiété. Des informations supplémentaires sur ce point devraient permettre d'établir quel modèle de risque théorique (initialement développé pour conceptualiser le comportement des conducteurs à risque) forme la meilleure explication des estimations effectuées par les piétons. Avec cet objectif à l'esprit, la question du rôle joué par les émotions et la conscience est cruciale. La théorie du risque-zéro développé par Näätänen & Summala (1974) postule que les individus ont tendance à éluder ou éviter l'expérience du risque, perçu comme désagréable. Fuller (1984) partage ce point de vue, mais sans référence à une volonté délibérée du processus décisionnel. En revanche, la théorie de l'homéostasie du risque développée par Wilde (1982) est basée sur une utilisation rationnelle de l'évaluation coût-bénéfice. D'autres recherches devraient donc, non seulement inclure une analyse biomécanique de la marche des participants, mais aussi investiguer les émotions ressenties par les piétons âgés lors de la traversée. Une explication différente mais compatible pourrait être que les personnes âgées souffrant d'un TLM tendraient à imaginer marcher avec difficulté, ce qui pourrait s'expliquer par un feedback intéroceptif plus important de la marche quand les difficultés surviennent.

II.2.5. Etudes 1 et 2: Incidence des trottoirs - Discussion

Très peu de tentatives ont été faites pour quantifier le coût temporel des trottoirs chez les piétons âgés (Knoblauch, 1999), néanmoins Coffin & Morrall (1995) ont signalé une difficulté à négocier le passage des trottoirs chez les piétons âgés. L'étude 1 montre que les trottoirs ont conduit à des durées de traversée plus longues, effet qui a tendance à augmenter avec l'âge. Pour les

participantes âgées de plus de 75 ans, le coût de la présence du trottoir est en moyenne d'environ une demi-seconde, 25% de ces participantes accusant un surcoût de plus d'une seconde pour la traversée avec trottoir. Que la présence de trottoir n'affecte pas de façon différentielle le temps de traversée chez les participantes âgées avec et sans TLM pourrait être associé au fait que les premières n'ont pas ressenti de difficultés à marcher au cours de l'étude. L'inclusion de participants dont les TLM affectent de façon relativement constante la descente de marche et de trottoirs sera envisagée parmi les prolongements de notre travail.

II.2.6. Limites des deux études

Il existe plusieurs limites potentielles à ces deux études. Le recrutement a concerné uniquement des piétons de sexe féminin, mais Holland & Hill (2010) ainsi que Schott (2012) n'ont trouvé aucune différence entre hommes et femmes avec une procédure voisine d'estimation de temps de traversée. En outre, il est important de considérer la possibilité que, pour plusieurs raisons, les participantes âgées ont accordé plus d'attention à leur temps de traversée dans l'étude qu'elles ne le font dans les situations de traversée de la vie réelle. En particulier, leur volonté de bien faire est probablement moindre au cours de leur promenade habituelle dans leur quartier que pendant l'expérience ; elles peuvent aussi avoir été moins fatiguées pendant l'étude, puisque la distance globale de marche était faible (74 m au total contre 1,3 km pour les déplacements moyens des personnes âgées résidant en centre-ville de Valenciennes ; *Cf.* CETE Nord Picardie, 2007). Par ailleurs, l'expérience a été menée dans un environnement artificiel appauvri qui n'est donc pas représentatif des rues urbaines avec leur multitude d'éléments de distraction ; un tel appauvrissement était cependant nécessaire pour isoler la variable perception du temps. Pour tester l'influence de l'environnement, les travaux futurs devraient tenter d'établir un lien entre la durée de traversée et le traitement du temps en présence d'éléments perturbateurs dans l'environnement. Un simulateur de trafic tel que le Simulateur de Rue pour Piéton sera utilisé. Cependant, les résultats de Holland & Hill (2010) mentionnés auparavant suggèrent qu'un lien existe bel et bien entre la performance expérimentale d'estimation de durée de traversée et les risques pris par les personnes âgées lors de la traversée d'une route en simulateur. Enfin, la durée subjective de la traversée ne s'écoule pas au préalable lorsque les piétons décident de traverser une route ; la composante temporelle du processus conduisant à la décision de traverser est donc une évaluation prospective (anticipation) de cette durée. La question de l'incidence du sens du temps dans la décision de traversée reste donc encore à approfondir dans un contexte plus proche d'une situation naturelle.

II.2.7. Conclusion des études 1 et 2

Ces études préliminaires montrent l'influence spécifique de la notion du temps comme une source potentielle de risques encourus par les piétons âgés pour traverser la route (étude 1). Elles montrent également que les piétons âgés qui souffrent de problèmes affectant leur aptitude à marcher tendent à augmenter leur marge de sécurité. Cet effet peut être compatible avec l'idée que les piétons âgés réduisent leur prise de risque. La poursuite des recherches en appliquant notre procédure à un large échantillon de personnes âgées selon des critères d'inclusion et d'exclusion strictes aiderait à élaborer une métrique permettant d'identifier les personnes les plus à risque en ce qui concerne les estimations de temps de traversée. Une telle approche exigerait toutefois une fiabilité suffisante de test/re-test, ce qui reste à mettre en évidence. Ce n'est pas l'axe que nous avons décidé d'approfondir dans la suite de notre travail.

En outre, la montée et descente de trottoirs pour le piéton âgé peut, non seulement augmenter le risque de chute, mais aussi influencer le temps requis pour traverser. Partant de ce constat, il est important de conditionner en partie le protocole de l'étude principale sur l'effet du trottoir en proposant des situations avec ou sans cet élément. De plus, quantifier l'impact des demandes attentionnelles liées au trafic sur le coût temporel de la descente de trottoir permettrait de mieux comprendre le ralentissement de la traversée.

Les ajustements posturaux accompagnant la traversée de rue n'ont pas été abordés dans ces deux études. Les travaux futurs permettront sans doute de profiter de l'enregistrement de l'orientation de la tête comme indicateur de l'attention supplémentaire apportée à la marche (Avireni *et al.*, 2012).

Dans ces deux études préliminaires, le positionnement des participantes par rapport au bord du trottoir était imposé, alors qu'il est libre en situation réelle. Afin de trouver le meilleur compromis entre obligations expérimentales (placement du sujet sur la plate-forme de force) et absence de modification de la conduite naturelle des participantes, davantage d'informations sur cette conduite sont nécessaires. Ce point, et plus particulièrement le positionnement des pieds, fait l'objet de la partie suivante de ce chapitre.

II.3. ETUDE DE LA POSITION D'ATTENTE SUR LE TROTTOIR

II.3.1. Introduction

Dans le domaine de la posturographie, le placement des pieds correspond rarement à une position naturelle ou libre. Il s'agit plutôt d'une position standardisée, compromis entre la nécessité de normaliser et le besoin de limiter les contraintes induites par cette position de référence, imposée au participant (McIlroy & Maki, 1997).

Une des recommandations concernant la position de référence a été élaborée par la Société Internationale de Posturographie (ISP) : les pieds sont disposés talons joints, avec un angle de 30 degrés entre leurs bords internes (Kapteyn *et al.,* 1983). La position de Romberg correspond à une autre recommandation fréquemment rencontrée dans la littérature : le participant est pieds joints sur la plate-forme de force (Black *et al.,* 1982). Ces deux approches ont été largement utilisées par le passé mais ne sont pas représentatives des positions naturellement adoptées en station debout.

Des participants ont été invités par Harris *et al.* (1982) à adopter une position naturelle au centre de la plate-forme, sans chaussure et les mains le long du corps. Cette position est la moins contraignante au regard du maintien de l'équilibre. Cependant, l'autonomie laissée au participant peut avoir des répercussions importantes lorsqu'il s'agit de comparer différentes classes d'âge. Ainsi, Maki *et al.* (1991) montrent que la position naturelle augmente l'écartement entre les pieds chez les personnes âgées ayant peur de chuter. Le risque de chute est majoré lorsque les oscillations posturales sont élevées dans les plans antéro-postérieur et médio-latéral (ex. Kemoun *et al.,* 2002). Or, les déplacements médiolatéraux du centre de pression (CP) sont diminués lorsque les pieds sont écartés (rôle stabilisateur) et ce, sans modification des déplacements antéro-postérieurs (Kirby *et al.,* 1987). Okubo *et al.* (1979) ont toutefois observé que la baisse des oscillations médio-latérales peut être compensée par une augmentation des déplacements antéro-postérieurs. Cette divergence de résultats entre les deux études pourrait être la conséquence de positions orthostatiques différentes.

McIlroy et Maki (1997) ont proposé une normalisation de la position des pieds au sol à partir de la position naturelle moyenne de 262 participants (19 à 97 ans). Pour cela, il a été demandé à chaque participant de se positionner de manière confortable afin que le tracé du contour des pieds puisse être réalisé ce qui permet de déterminer la distance entre les talons et l'angle d'ouverture de chaque pied (Figure II.8.). Les résultats montrent une variabilité importante du placement préférentiel des pieds, cette position correspondant en moyenne chez les hommes à une largeur de 17 cm entre les talons et à un angle de 14° entre les lignes allant de l'hallux au milieu du talon.

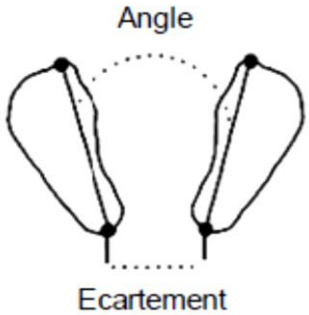


Figure II.8. Normalisation des pieds au sol selon McIlroy et Maki (1997).

Il est à noter que cette position moyenne définie par McIlroy et Maki (1997) ne montre pas de décalage antéropostérieur entre les talons. On peut s'interroger sur l'impact d'un tel décalage. Kirby *et al.* (1987) ont étudié cet effet chez 10 participants jeunes en demandant de décaler le pied droit du pied gauche de 10 ou 30 cm en avant ou en arrière. Les résultats indiquent une augmentation des déplacements du CP dans le plan médio-latéral et une tendance à osciller davantage dans le plan antéro-postérieur lorsque l'écart antéro-postérieur est de 30 cm par rapport aux autres positions.

Compte tenu de l'ensemble de ces résultats, il apparaît primordial de mieux caractériser la position d'attente des piétons en situation réelle et notamment celle des piétons âgés. Or le sujet est peu documenté dans la littérature (Harrel, 1990, *Cf.* p59). Des données plus précises permettront de déterminer si et comment cette position doit être prise en compte dans l'étude biomécanique de la traversée de rue. Si les avantages à fixer la position prédomine, faut-il la standardiser comme dans les procédures d'analyse de la posture en laboratoire ou l'ajuster selon une position naturelle de référence ?

L'objectif de cette étude préliminaire est donc de réaliser une série de mesures en situation réelle afin d'observer le positionnement spontané des piétons en bord de rue. Cette étude renseignera également sur les décisions à prendre concernant le positionnement judicieux de la plate-forme de forces de la zone de départ (Chapitre III) et permettra d'affiner le protocole expérimental de l'étude principale (Chapitre IV).

II.3.2. Protocole & Méthode

II.3.2.1. Population

Il s'agit ici d'une étude observationnelle (*Cf.* chapitre 1 'Observations'). La zone d'investigation était légèrement excentrée du centre-ville de Valenciennes car elle nécessitait la présence de trottoirs d'une hauteur supérieure à 8 cm (l'hypercentre est aménagé le plus souvent avec des bordures d'environ 2 cm de hauteur). Les rues retenues sont proches de la place Poterne (rue Poterne, boulevard Eisen, rue de Mons) car la densité de piétons y est plus importante que dans les rues avoisinantes. Des piétons, identifiés *a priori* comme âgés de plus de 60 ans, ont été abordés oralement par l'expérimentateur et sollicités pour participer à cette étude. Les critères d'inclusion étaient d'être en mesure de comprendre les consignes, de ne pas nécessiter le recours à une aide à la marche et de donner son consentement oral pour valider sa participation. Au total, douze piétons (8 femmes et 4 hommes), âgés de 60 à 80 ans (66,5 ± 6,4 ans) ont été recrutés.

II.3.2.2. Procédure

Après avoir donné leur consentement oral, les participants étaient invités à marcher en direction du trottoir où ils souhaitaient se diriger avant d'avoir été conviés à participer à l'étude. Ils devaient s'arrêter en bordure de celui-ci, comme ils le feraient naturellement avant de traverser. L'ordre de se positionner en position d'attente était donné à un moment où le trafic routier était faible et aucun véhicule n'était en stationnement en bord de trottoir. A cet instant, une photographie de la position des pieds en vue de profil gauche a été prise, puis différentes mesures (explicitées ci-dessous) ont été effectuées à l'aide d'un mètre ruban avant que le participant ne soit 'autorisé' à quitter sa position d'arrêt (Figure II.9.). L'âge et le genre des participants ont aussi été relevés. La durée totale de la passation fut d'environ 15 minutes par participant.



Figure II.9. Exemple de position d'attente sur le trottoir.

Les variables recueillies sont :

- le pied proximal (« Pied proximal »), qui correspond au pied le plus proche de la bordure. Trois possibilités sont envisageables : le pied droit (D), le pied gauche (G) ou une position équidistante (N) ;
- la distance d'attente par rapport à la bordure (« Distance bord »), c'est-à-dire la distance séparant le bord de la bordure et la pointe du pied proximal ;
- l'écart Médio-Latéral (« Ecart M-L »), qui équivaut à la distance entre les milieux des deux pieds ;
- l'écart Antéro-Postérieur (« Ecart A-P »), soit la distance entre les deux pointes de chaussures dans le sens antéro-postérieur, en prenant le pied proximal comme repère.

II.3.3. Résultats

De manière à visualiser le positionnement des pieds des participants, les 12 positions d'attente relevées ont été représentées graphiquement (Figure II.10.). La taille moyenne des bordures photographiées est de 9 (±1) cm. Le Tableau II.3. présente la moyenne (écart-type) des différents paramètres recueillis.

Tableau II.3. Présentation des moyennes (écarts-types) des paramètres de position des pieds.

	Distance bord (cm)	Ecart M-L (cm)	Ecart A-P (cm)	Pied proximal (D, G, N)
Global	6,2 (7,4)	23,5 (5,1)	9,1 (10,9)	66% D 16% G 16% N

Globalement, seul l'Ecart M-L connaît un écart-type faible. Si l'on s'intéresse plus spécifiquement aux paramètres « distance de la bordure » et « Ecart A-P », la représentation graphique générale (Figure II.10.) fait émerger 3 profils (respectivement notés « 1 », « 2 » et « 3 » sur la Figure II.11.). Le profil 1 (3 sujets) correspond aux participants les plus proches du trafic routier car ils sont positionnés en dehors de la bordure ou à la limite de celle-ci (valeur entre -9 et 0 cm dans l'axe antéro-postérieur). Dans les profils 2 (6 sujets) et 3 (3 sujets), les participants sont en retrait d'au moins 4 cm du bord de la route. La différenciation des deux groupes est basée sur l'écart A-P. Le profil 2 correspond aux participants dont l'écart A-P est inférieur à 15 cm tandis que les participants du profil 3 ont un écart A-P supérieur ou égal à 15 cm.

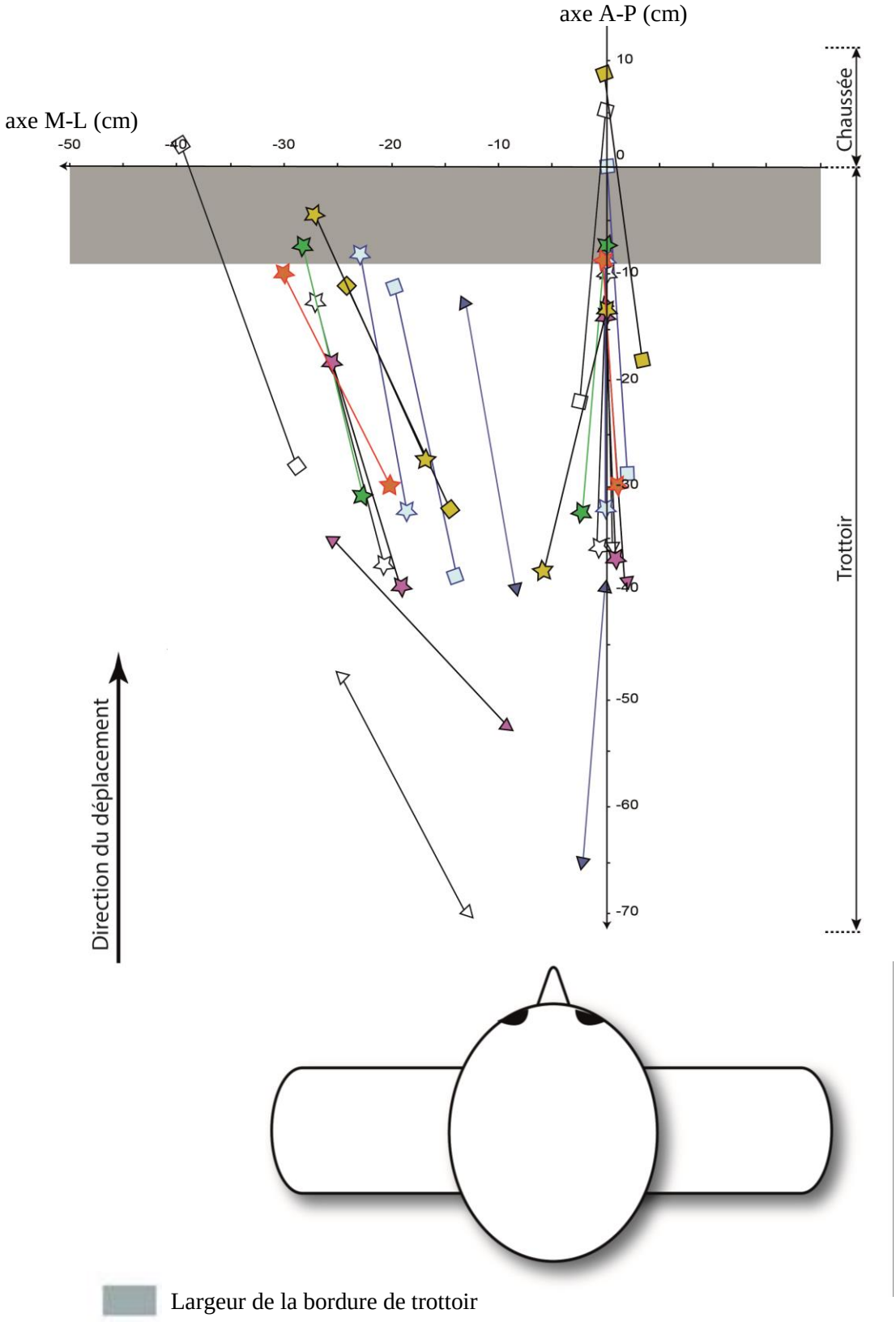
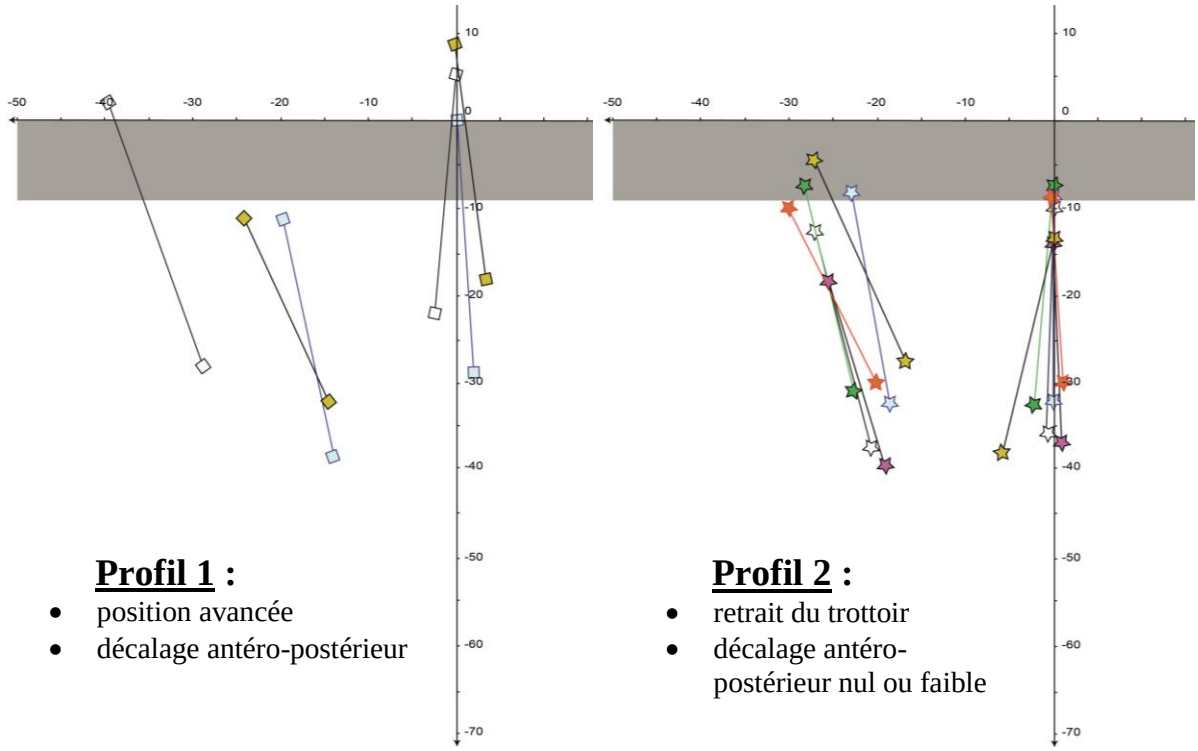


Figure II.10. Représentation, vue de dessus de la position des pieds par rapport à la bordure de trottoir des 12 participants.

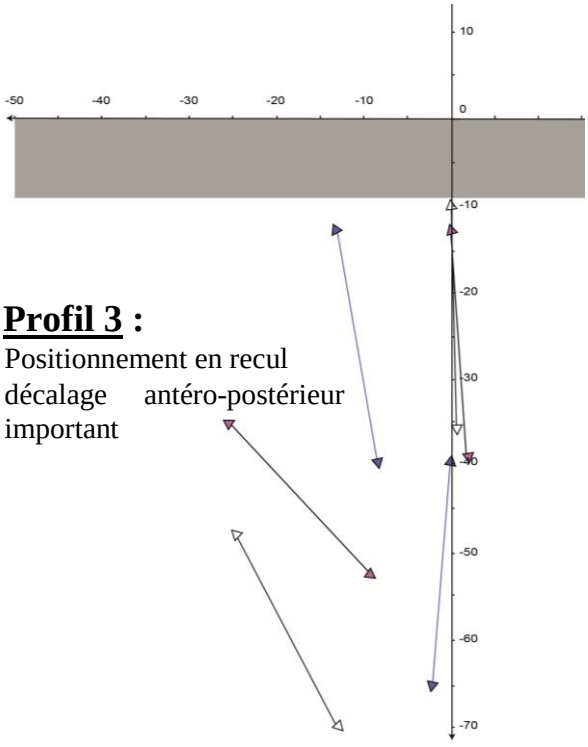


Profil 1 :

- position avancée
- décalage antéro-postérieur

Profil 2 :

- retrait du trottoir
- décalage antéro-postérieur nul ou faible



Profil 3 :

- Positionnement en recul
- décalage antéro-postérieur important

Largeur de la bordure de trottoir

Figure II.11. Position des pieds sur le trottoir lors de la phase d'attente, en vue de dessus, pour les 3 profils observés.

Le Tableau II.4. présente les résultats des quatre paramètres recueillis pour chacun des trois profils visuellement identifiés. Les résultats agrégés confortent l'idée de trois positions des pieds différentes (écarts-types faibles des variables pour les 3 profils), ayant toutefois un écart M-L proche. En ce qui concerne les profils 1 et 3, la position neutre (N) n'a pas été observée chez les participants. De plus, les écarts A-P de ces personnes sont supérieurs à celui des participants du profil 2. Ainsi, la posture d'attente « type » des profils 1 et 3 correspond à une position où un des pieds est décalé vers l'arrière. Ceci est davantage accentué dans le profil 3.

Tableau II.4. Moyennes (écarts-types) des paramètres de position des pieds selon le profil observé.

	Age	N	Distance bord (cm)	Ecart M-L (cm)	Ecart A-P (cm)	Pied proximal (D, G, N)
Profil 1	71,0 (10,1)	3	-4,3 (4,5)	24,0 (5,6)	6,0 (3,6)	100% D
Profil 2	64 (2,78)	6	8,3 (3,2)	24,6 (5,73)	2,9 (3,5)	50% D 33% N 17% G
Profil 3	67,0 (7,2)	3	12,7 (4,0)	21,0 (3,6)	24,7 (10,6)	67% D 33% G
Groupe	66,5 (6,4)	12	6,2 (7,4)	23,5 (5,1)	9,1 (10,9)	66% D 16% G 16% N

N : Nombre de participants; D : Droit; G: Gauche; N: Neutre

Ces données ont orienté le choix de la position de la plate-forme de force au sein du simulateur. Les dimensions de la plate-forme sont de 40 x 60 cm. La Figure II.12. est une vue de dessus du trottoir dans laquelle un rectangle respectant en proportion les dimensions de la plate-forme a été inséré telle qu'elle l'a été dans le simulateur. Un placement en longueur, réduisant la marge dans le plan médio-latéral, aurait été moins favorable. Un placement en largeur ne permet toutefois pas de prendre en compte la totalité des participants sur la base d'un positionnement naturel (exclusion de 50% des participants). L'option finalement retenue est celle d'une contrainte partielle, avec une consigne peu précise n'insistant que sur la nécessité d'un positionnement sur la plate-forme.

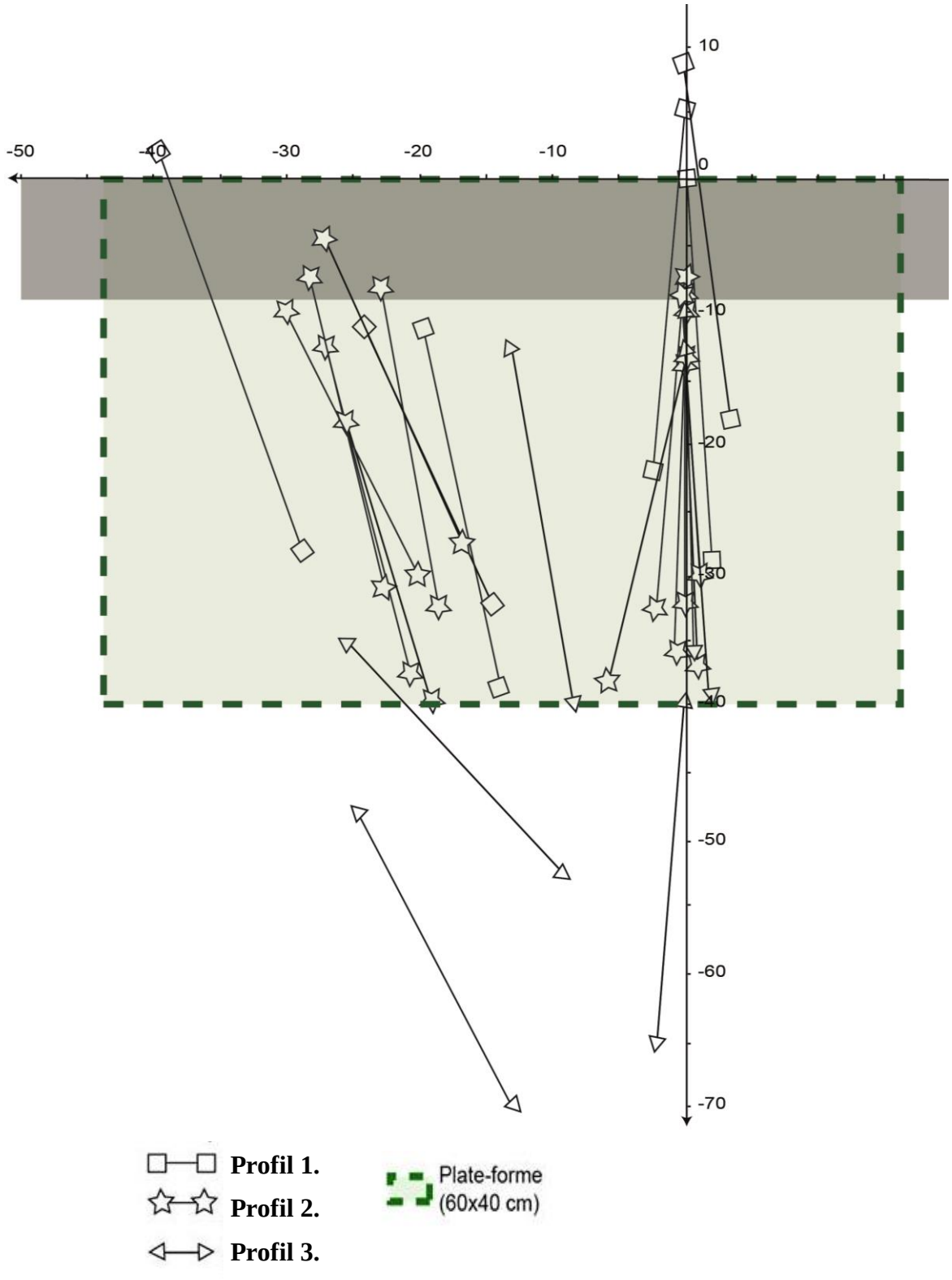


Figure II.12. Représentation, vue de dessus, de la plate-forme de force au sein du simulateur par rapport à la position des pieds observés.

II.3.4. Discussion

L'objectif de cette étude préliminaire était d'identifier la position des pieds des piétons seniors en observant trois indicateurs (la distance à la bordure, l'écart ML et l'écart AP des pieds) afin d'estimer les conséquences d'une standardisation dans le simulateur et de déterminer le placement opportun des plates-formes de force (PFF).

L'analyse des indicateurs recueillis pour les 12 participants a permis de distinguer trois profils de positionnement, le premier correspondant aux participants les plus proches du trafic routier, les deux autres (75% des participants) témoignant d'un retrait des pieds par rapport à la bordure, avec un écart A-P plus (> 15 cm) ou moins (< 15 cm) conséquent. Harrel (1990) a considéré l'éloignement par rapport au bord de la chaussée comme un indicateur de prudence, celle-ci s'étant révélée plus importante chez les personnes âgées. Nous ne disposons pas d'une comparaison avec des adultes jeunes mais nos résultats pourraient soutenir cette conclusion. Une influence conjoncturelle du trafic sur ce positionnement ne peut être totalement écartée, mais les mesures n'ont jamais été réalisées en présence d'un événement particulier (passage de camion, véhicule rapide ou très proche de la chaussée). Il est donc possible que le positionnement soit, au moins en partie, déterminé par d'autres facteurs tels des caractéristiques individuelles. Il est possible que le groupe de profil 1 soit composé de personnes plus impatientes ou dont la vitesse de marche sur le trottoir aurait été plus grande. On peut également émettre l'hypothèse que ce sont des difficultés de prise d'information (trouble de la vision ou de l'audition, problème d'attention) qui pourraient les amener à se placer le plus près possible de la route. Ces explications qui restent à valider supposent une bonne fiabilité test/retest des mesures. A l'inverse, un positionnement sécuritaire très éloigné de la bordure (profil 3) n'est pas pour autant sans risque. En effet, il augmente la distance de traversée et pourrait, dans certains cas, rendre l'exploration du trafic plus complexe à réaliser. Au total, les participants du profil 2 semblent donc être les plus sécuritaires.

Les autres données portent sur la position des pieds l'un par rapport à l'autre. Selon Maki *et al*. (1991), un écart médio-latéral élevé serait le reflet d'un besoin plus important de maintenir de l'équilibre. Or dans notre étude l'écart médio-latéral reste relativement faible et homogène. Plus de variabilité est constatée en ce qui concerne l'écart antéro-postérieur. Les participants du profil 3 présentent le plus grand écart A-P, en lien avec le retrait du bord de la route. Il pourrait donc s'agir d'une position plus confortable en termes d'équilibre (dans le sens de plus de stabilité) mais aussi en termes d'orientation du corps pour explorer le trafic routier. En effet, le retrait important par rapport à la route (> 15 cm) pourrait rendre plus visible la scène du trafic routier et, ainsi, de diminuer la rotation de la tête nécessaire dans la phase d'exploration du côté du pied en retrait. D'autres pistes de réponses pourraient notamment évoquer la peur de chuter.

Au final, les différences de distance à la bordure dans les trois groupes pourraient être le reflet d'une posture tenant compte de la perception du danger. Si tel est le cas, sachant que la perception du danger est propre à chaque individu (Wilde, 1982), proposer une position de départ standardisée dans une étude biomécanique en simulateur prive l'expérimentateur d'informations importantes. Il doit néanmoins parfois composer avec des exigences pragmatiques (caractéristiques des plates-formes disponibles) qui l'obligent à restreindre la liberté de positionnement laissée au participant. Ce fut notre cas, et nous avons été contraints de réduire l'empan de positionnement par rapport au trottoir mais également dans une certaine mesure l'écart antéro-postérieur.

Il n'en demeure pas moins qu'avoir un pied devant l'autre, en particulier le pied droit, pourrait être le reflet d'une position adaptée à l'exploration du trafic venant de la gauche (voie la plus proche du trottoir). Ce décalage est peut-être également à rapprocher de l'œil directeur (plus souvent à droite pour les droitiers) et permettrait ainsi une position légèrement de profil, réduisant ainsi la rotation de la tête pour une exploration visuelle dominée par cet œil. L'œil dominant n'a pas été recueilli au cours de l'expérimentation mais serait à relever lors de la suite donnée à cette étude (augmentation de l'échantillon et questionnaire sur le ressenti de danger) afin de conforter cette hypothèse. D'un point de vue biomécanique, la position des pieds influence l'équilibre (McIlroy & Maki, 1997) mais aussi l'initiation de la marche car la distance à parcourir par le centre de pression lors de la phase de transfert du membre d'appui devrait être différente si les pieds sont davantage écartés (augmentation de la phase de transfert d'appui) ou dans une position où un des pieds est décalé vers l'avant (diminution de la phase). Il apparaît donc nécessaire de limiter l'écart AP afin de proposer des situations d'équilibre similaires tout en gardant l'aspect réaliste de la position d'attente sur le trottoir. Le sens de positionnement de la plate-forme énoncé dans la Figure II.12. est donc cohérent avec les résultats et les attentes de l'étude principale.

II.3.5. Conclusion

Cette étude préliminaire avait pour objectif d'alimenter, sur la base d'éléments quantitatifs recueillis lors d'une expérimentation sur le terrain, le travail de définition de la position initiale des pieds dans le simulateur. Certes recueillies sur un nombre restreint de personnes, les données de cette étude préliminaire ont été suffisantes pour mettre en exergue l'importance de ne pas standardiser la position mais de limiter toutefois l'écart AP, notamment au regard de ses conséquences sur l'équilibre et des contraintes matérielles. En effet, le participant, une fois à l'intérieur du simulateur, sera positionné sur une plate-forme de force de dimension 40 x 60 cm, laquelle devra donc être disposée dans le sens de la largeur afin que les deux pieds, quel que soit l'écart médio-latéral, puissent être posés uniquement sur la plate-forme. Un écart antéro-postérieur est autorisé tant que le participant est positionné de façon à ce qu'aucune partie des pieds en contact avec le trottoir ne dépasse de la plate-forme.

II.4. SYNTHESE GENERALE

Trois études préliminaires ont été présentées dans ce chapitre. Elles avaient pour objectifs de répondre à des interrogations soulevées lors de la revue de littérature (chapitre I).

L'étude 1, portant sur la perception du temps, a d'abord montré que la notion du temps pouvait être une source potentielle de risque chez les piétons âgés lors de la traversée de rue. Cette étude décrit également l'influence négative du trottoir chez les personnes âgées : la présence d'une hauteur de bordure conduit à un allongement des durées de traversée et ce plus particulièrement chez les personnes de plus de 75 ans. Face à ce constat, les scénarios proposés dans l'étude principale tiendront compte de ce paramètre (*Cf.* IV.3.5. Ajustements des temps de traversée réalisés).

L'étude 2 montre que les piétons âgés qui souffrent de problèmes affectant leur aptitude à marcher tendent à augmenter leur marge de sécurité (surestimation de leur temps de traversée). Ce constat rejoint l'idée que ces personnes sont soucieuses de leur baisse d'autonomie et qu'elles se ménageraient davantage de marge de sécurité de manière à pallier ce phénomène. Cette observation confirme l'intérêt de proposer des tests cliniques sur l'autonomie et le risque de chute dans l'étude principale afin d'identifier les capacités locomotrices des participants et de mieux comprendre leur comportement.

L'étude 3 montre que la position d'attente des personnes âgées en bordure de trottoir est hétérogène. Néanmoins, malgré notre faible échantillon, 50% des participants se sont positionnés de manière similaire et compatible avec la dimension de la plate-forme de force (profil 2). Cette étude confirme l'importance de ne pas standardiser la position au sein du simulateur. La liberté de position sera contrôlée de façon minimale grâce à des consignes limitant l'écart AP et obligeant le participant à ne pas dépasser de la plate-forme de force.

Finalement, ces trois études préliminaires témoignent du comportement sécuritaire que peut avoir un piéton âgé. Il est attesté par une prise en compte de la dégradation de ses capacités physiques et par une position en retrait du trottoir. Les études ont également révélé que la perception du temps de traversée se dégradait chez les personnes âgées. Puisque cette dernière peut influencer le jugement d'approche des véhicules et l'estimation individuelle du temps nécessaire à la traversée de rue, une mauvaise perception du temps chez les seniors pourrait provoquer des erreurs et être ainsi une source de danger voire d'accident. Le Simulateur de Rues pour Piétons, dont la conception est détaillée dans le chapitre qui suit, permettra d'aborder cette thématique.

CHAPITRE III. CONCEPTION DU SIMULATEUR DE RUES POUR PIETONS (SRP)

Le projet SEVAP a été sélectionné lors de l'appel à projet lancé par la Fondation Sécurité Routière (FSR) en 2007 sur le thème « Les piétons ». SEVAP propose de concevoir un simulateur de rue pour piéton afin de réaliser une analyse biomécanique et psychophysiologique du comportement de traversée de rues, en milieu urbain, chez le piéton âgé. Sa sélection a donné lieu à un financement dédié, en partie, à la conception du simulateur proposé et, en partie, à une première analyse du mouvement de traversée dont la réalisation est ainsi partiellement conditionnée par la réponse à l'appel à projet. Ce chapitre explique la conception et une première évaluation du simulateur. Pour ce faire, il se découpe en quatre parties, après une rapide présentation des attentes de la FSR et du cahier des charges, la procédure de conception du simulateur sera présentée, suivie d'une première estimation du niveau d'immersion de ce dernier.

III.1. PRESENTATION GENERALE DU CONCEPT

La présentation générale du concept présente, d'une part, les attentes de la FSR et d'autre part, le cahier des charges qui en découle en fonction des contraintes financières, matérielles et légales.

III.1.1. Les attentes de la FSR

La proposition soumise à la FSR dans le cadre de SEVAP était la conception d'un simulateur en forme de U composé de 5 écrans permettant le recours à la réalité projetée, c'est-à-dire à la projection arrière d'images réelles sur les écrans (Figure III.1.).

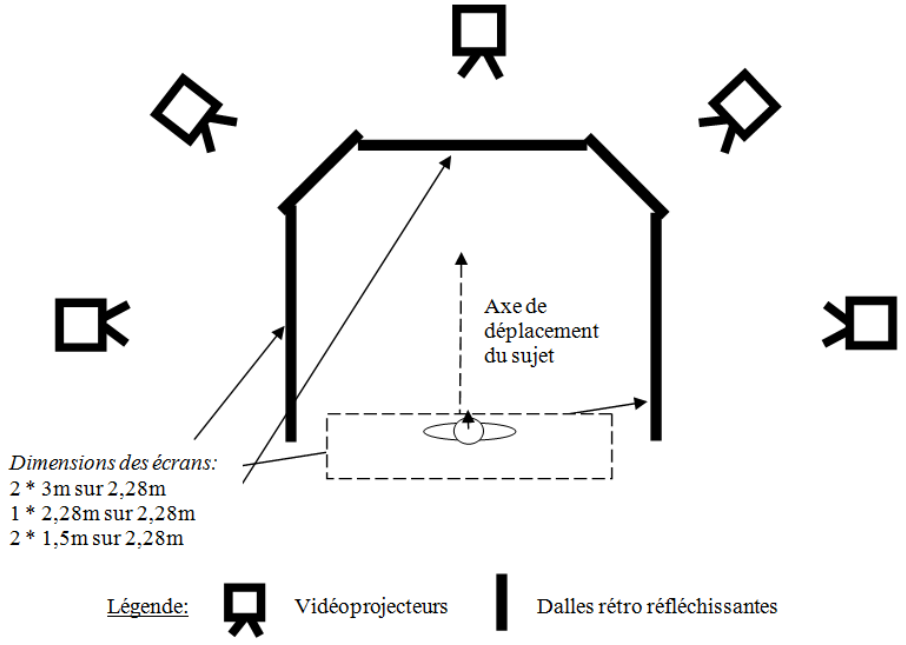


Figure III.1. Proposition retenue pour la conception du simulateur, vue de dessus *(Réponse au 1er appel à projet FSR 2007).*

Cette proposition précisait que le participant devait être positionné sur un trottoir amovible et qu'il pourrait initier sa traversée de rue en fonction d'intervalles disponibles dans un flux de véhicules à l'image. L'analyse du mouvement serait permise par un système d'analyse 3D, de deux plates-formes de force et d'un boîtier de stockage de données électrophysiologiques (Figure III.2.).

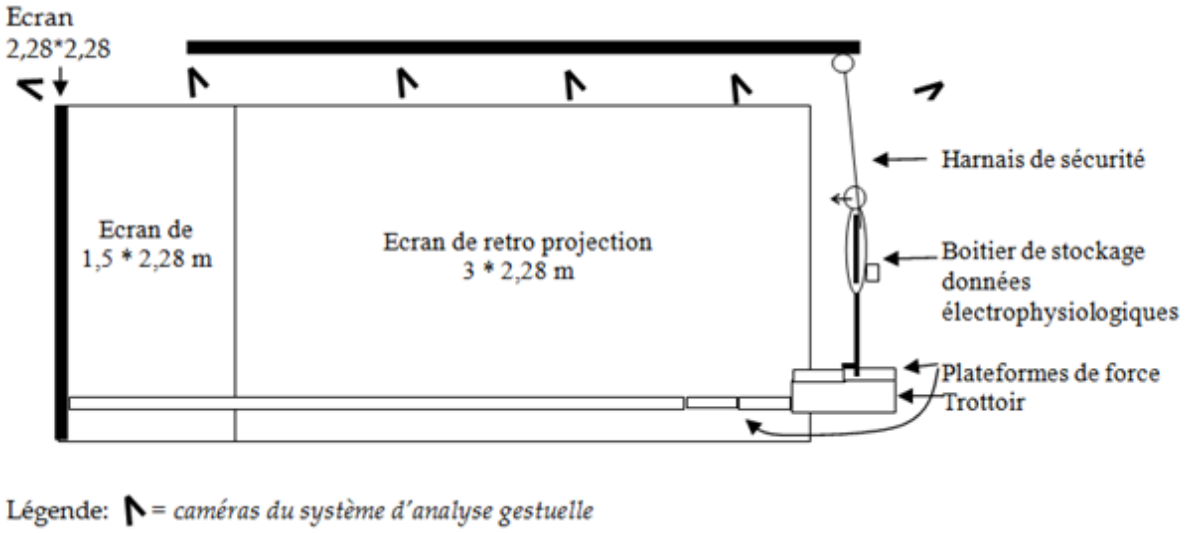


Figure III.2. Proposition retenue pour la conception du simulateur, vue de profil *(Réponse au 1er appel à projet FSR 2007).*

Suite à l'acceptation du projet par la FSR, les chercheurs du projet SEVAP ont élaboré un cahier des charges permettant la conception de la plate-forme baptisée 'SRP' pour Simulateur de Rue pour Piétons. Son objectif est, d'une part, de reproduire un environnement contenant les caractéristiques communes étudiées sur le terrain et, d'autre part, de permettre une évaluation de la transposition entre le milieu naturel et artificiel.

III.1.2. Le cahier des charges

L'étude de la faisabilité a permis de définir le cahier des charges final en tenant compte des attentes de la FSR et des différentes contraintes. Cette étape primordiale conditionnait la suite du travail. En parallèle, l'état de l'art sur les simulateurs existant dans le domaine de la traversée de rue et les caractéristiques de rue jugées comme accidentologiques (chapitre I) permettaient d'affiner les choix au niveau de la typologie de la rue à filmer (ex. nombre de voies, largeur de rue, type de véhicules).

Concernant les contraintes financières, un budget de 50 000 € a été alloué à l'achat du matériel et à la conception du simulateur dans le financement FSR. D'autres sources de financement (université-laboratoire, CISIT notamment) ont complété ce financement à hauteur de 20.000€.

Les principales contraintes matérielles étaient les suivantes : la taille de la salle, l'aspect démontable et modulable du dispositif, la sécurité des participants, l'acquisition des données d'analyse du mouvement, la projection d'images réelles et un environnement sonore proche de la réalité de la

situation projetée. Enfin, les contraintes légales sont l'obtention d'une assurance, de l'accord d'un Comité de Protection des Personnes (CPP) et d'une autorisation de lieu valide.

III.2. PROCEDURE DE CONCEPTION DU SIMULATEUR

Ce point présente la partie technique de la conception de la plate-forme SRP. Quatre éléments sont abordés : le simulateur, la sécurisation du participant, les séquences vidéo, et le rendu du simulateur.

III.2.1. La salle d'expérimentation

La salle dans laquelle le simulateur a été installé est la salle d'expérimentation de l'équipe DEMoH du LAMIH de l'UVHC. Elle présente l'avantage d'être suffisamment grande, d'être sécurisée pour limiter tout risque de vol et de détenir une autorisation de lieu valide, celle-ci étant obligatoire pour obtenir un avis favorable du CPP. En outre, le système d'analyse 3D, y est installé ; il n'était donc pas nécessaire de transporter cet équipement, relativement fragile et coûteux. La Figure III.3. illustre toutefois la forme particulière de cette salle (incluant la présence de poteaux), à laquelle le simulateur a dû être ajusté. Parmi les contraintes architecturales de la salle, il faut également citer sa hauteur de plafond importante. Comme cette salle doit pourvoir rester utilisable à d'autres fins expérimentales, il était important que le simulateur soit démontable.

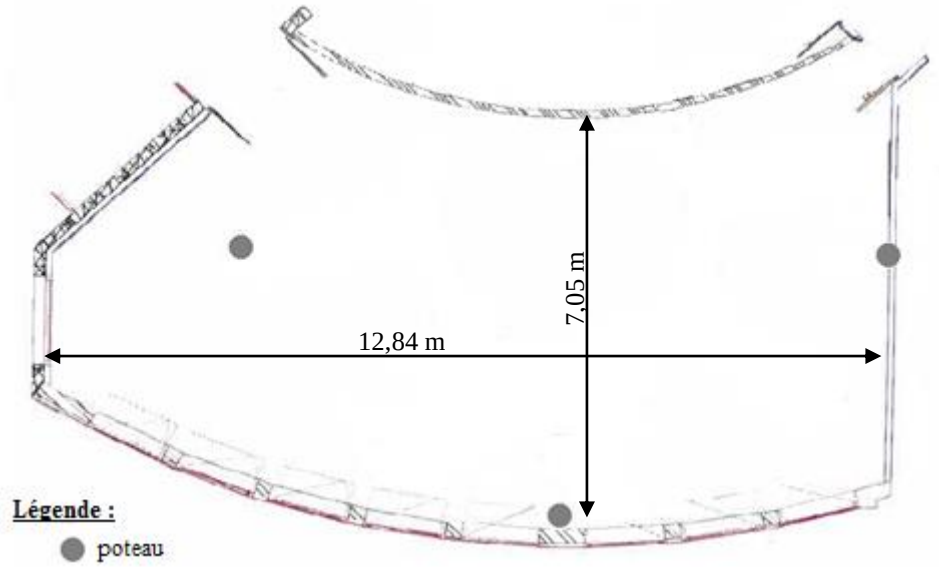


Figure III.3. Conformation spatiale de la salle d'expérimentation.

Cette salle est organisée en quatre secteurs : le simulateur, l'espace informatique dédié aux expérimentateurs, le dressing délimité par un rideau et une zone réservée à la préparation du participant ainsi qu'à la réalisation des questionnaires et tests (Figure III.4.).



Figure III.4. Présentation du dressing (haut gauche), de l'espace informatique de contrôle (haut droite) ainsi que de la zone réservée à la préparation des participants et à la passation des tests hors simulateurs (bas gauche et droite).

III.2.2. Le simulateur

Les dimensions des dalles de projection proposées dans l'appel à projet (3m sur 2,28m) avaient été déterminées pour garantir au mieux l'immersion dans l'environnement projeté. Elles impliquent un recul important des vidéoprojecteurs. Cependant, dans la salle d'expérimentation (affectée à SEVAP après la réponse à l'appel à projet), les possibilités de recul des vidéoprojecteurs sont restreintes. Seul le recours aux lentilles à focale ultra courte permet de pallier ce problème. L'objectif est alors de présenter à l'écran des images entières les plus grandes possibles avec un coût financier compatible avec l'enveloppe allouée au projet. Parmi les vidéoprojecteurs disposant d'une puissance lumineuse suffisantes (5000 lumens ANSI avec un taux de contraste de 1000 : 1) et pouvant recevoir une optique à focale ultra courte, le Sanyo PLC-XM100L (Figure III.5.) équipé d'une lentille à focale ultra courte Sanyo LNS-W21 (ratio de projection de 0,80) a été retenu. Pour un écran de 3 m de large, le recul théorique nécessaire serait de 3*0,8 c'est-à-dire de 2,4 m.



Figure III.5. Le rétroprojecteur en vue de dessus (à gauche), de face (au milieu) avec connectique à l'arrière (à droite).

Des ajustements ont dû être réalisés par rapport à l'appel à projet afin d'améliorer la conception annoncée dans l'offre de départ. D'abord, les écrans de rétroprojection proposés dans les différents devis ne pouvaient excéder une hauteur de 2 m. Ensuite, le recul nécessaire avec des dalles de 3 m de largeur était trop important pour la salle à disposition. La taille des dalles a donc dû être légèrement réduite car les vidéoprojecteurs permettant une projection d'une telle image avec ce recul et cette puissance lumineuse dépassait de manière importante le budget alloué (optiques dit « œil de poisson », par exemple).

Les écrans, fournis par la société Audio Vidéo Nord (AVN, Wasquehal), sont des dalles de rétroprojection TWSCR de 3 mm d'épaisseur. Les dalles latérales ont pour dimensions 2,70 m x 2 m, la dalle frontale mesure 2 m x 2 m et les dalles de jonction (appelées aussi intermédiaires) mesurent 1,5 m x 2 m. Le maintien des dalles de rétroprojection a nécessité la création d'une ossature métallique (Figure III.6.). Elle est composée de portes pour une meilleure stabilité de la structure mais ont également une fonction de cache pour couper le flux de projection de chaque vidéoprojecteur afin d'éviter la superposition des images projetées (effet d'angle).

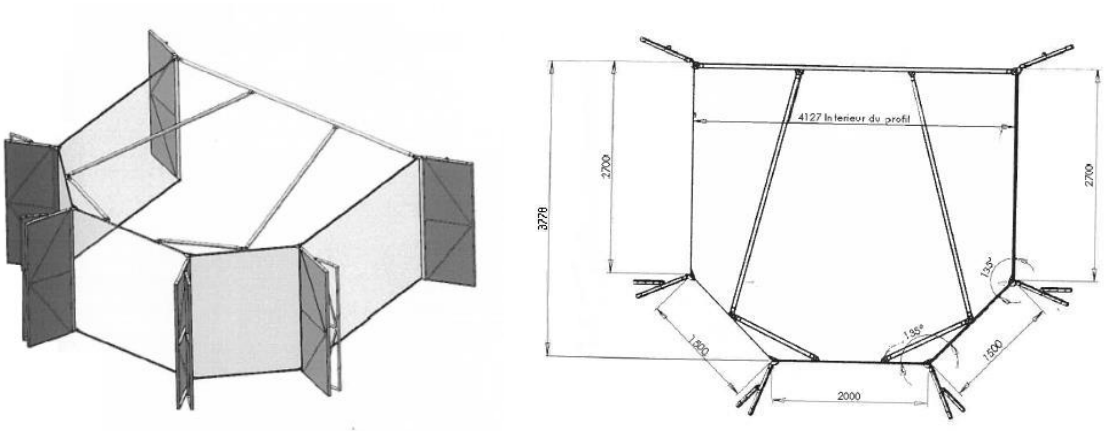


Figure III.6. Schéma de l'ossature supportant les écrans de projection du SRP.

Afin de ne pas créer de distorsion entre les différentes images projetées, les cinq vidéoprojecteurs ont été placés à la même distance des écrans, soit 2,16 m auxquels il faut ajouter les 50 cm de la longueur de la table de projection servant de support au vidéoprojecteur. Les tables utilisées sont des K Solo 9000 ; elles permettent de positionner le point supérieur de l'objectif à une hauteur de 0,89 m par rapport au sol (Figure III.7.).



Figure III.7. Table de projection K solo 9000 utilisée pour poser les vidéoprojecteurs.

L'intérieur du simulateur a nécessité la fabrication d'un plancher afin, d'une part, d'implanter les PFF de manière à ce qu'elles soient confondues avec le niveau du sol et, d'autre part, de reproduire l'aspect général d'une rue. Deux PFF sont insérées, la première se situe au niveau de la position d'attente, la seconde est dissimulée dans l'axe de la traversée de la rue (Figure III.8.).



Figure III.8: Le trottoir amovible formé de différents 'caissons', ainsi que les 2 PFF respectivement dans le trottoir et dans la chaussée recouverte de linoléum.

Le dispositif devant être facilement démontable, le plancher a été créé en 3 parties. Il est composé de panneaux contreplaqués de 18 mm d'épaisseur, surélevés par des traverses de 15 mm de hauteur. Le plancher a ensuite été recouvert de linoléum de 3 mm d'épaisseur (soit 36 mm d'épaisseur au total correspondant à la hauteur de la plate-forme).

La surface au sol est divisée en 2 zones : le trottoir et la chaussée. La zone de trottoir est localisée entre le mur de la pièce et le bord de la chaussée. Le trottoir mesure 80 cm de largeur au niveau de la position d'attente du participant et 14 cm de hauteur. Il est composé d'une partie fixe et d'une partie amovible, toutes deux fabriquées en contreplaqué. La partie fixe correspondant à l'habillage de la scène est composée de six caissons disposés sur le plancher. En outre, cette partie est légèrement incurvée afin d'assurer la jonction entre le trottoir projeté sur l'écran et le trottoir

réellement présent. La partie amovible est composée d'un septième caisson recouvrant la première plate-forme de force ; il est indépendant des autres caissons afin de limiter les frottements et optimiser la captation des forces de réaction au sol. Celui-ci offre la possibilité d'être positionné manuellement lors des passations avec trottoir et d'être retiré rapidement dans le cas d'une traversée sans trottoir.

La largeur de chaussée disponible dans le simulateur est de 3,85 m en face du participant Celle-ci représente une rue en double sens composée de 2 voies délimitées par une ligne discontinue à l'image et sur le sol. La voie la plus proche du participant mesure 2,75 m. La voie la plus éloignée est en partie matérialisée par une section au sol de 50 cm de large. Cette voie est complétée visuellement par les images projetées sur les écrans frontaux afin d'obtenir un effet de perspective.

Le revêtement de la route est matérialisé par du linoléum gris symbolisant l'asphalte, d'adhésif blanc pour représenter la ligne discontinue et de moquette, de couleur blanc cassé, pour simuler la présence d'un caniveau, tandis que le trottoir est revêtu de moquette grise. La présence des différents revêtements permet d'améliorer l'immersion du participant dans l'environnement.

Lors de la conception du simulateur, il était également nécessaire de prévoir le placement des caméras infrarouges nécessaires à l'acquisition du mouvement 3D qui ont été disposées de manière à ne pas entraver la projection des images tout en assurant la capture continue du mouvement (*Cf.* Chapitre 4 Protocole et méthode, pour plus de détails).

III.2.3. Le système de sécurisation du participant

Une partie de la conception du simulateur vise à assurer la sécurité du participant lors des traversées. L'option la plus simple en termes d'équipement était l'installation d'un rail non motorisé au plafond, comme cela est fait dans les centres de rééducation, afin de ne pas entraver ni faciliter la marche des participants tout en rendant la chute impossible. Ainsi, nous avons choisi un système passif (Figure III.9.) dont l'installation a été réalisée par la société LIKO France (Lay-Saint-Christophe).

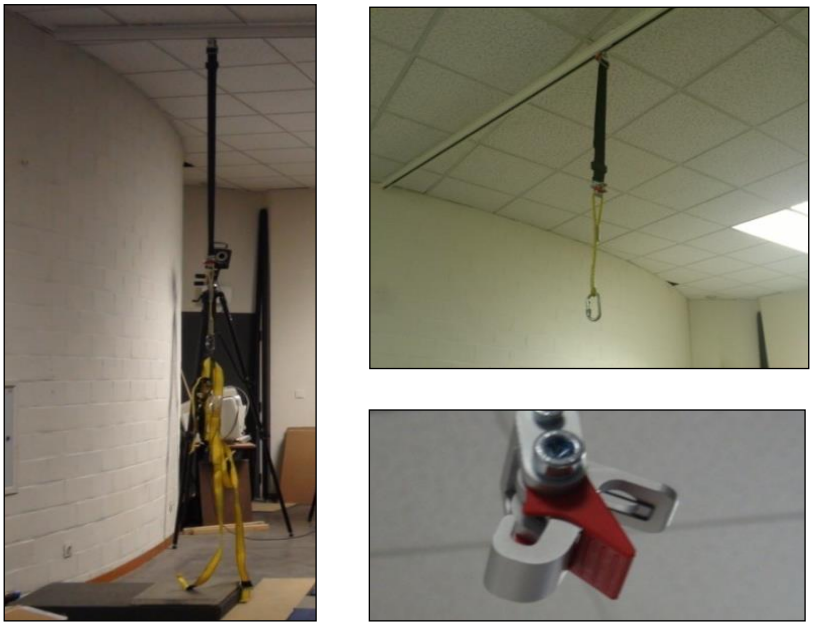


Figure III.9. Le système de sécurisation du participant. *A gauche : harnais attaché au système de suspension. A droite en haut : rail et sangle. A droite en bas : crochet de fixation du harnais à la sangle.*

Ce système a été testé par l'entreprise responsable de son installation avec une charge supérieure à 200 kg. Il est composé d'un rail dans lequel coulisse une sangle homologuée permettant de fixer une longe d'escalade au harnais. Le harnais (Figure III.10.) est également un matériel agréé, commercialisé à visée de sécurité professionnelle dans le domaine du bâtiment.



Figure III.10. Vue de profil, de dos et de face du harnais de sécurité.

La Figure III.11. présente un schéma du dispositif dans sa version finale.

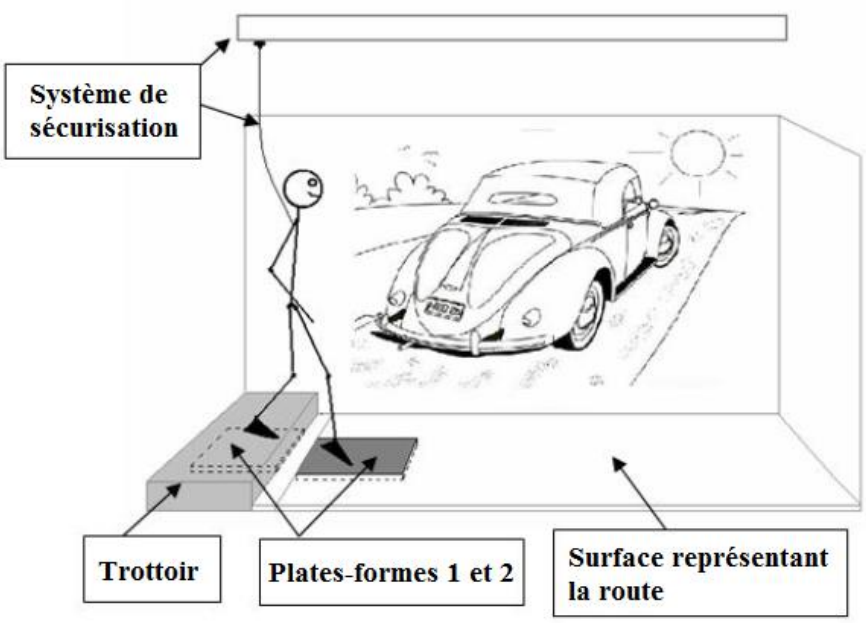


Figure III.11. Schéma général du simulateur, vue de profil.

III.2.4. Les séquences vidéo

III.2.4.1. Le choix du site à filmer

Le choix des sites repose sur un compromis entre différents critères. Une rue à double sens, rectiligne et plane d'une largeur supérieure à 5 m était requise pour correspondre à un profil jugé accidentogène. A cela s'ajoutent des contraintes relatives au scénario souhaité incluant des passages de véhicules légers dans différentes conditions ; il était donc nécessaire que ces véhicules puissent disposer d'une boucle autour d'un pâté de maisons ou d'un rond-point, afin de limiter le temps séparant les différentes prises de vues, grâce à la possibilité de revenir facilement et rapidement dans le champ de la caméra. De plus, les véhicules devaient pourvoir atteindre une vitesse stabilisée de 50 km/h, vérifiée par GPS de marque TomTom, avant d'entrer dans le champ de la caméra, ce qui nécessitait une distance d'approche minimum de 60 m avant l'entrée dans le champ. Des contraintes inhérentes à la captation audiovisuelle devaient également être prises en compte (Annexe 4), plus particulièrement la durée d'apparition du/des véhicule(s) à l'image (dépendant de la longueur visible de la rue à partir de l'entrée dans le champ des caméras), la position du dispositif de prise de vue et de la place suffisante (1 m²) pour l'installer (dépendant de la largeur de la rue et des trottoirs). L'environnement devait être assez dépouillé pour satisfaire aux exigences audiovisuelles, notamment avec des secteurs végétaux pour faciliter les raccords lors du travail de postproduction (*Cf.* ci-dessous) ; le décor est également important car il peut provoquer ou exagérer un effet de parallaxe.

Il est apparu rapidement que seul un secteur périurbain pouvait satisfaire l'ensemble de ces critères. Pour rechercher des lieux correspondant au mieux à l'ensemble de ces caractéristiques, la fonction Maps de Google™ a été utilisée. Différents sites ont été identifiés et testés. La Figure III.12. montre le site finalement retenu. Il s'agit d'un cadre résidentiel dans lequel le tournage des séquences audiovisuelles a été réalisé avec l'autorisation de la mairie qui bloqua par avenant la circulation durant 2 heures.



Figure III.12. Rue choisie pour le tournage des séquences vidéo, rue Vaillant Couturier à Maing.

III.2.4.2. Le tournage

Le recueil des données vidéo a été réalisé sous la coordination de Gaëtan Parment du département audiovisuel de l'université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis. Le tournage des images était dépendant des conditions météorologiques, souhaitées non pluvieuses et avec une luminosité de pleine journée.

Le tournage a nécessité une organisation particulière puisque le trafic était imposé. Quatre véhicules de couleur similaire et de tailles différentes ont été utilisés. Deux personnes ont été chargées de la prise de vue, quatre acteurs à bord de leur véhicule ont dû respecter les consignes inhérentes au scénario (vitesse stabilisée de 30 ou 50 km/h, moment du départ et trajectoire ; *Cf.* chapitre 4) et six volontaires ont permis de bloquer le trafic et de sécuriser la zone. La coordination entre les véhicules et l'équipe de tournage a été effectuée par téléphone portable afin de synchroniser le départ des véhicules et éventuellement de réajuster la conduite des acteurs.

III.2.4.3. L'acquisition des images

L'acquisition des séquences audio-visuelles a nécessité l'achat de matériels spécifiques afin d'avoir un angle de vue, une résolution et une capacité de stockage suffisante. La prise de vue est assurée par deux caméras HD (Haute Définition) Sony HDR XR550V d'une résolution de 1920 x 1080 montées sur un tripode Manfrotto 070BU (photo III.13.).

Le trépied est positionné à cheval sur le trottoir et le caniveau de façon à obtenir un meilleur axe de prise de vues. Les objectifs des deux caméras sont espacés de 64 cm et positionnés à 1,20 m du sol avec une orientation de 10° vers la route pour chaque caméra (Figure III.13.). Les réglages ont été assurés par un mètre et un niveau à bulle ainsi que par des cales en bois situées dans le caniveau afin de pallier à la différence de niveau. Enfin, une trace à la craie au sol a été utilisée comme repère pour que le véhicule venant de gauche soit le plus proche de la caméra lors de son passage.



Figure III.13. Le système de prise de vue.

Enfin, un appareil photo Canon EOS 7D grand angle d'une résolution de 18 mégapixels a été utilisé pour photographier la vue de face et ainsi créer les 3 images de fond du simulateur dans le cas d'une image fixe. Suite à la capture d'images, le montage lors de la postproduction permettra de créer les séquences vidéo à projeter dans le simulateur.

III.2.4.4. La restitution des vidéos

Les séquences vidéo sont projetées à l'aide d'un ordinateur dédié, spécialement conçu pour cette tâche par la société ACFY (Assistance Conseil Formation, localisée à Famars) ; celui-ci est connecté aux cinq vidéoprojecteurs qui projettent les images sur l'arrière des dalles. Des caches sont présents aux jonctions de chaque écran (Figure III.14.) pour éviter les superpositions d'images sur les écrans adjacents. Les trois écrans frontaux affichent des images fixes réalisées à partir d'un panoramique d'images, les deux écrans latéraux affichent, quant à eux des vidéos.



Figure III.14. Vue arrière des écrans montrant les caches permettant d'éviter qu'une image ne se superpose à l'image voisine.

Les cinq écrans ont une hauteur commune de 2 m. Dans cette dimension, le vidéoprojecteur est capable d'afficher 768 pixels. Pour la largeur des différents écrans, le nombre de pixels affichés sera au maximum de 1024, résolution native du vidéoprojecteur (format 4/3). Néanmoins, les panneaux n'ayant pas tous la même largeur, le nombre de pixels affichés sera proportionnel à la largeur du panneau considéré.

Ainsi, les images affichées auront les dimensions suivantes :

- les deux panneaux latéraux, de 2,7x 2 m ont un format proche du format 4/3 (3 cm de différence) et auront donc une résolution proche de la résolution native du vidéoprojecteur (1024 x 768) ;
- les deux écrans intermédiaires, de 1,5 x 2 m afficheront une résolution d'images de 576 x 768 pixels ;
- l'écran frontal, de 2 x 2 m affichera une résolution d'images de 768 x 768 pixels.

La résolution spatiale étant identique pour chaque écran, il n'y a pas de différence de qualité entre les images. La continuité visuelle entre les écrans se fera lors du découpage des images pendant le montage.

La synchronisation de la projection est effectuée à l'aide d'un ordinateur de type compatible PC fonctionnant sous Windows XP. Il est équipé d'un processeur quadricore afin de répartir la charge de calcul entre les différents cores et de 3 cartes graphiques disposant chacune de 2 sorties graphiques et à refroidissement passif afin de limiter les nuisances sonores. Des macros pour le logiciel VLC ont été développées afin de piloter la lecture simultanée des vidéos.

Le système audio Edifier S330D, d'une puissance de 72 Watts RMS, est relié à l'ordinateur de projection. Il est composé de deux enceintes et d'un caisson de basse. Cet ensemble est positionné à l'arrière du simulateur, le caisson de basse étant situé à 2 m et au centre de l'écran de face et les enceintes étant positionnées à 1,9 m de part et d'autre du caisson de basse, à savoir approximativement au milieu des écrans intermédiaires (Figure III.15.). La restitution sonore contribue au niveau d'immersion des participants, le son donnant des indications sur la position du véhicule dans l'espace et/ou son déplacement.



Figure III.15. Le système audio pour la restitution sonore.

III.2.5. Le rendu global

L'aménagement final de la salle est présenté sur la figure suivante (Figure III.16.).

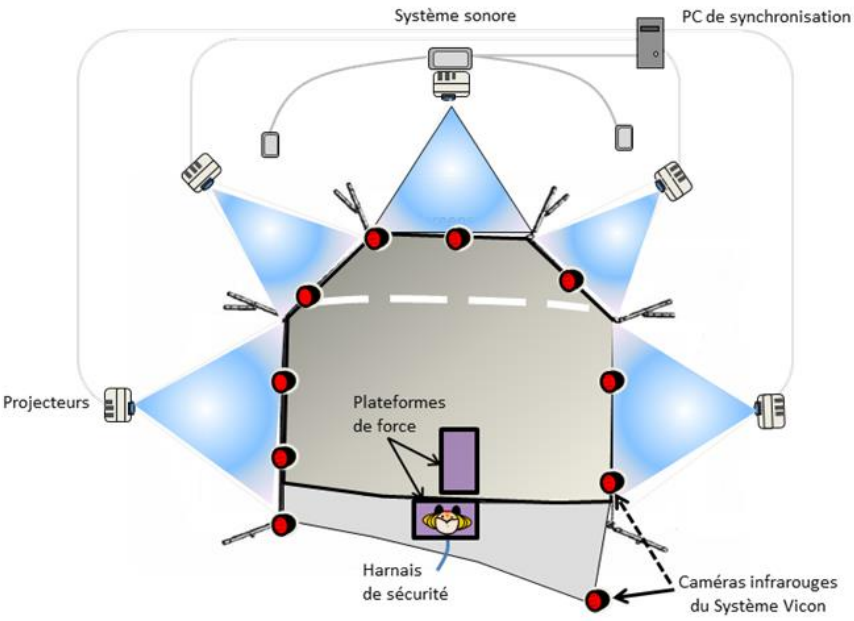


Figure III.16. Schéma final du simulateur en vue de dessus.

Le positionnement du simulateur dans la salle occupe près de 80 m², soit la quasi-totalité de cette salle. L'intérieur du simulateur représente 14,37 m². Le rendu global est présenté à la Figure III.17.



Figure III.17. Rendu visuel du simulateur, vue de gauche (haut), de face (milieu) et de droite (bas).

Concernant le rendu visuel du simulateur, la Figure III.17. présente un cadre dans lequel un véhicule venant de la gauche est en approche. Ce dispositif est lumineux et montre une continuité à l'image au niveau des bords des écrans avec des raccords au niveau du reste de la scène. La route est coupée en son milieu au niveau des jonctions des écrans, la bande blanche se situant exactement au niveau du raccord entre l'écran intermédiaire et l'écran latéral. Les voies d'où arrivent les véhicules

sont montrées intégralement sur les écrans latéraux. Le trottoir physiquement créé au sein du simulateur rejoint le trottoir projeté à l'image. Les écrans frontaux donnent une profondeur à la scène grâce à la présence d'asphalte sur le bas de l'image. La restitution sonore permet d'entendre distinctement et avec une intensité similaire à la réalité les véhicules arriver et s'éloigner. Enfin, il est à souligner qu'aucun appareil de mesure ne vient perturber l'immersion du participant.

Suite à la conception du simulateur, différents tests ont été effectués afin de réaliser une première estimation du niveau d'immersion du simulateur pour juger de la faisabilité des études futures.

III.3. PREMIERE APPROCHE DU NIVEAU D'IMMERSION

Deux éléments étaient importants à vérifier : le rendu global du simulateur et la perception du mouvement du véhicule à l'écran.

III.3.1. Test du rendu global du simulateur

Le rendu visuel global du simulateur a été testé auprès de participants grâce à un questionnaire. L'objectif est d'obtenir une estimation du rendu visuel lors d'une tâche de traversée de rue.

III.3.1.1. Participants

Vingt-neuf participants actifs et autonomes ont rempli un questionnaire (Annexe 5) relatif au rendu du simulateur : 14 jeunes et 15 seniors âgés respectivement de 22,8 ± 1,8 ans et de 67 ± 6,5 ans. Leur acuité visuelle binoculaire, corrigée si tel était le cas, a été évaluée au moyen de l'échelle optométrique Monoyer 3 m, celle-ci était supérieure à 7/10.

III.3.1.2. Questionnaire

Un questionnaire composé d'une série de quatre questions, auxquelles le participant doit répondre en donnant une note comprise entre 0 à 10, a été utilisé ; le 0 correspondait à « *pas du tout réaliste* » et le 10 à « *totalement réaliste* », à l'exception de la note d'inconfort général avec 0 correspondant à « *aucun inconfort* » et 10 à « *inconfort total* ». Les items concernent l'aspect réel de la rue (rue réelle), la sensation d'approche du véhicule (sensation d'approche), le sentiment de traverser comme en situation réelle (sentiment de traversée) et l'inconfort général du simulateur (inconfort).

III.3.1.3. Résultats

Globalement, les notes obtenues sont supérieures à 5/10, exceptée la note d'inconfort qui a une échelle inversée (Tableau III.1.). La sensation d'approche du véhicule est l'élément le mieux noté chez les deux groupes. L'inconfort est presque inexistant. Aucune différence significative n'a été observée entre les deux groupes (Test U de Mann-Whitney, $p > 0,05$).

Tableau III.1. Appréciation du rendu du simulateur (notée de 0 à 10 ; moyennes et écart-types), pour les groupes Jeunes et Seniors.

	Rue réelle	Sensation d'approche	Sentiment de traversée	Inconfort
Jeunes	6,75 (1,7)	8,36 (1,2)	7,50 (1,6)	0,21 (0,4)
Seniors	7,20 (2,2)	7,93 (2,5)	7,53 (2,4)	0,0 (0,0)
Différence statistique	*ns*	*ns*	*ns*	*ns*

Une valeur élevée correspond à une appréciation positive pour les trois premiers paramètres (rue, approche et traversée) alors qu'une valeur faible (proche de 0) est favorable pour l'inconfort. Différence non significative (ns) : p>0,05.

Afin de rendre compte de façon simplifiée du rendu du simulateur trois classes ont été créées. Les notes inférieures à 5 appartiennent à la classe « *insuffisant* », celles de 5 à 7 à la classe « *correcte* » et celles supérieures à 7 à la classe « *réaliste* » (Figure III.18.). On observe que dans la majorité des cas, la classe « *réaliste* » domine et représente au moins 50% des réponses. On constate également que la classe « *insuffisant* » est très peu représentée quel que soit l'item concerné.

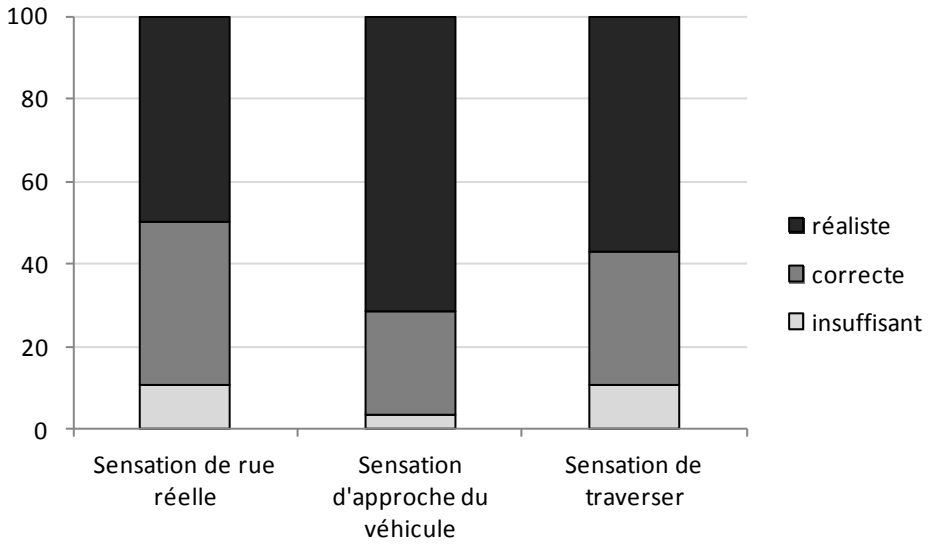


Figure III.18. Répartition en trois classes (insuffisant/correctes/réaliste) des appréciations du rendu dans l'ensemble de la population étudiée.

III.3.1.4. Discussion

L'objectif de cette étude préliminaire du rendu du simulateur est d'évaluer son réalisme auprès de jeunes et de seniors. Indépendamment de l'âge, les résultats indiquent que le réalisme du simulateur est jugé positivement, quel que soit l'item concerné, même si un écart avec un environnement réel reste inévitable.

A notre connaissance, le réalisme des images en réalité projetée n'a pas été étudié par d'autres auteurs dans le cadre de la traversée de rue sur simulateur. Le développement d'un environnement de taille réelle en réalité projetée ne peut donc s'appuyer sur aucune étude préalable dans le domaine de la traversée de rue. Dans le cas de la réalité virtuelle, Schwebel *et al.* (2008) ont présenté la méthodologie d'évaluation du rendu de leur simulateur ; celle-ci a servi de support à la conception de notre questionnaire d'évaluation. Dans leur étude, la note globale du rendu du simulateur chez l'adulte suggère une appréciation comprise entre « assez » et « tout à fait réaliste » (ce qui peut correspondre à nos classes «« *correcte* » et « *réaliste* »*).*

Puisque les participants jugent le rendu du simulateur de façon satisfaisante, et que l'inconfort est quasi inexistant, il n'a pas été nécessaire de procéder à un nouveau tournage des films avec une configuration de captation différente, ni de reprendre le travail de postproduction. Toutefois, durant cette étude préliminaire, la question de la perception des distances et des vitesses dans le simulateur a été soulevée, ce qui a justifié l'étude présentée dans la partie suivante.

III.3.2. Test de la perception des distances et des vitesses dans le simulateur

Compte tenu des ajustements de taille liés à la projection sur les écrans (*Cf.* ci-dessus), la question de la perception des distances à l'image se pose. L'objectif de ce test est de tenter d'y répondre via le recueil d'estimations effectuées par des individus faisant preuve d'une bonne aptitude dans ce type de tâche hors simulateur. La perception des vitesses sera également testée à cette occasion dans le simulateur.

III.3.2.1. Participants

Tous les participants recrutés ont eu une bonne performance à un test d'estimation de distances hors simulateur. La tâche, effectuée dans un couloir, consistait en une estimation de distances matériellement bornées par des plots écartés de 7 et 15 m. Les distances sont présentées dans un ordre croisé (hommes / femmes, la moitié de chaque sous-groupe a commencé par 7 m, l'autre moitié par 15 m). Seules les personnes qui ont répondu entre 6 et 8 m pour la tâche d'estimation de la distance de 7 m et entre 13 et 17 m pour la distance de 15 m ont poursuivi l'expérimentation, soit 12 personnes sur 16 (75% de la population interrogée), déjà recrutés initialement comme se jugeant

efficaces dans ce type de tâche. On compte 6 femmes et 6 hommes parmi les 12 participants. Leur âge moyen est de 36 ans (± 10,8 ans) et leur taille est inférieure à 175 cm (168,6 cm ± 3,9 cm).

III.3.2.2. Scenarios

Les images ont été tournées dans la rue présentée dans le point 3.2.4.1. ("Choix du lieu à filmer) à l'aide d'une caméra filmant uniquement le versant gauche de la rue. Pour le tournage des plans fixes, le véhicule était disposé à 4 distances de l'objectif : 5 m, 20 m, 60 m et 100 m. Le véhicule a également été filmé en mouvement dans cette rue à une vitesse de 30 et 50 km/h et est projeté à l'écran durant 10 secondes.

III.3.2.3. Procédure

Le participant était invité à se positionner dans le simulateur au niveau du trottoir et à regarder devant lui. Il doit alors réaliser deux tâches :

[1] déterminer la distance qui le sépare du véhicule présenté à l'image. Il s'agit d'une image dont la durée d'affichage est de 5 s à l'écran et qui présente un véhicule situé à des distances réelles de 5, 20, 60 et 100 m.

[2] déterminer la vitesse du véhicule. Une courte séquence filmée est proposée à l'image. Le véhicule se déplace à une vitesse de 30 ou de 50 km/h.

III.3.2.4. Résultats

Les participants ont été capables de donner des réponses proches des vitesses proposées : 30 ± 4,26 km/h pour la vitesse de 30 km/h et 45,83 ± 7,64 km/h pour la vitesse de 50 km/h.

L'analyse de comparaison à une norme montre qu'il n'existe pas de différence significative entre la vitesse perçue et la vitesse réelle pour les deux vitesses à estimer. A l'inverse, la perception des distances est notablement sous-estimée (Tableau III.2.). La comparaison à une norme pour chaque distance montre que les distances perçues sont significativement sous-estimées.

Tableau III.2. Présentation des moyennes (écart-types) des distances perçues dans le simulateur.

Distances réelles (mètres)	5 m	20 m	60 m	100 m
Moyennes des distances perçues (mètres)	2,68 (0,88)	12,67 (4,50)	28,42 (7,74)	52,8 (15,1)
Différence statistique entre réelle et perçue	$p < 0,0001$	$p < 0,0001$	$p < 0,0001$	$p < 0,0001$

On observe cependant une corrélation ($r^2 = 0,88$; $p < 0,0001$; Figure III.19.) entre la distance réelle et la distance perçue. Ainsi malgré une perception de distance de presque de moitié inférieure à la distance réelle, la relation entre la distance réelle et la distance perçue est linéaire.

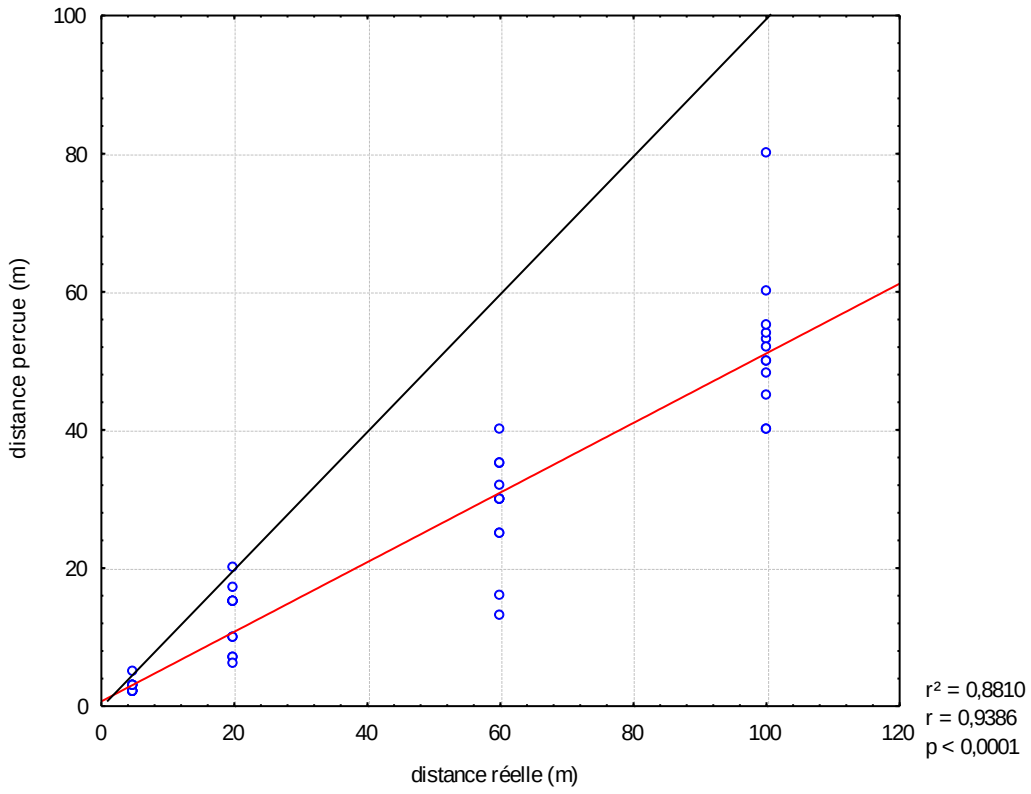


Figure III.19. Corrélation entre la distance réelle et la distance perçue.

Légende : la ligne noire correspond à la distance réelle et la ligne rouge à la distance perçue.

III.3.2.5. Discussion

L'objectif était de déterminer la perception des distances et des vitesses au sein du SRP. Il est à noter qu'un argumentaire soutenu sur la perception des distances et des vitesses en simulateur dépasserait les travaux de cette thèse, les résultats seront donc discutés de façon plus générale. La perception des vitesses apparaît convenable ; néanmoins, ces résultats sont à prendre avec réserve car

il est possible que les réponses soient biaisées par la référence à la réglementation du code de la route et les connaissances acquises en tant que piéton dans le milieu urbain. La perception des distances est sensiblement affectée. Les résultats obtenus concernant la distance perçue dans le simulateur rejoignent la littérature. En effet, Da Silva (1985) ainsi que Philbeck et Loomis (1997) ont également montré que la distance égocentrique, c'est-à-dire la distance visuelle séparant le sujet et l'objet perçu, était sous-estimée. Plumert *et al.* (2005) et Ziemer *et al.* (2009) ont montré qu'il existait une cohérence au niveau de la perception de la distance entre environnement visuel réel et virtuel. La corrélation obtenue entre les distances réelles et les distances perçues suggère que les participants prennent réellement en compte le déplacement à l'image du véhicule, et ce de façon linéaire. Compte tenu de ces résultats sur la perception des distances et des vitesses, le SRP apparaît comme un outil fonctionnel ne nécessitant pas de modification au niveau de la technique de captation des images.

III.4. SYNTHESE SUR LA CONCEPTION DU SIMULATEUR

La conception du simulateur est issue d'une réflexion multidisciplinaire dont les champs investis ont permis d'améliorer le cahier des charges initial. En effet, pour plusieurs raisons techniques, le cahier des charges a dû être modifié par rapport au projet initial. Cependant, ces modifications ont permis un rendu de qualité faisant de lui un dispositif original dédié à l'étude expérimentale du comportement du piéton. Le SRP est donc un simulateur de traversée de route multi-écran immersif. Il est basé sur la réalité projetée et permet des demi-traversées effectives dans un environnement modulable en termes de trottoir et de séquences audiovisuelles. C'est dans cet objectif d'augmenter la sensation d'immersion du participant que l'interface du simulateur couvre le champ de vision binoculaire humain (légèrement supérieur à 180 degrés). En outre, la projection arrière et le harnais de sécurité permettent aux participants de se déplacer sans aucun risque ni perte d'image à l'écran.

La seule réserve concerne la perception des distances, apparemment sous-estimées. Les participants semblent se construire un référentiel ne dégradant pas la progression du véhicule à l'image, ce qui laisse donc à l'expérimentateur la possibilité de moduler et comparer des conditions expérimentales différentes par ce facteur. Il est à noter que ce phénomène de sous-estimation est un problème connu en simulateur. Wu *et al*. (2004) ont indiqué que la continuité du sol entre l'environnement réel (salle de test) et l'environnement virtuel permet une meilleure estimation de la distance. Or cette continuité est assurée dans le SRP. De façon générale, les systèmes immersifs pourraient réduire les biais d'estimation des distances comme le montrent Klein *et al*. (2009) par rapport à un unique écran positionné devant l'observateur. Mais, comme discuté antérieurement, ce type de dispositif présente d'autres limites, en particulier la difficulté actuelle de gérer des dénivelés. Enfin, d'après Cutting et Vishton (1995), un biais de sous-estimations est également fréquent en situations réelles, notamment dans les espaces d'action (entre 2 et 30m) et éloignés (au-delà de 30m),

alors que la distance aura tendance à être surestimée dans l'espace personnel (jusque 2m). En ce qui concerne la perception des vitesses les conclusions optimistes de notre test pourraient être sujettes à caution, mais une discrimination suffisante est respectée.

Le chapitre suivant présente la méthodologie générale de l'étude principale se déroulant au sein du SRP.

CHAPITRE IV. MATERIEL ET METHODE DE L'APPROCHE EXPERIMENTALE DANS LE SRP

L'expérimentation principale de ce travail s'intéresse à l'étude biomécanique et comportementale de la traversée de rue. Deux populations de participants en bonne santé, l'une constituée de jeunes, et l'autre de seniors, ont été étudiées dans l'objectif plus spécifique de :

- déterminer les effets du vieillissement en bonne santé sur l'initiation de traversée de rue (Jeunes *vs* Seniors) ;
- caractériser l'influence de l'aménagement (effets du trottoir) ;
- identifier les effets de contraintes externes (pression temporelle, bruit d'approche du véhicule) ;
- définir l'incidence de possibles distorsions de la perception du temps chez les personnes âgées sur leur comportement de traversée de rue.

L'objectif de ce chapitre est, quant à lui, de présenter la méthodologie générale de l'étude principale. Ainsi, seront successivement présentés le matériel, la population observée, les questionnaires et tests réalisés, la procédure générale de passation ainsi que la méthodologie de traitements des données. Les premiers résultats statistiques concernant les capacités physiques et cognitives des participants sont également rapportés de manière globale, afin de pouvoir se concentrer sur l'analyse des effets spécifiques dans le chapitre suivant. La fin de ce chapitre comprend également une partie relative à la validation des choix méthodologiques spécifiques dont la pertinence conditionne la capacité de réponse aux objectifs fixés.

IV.1. PARTICIPANTS

IV.1.1. Groupes et sélections

Le recrutement a été réalisé en deux temps : la recherche de participants volontaires puis leur sélection en fonction des critères d'inclusion et d'exclusion définis. Les critères d'inclusion étaient d'être autonome et actif, sans contre-indication à la marche et à l'effort et attester d'une vision binoculaire correcte (minimum 6/10, échelle de Monnoyer). En ce qui concerne les fonctions cognitives, les personnes âgées devaient présenter un score supérieur à 27 au Mini-Mental State Examination (MMSE ; Folstein *et al.* 1975). Les critères d'exclusion étaient de présenter un trouble ou une maladie cardiaque, neurologique ou visuelle majeure, ou un Indice de Masse Corporelle ou indice de Quetelet (IMC) supérieur à 30 (synonyme d'obésité).

La recherche des participants a été effectuée par le biais de diffusions d'informations auprès d'associations de loisirs de Valenciennes pour les participants âgés, et auprès de composantes d'enseignement de l'Université de Valenciennes (étudiants) pour les participants jeunes. Les personnes intéressées ont été contactées quelques jours avant la session expérimentale, puis rencontrées individuellement pour un entretien. Lors de cette première rencontre, elles ont été interrogées sur leur état de santé puis ont effectué une série de tests comportementaux, psychologiques et physiques afin de vérifier leur admissibilité.

IV.1.2. Caractéristiques des participants

Au total, 28 participants ont pris part à l'étude : 14 personnes (8 femmes et 6 hommes) âgées de 60 à 81 ans (67 ± 6,8 ans) forment le groupe 'Seniors', et les 14 autres (8 femmes et 6 hommes), de 20 à 27 ans (23 ± 1,8 ans) constituent le groupe 'Jeunes'.

Le Tableau IV.1. présente les caractéristiques anthropométriques et les différences statistiques entre les deux groupes. Concernant le traitement statistique, les données suivant la loi normale (taille, poids et IMC) ont été analysées avec un test *t de Student pour échantillons indépendants*, tandis que celles ne suivant pas la loi normale (âge) ont été analysées à l'aide d'un *test U de Mann-Whitney*.

Tableau IV.1. Caractéristiques anthropométriques des participants sous la forme de moyennes (écarts-types) et différences statistiques entre les deux groupes d'âge.

	Jeunes	Seniors	Différences statistiques
Taille (m)	1,69 (0,54)	1,66 (0,71)	*ns*
Poids (kg)	62,6 (9,8)	69,5 (10,9)	*ns*
IMC* (kg/m^2)	21,8 (2,4)	25,0 (3,1)	p <0,01

*(valeur de p ; ns p>0,05) *Indice de Masse Corporelle.*

La différence significative de l'IMC est le reflet du vieillissement normal des individus. En effet, l'étude longitudinale de Chumlea *et al.* (2009) montre que l'IMC augmente avec l'âge. Cette différence anthropométrique est ainsi jugée normale et faisant partie de l'effet d'âge.

IV.2. MATERIEL

IV.2.1. Matériel biomécanique

Cette partie présente le matériel utilisé pour l'enregistrement des données biomécaniques et physiologiques et son positionnement dans l'environnement expérimental (*Cf.* Chapitre 3).

IV.2.1.1. Système d'analyse gestuelle

IV.2.1.1.1. PRESENTATION

Un système opto-électronique d'analyse du mouvement VICON muni de 10 caméras infrarouges fonctionnant avec le logiciel Vicon Nexus 1.6.1 (Société Oxford Metrics, Royaume-Uni) a été utilisé. La résolution des caméras enregistrant le mouvement des marqueurs réfléchissants est de 2 mégapixels (Figure IV.1.). Une procédure de calibration permet de localiser les marqueurs dans l'espace d'enregistrement ainsi délimité, à la condition que ceux-ci soient visibles simultanément par au moins deux caméras. La précision de la localisation des marqueurs, fournie par le constructeur, est de l'ordre de 1 mm dans des conditions d'utilisation similaires aux nôtres. Les positions des marqueurs permettent d'alimenter un modèle biomécanique d'analyse du mouvement du participant. Winter (1982) indique qu'une fréquence de 25 Hz est suffisante pour permettre l'acquisition de la marche. Cependant, une fréquence plus élevée permet d'identifier plus précisément les instants d'événements tels que le contact du talon et le décollement des orteils, nécessaires à une analyse en phases du mouvement. C'est pourquoi la fréquence d'acquisition du système a été fixée à 100 Hz.

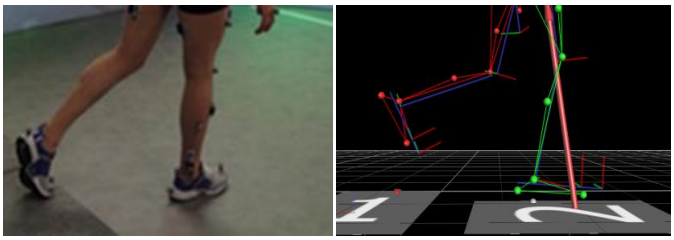


Figure IV.1. Illustration de la modélisation biomécanique de la descente de trottoir.

Les dix caméras infrarouges du Vicon Nexus sont disposées en hauteur autour du simulateur, sur des pieds de caméras ou des pinces spécifiques attachées à l'ossature du simulateur. Cinq caméras peuvent suffire à l'acquisition complète d'un cycle de marche (Kadaba *et al.*, 1989) ; toutefois, la configuration spatiale du simulateur nécessite l'usage de 10 caméras pour éviter les pertes de marqueurs. Le placement des caméras permet un chemin de marche de 3,30 m de longueur, de 2,50 m de largeur et de 2 m de hauteur.

IV.2.1.1.2. MODELISATION BIOMECANIQUE

La modélisation 'corps entier' dénommée PlugInGait Full Body Sacrum disponible dans le logiciel Vicon Nexus 1.6.1. a été utilisée. La Figure IV.2. présente le positionnement des 34 marqueurs nécessaires, ceux-ci ayant étant fixés sur la peau des participants à l'aide de scotch adhésif double face hypoallergénique. Ce modèle permet de calculer les principaux paramètres cinématiques du mouvement, à savoir des angles articulaires dans les plans anatomiques des principales articulations du mouvement humain, mais aussi des vitesses ou accélérations angulaires ou encore des déplacements segmentaires. En lui ajoutant des données cinétiques externes (forces et moments), il est également possible, par dynamique inverse, de calculer des paramètres de cinétiques articulaires des membres inférieurs. Dans ce dernier cas, il est nécessaire d'utiliser d'autres outils tels que des plates-formes de forces (PFF).

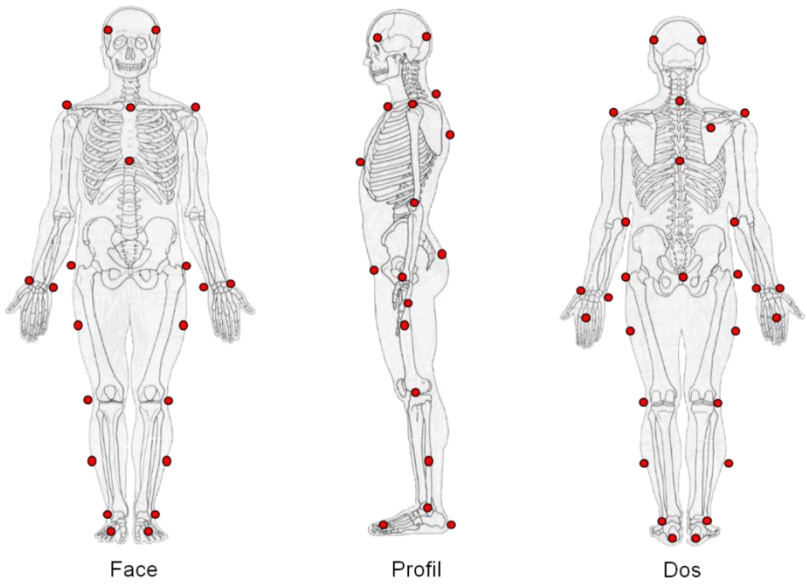


Figure IV.2. Positionnement des marqueurs selon le PlugInGait Full Body Sacrum de Vicon Nexus.

Dans cette étude, d'autres matériels sont associés au système d'analyse du mouvement (ex : PFF).

IV.2.1.2. Plates-formes de force Kistler

Les PFF utilisées sont incrustées sur le chemin de marche (Figure IV.3.). L'impact de l'ajout du linoléum ou du caisson sur les mesures des forces de réaction au sol est minime car mesuré comme étant inférieur à 1%. Elles permettent de mesurer les forces externes exercées par le participant sur le sol (forces de réaction au sol). Les données recueillies servent aux calculs des moments et puissances articulaires ainsi qu'au calcul du centre de pression. Deux PFF, de marque Kistler, type 9286AA, de dimension 600 x 400 mm (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Suisse) ont été utilisées. Les PFF sont connectées sur les entrées analogiques du système Vicon. La carte d'acquisition analogique du Vicon

ne peut être réglée qu'avec une fréquence identique pour l'ensemble des entrées. Le système d'électromyographie (*Cf.* IV.1.3.) étant également relié à des entrées analogiques, il était nécessaire de choisir une fréquence d'acquisition commune. Cette fréquence doit obligatoirement être un multiple de 100 afin de permettre la synchronisation entre les données analogiques (EMG et PFF) et les données cinématiques (analyse gestuelle). La fréquence naturelle des PFF, également appelée fréquence propre, c'est-à-dire la fréquence à laquelle oscille naturellement un système, étant de 350 Hz, une fréquence d'acquisition d'au moins 400 Hz est nécessaire. De plus, le signal EMG se trouve principalement dans la bande de fréquences allant de 10 à 400 Hz. Selon le théorème de Nyquist-Shannon, la fréquence d'acquisition doit être au moins le double de la fréquence du signal étudié, c'est-à-dire au minimum de 800 Hz. Par simplicité, la fréquence d'acquisition de la partie analogique a été réglée à 1000 Hz.



Figure IV.3. Plate-forme de force Kistler type 9286AA et son insertion dans le plancher.

IV.2.1.3. Electromyographie

Dans cette étude, l'électromyographie (EMG) de surface est utilisée pour détecter les activités de quatre muscles situés au niveau des membres inférieurs (rectus femoris, tibialis anterior, semitendinosus et soleus de part et d'autre du point moteur) afin d'étudier les APA lors de l'initiation de la marche (*Cf.* Chapitre 1, L'initiation de la traversée 'à plat'). Le système d'acquisition de l'EMG utilisé est le ZeroWire 8-16 canaux (Biometrics, France ; Figure IV.4.). Ce système sans fil, permet de ne pas entraver les mouvements des participants. Il est compatible avec le système d'analyse gestuelle Vicon Nexus. Chaque électrode est équipée d'une unité de traitement et de transmission du signal par wi-fi à un boîtier récepteur connecté aux entrées analogiques du système Vicon. L'analyse approfondie de cette thématique a été confiée à un étudiant de Master 2 Recherche et n'entre pas dans le cadre de la thèse.



Figure IV.4. Système d'enregistrement EMG (gauche), électrodes EMG de surface (milieu) et exemple de positionnement sur la jambe d'un participant.

IV.2.2. Questionnaires et tests

IV.2.2.1. Tests

IV.2.2.1.1. TESTS PHYSIQUES

Plusieurs tests physiques ont été sélectionnés afin d'évaluer les capacités de marche (TM6, vitesse de marche sur 10 mètres) et d'équilibre (Time Up and Go test (TUG) chronométré, temps d'appui unipodal, tandem) des participants :

- Le test de marche sur 6 minutes (TM6, appelé 6MWT dans sa version anglaise) permet d'estimer les capacités physiques aérobies des participants. Ce test consiste à parcourir, en marchant à vitesse constante, la distance la plus importante possible (6 Minutes Walking Test ; *Cf.* Troosters *et al.*, 1999). La vitesse moyenne est calculée en m/s.
- Le test de **vitesse de marche sur 10 mètres** permet d'estimer la vitesse de marche lancée. Il est utilisé pour tester l'effet d'âge au niveau du paramètre vitesse de marche. La vitesse est calculée à partir d'une mesure chronométrique sur 10 m réalisée à trois reprises par l'expérimentateur. Ce test est réalisé durant le début du TM6 afin de relever la vitesse de marche stabilisée à allure soutenue du participant.
- Le test du Time Up and Go test chronométré (TUG), destiné au groupe des seniors, permet de mesurer les capacités d'équilibre du sujet et, par extension, de déterminer un risque potentiel de chute en fonction du temps de réalisation de la consigne. Concrètement, il est demandé au participant dans ce test de se lever d'une chaise sans accoudoir, de marcher 3 m, de faire demi-tour, de revenir vers la chaise, de faire le tour de la chaise puis, enfin, de se rassoir (Podsiadlo & Richardson 1991 ; Shumway-Cook *et al.* 2000). Les participants pour lesquels le temps de réalisation de la tâche est supérieur à 20 s sont considérés comme étant à risque de chutes.
- Le test du temps d'appui unipodal permet de mesurer l'équilibre et d'attester ou non d'une baisse de cette capacité. Il consiste à se tenir debout sur un pied durant 60 secondes. Le temps de maintien de l'équilibre est relevé pour chaque pied. Une durée inférieure à 5 s est considérée comme une mauvaise performance, tout en étant prédictive d'un risque de chute(s) élevé (Hurvitz *et al.*, 2000), ce qui explique la réalisation fréquente de ce test chez les seniors.
- Le **tandem** est un autre test permettant d'estimer les capacités d'équilibre. Il évalue le maintien de l'équilibre du sujet, ce dernier étant sur une base de support très réduite

latéralement. Dans le test du tandem, le participant doit placer ses pieds l'un devant l'autre de façon jointive sur une marque au sol (ligne droite) et doit être capable de maintenir la position durant 60 s (Briggs *et al.*, 1989 ; Cho *et al.*, 2004). Le tandem est en général associé à d'autres tests de dépistage du risque de chute(s) tel que le temps d'appui unipodal présenté précédemment.

Le Tableau IV.2. présente les résultats de la comparaison intergroupe portant sur ces tests physiques. Concernant le traitement statistique, les données qui suivent la loi normale (TM6, Vitesse 10 m, TUG) ont été comparées à l'aide d'un test paramétrique *t* de Student tandis que celles ne suivant pas cette loi (Unipodal gauche et droit, tandem) ont été analysées avec un test non paramétrique U de Mann Whitney.

Tableau IV.2. Performances (moyennes et écarts-types) aux tests physiques et différences statistiques entre les deux groupes d'âge.

	Jeunes	*Seniors*	*Différences statistiques*
TM6 (m)	443,6 (39,2)	435,7 (73,3)	*ns*
Vitesse 10 m (m/s)	1,35 (0,12)	1,41 (0,21)	*ns*
TUG (s)	10,1 (1,2)	10,3 (1,3)	*ns*
Unipodal Gauche (s)	> 60	39,7 (22,3)	$p < 0,05$
Unipodal Droit (s)	> 60	43,3 (23,6)	*ns*
Tandem (s)	> 60	56,1 (15,3)*	*ns*

*(valeur de p ; ns : p>0,05). *1 participant âgé (sur 14) n'a pas validé le test du tandem, son temps de maintien est de 0,82 s.*

Contrairement aux attentes (*Cf.* Chapitre I), aucune différence significative n'a été relevée au niveau de la distance parcourue au TM6 et de la vitesse de marche entre les deux groupes, ce qui atteste d'une vitesse de déplacement similaire. Le TUG a été réalisé en moins de 13 s par l'ensemble des participants. Ce résultat témoigne d'une mobilité normale dans la population expérimentale. Par ailleurs, en accord avec la littérature, le groupe âgé a obtenu de moins bons résultats que les jeunes au test unipodal gauche ($U = 49$, $p < 0,05$). Un participant âgé sur les 14 n'a pas été capable de maintenir l'équilibre unipodal gauche plus de 5 s consécutives. Les résultats au test unipodal droit, sont moins bons chez les particpants âgés que chez les jeunes mais la différence intergroupe n'atteint pas la significativité. Dans sa globalité, le groupe âgé ne peut donc pas être décrit comme étant à risque de chute(s) et ce, malgré une baisse de performance ; ces participants peuvent être considérés comme ayant un bon équilibre rapporté à leur âge. On note toutefois une légère hétérogénéité des capacités d'équilibre au sein de ce groupe, ce qui est classiquement observée lors du vieillissement normal.

IV.2.2.1.2. TEST DE FLEXIBILITE COGNITIVE, D'ATTENTION ET D'INHIBITION

Dans l'objectif d'évaluer les capacités cognitives de chaque participant, un test a été sélectionné dans trois catégories de capacités : i) le Trail Making Test pour tester la flexibilité cognitive, ii) le temps de réaction visuelle et le temps de réaction auditif pour tester l'attention et iii) une tâche de Go/NoGo visuelle puis une tâche de Go/NoGo auditif pour tester l'inhibition. Les tests d'attention et de Go/NoGo ont été réalisés sur ordinateur à partir du site Web *cognitivefun.net*.

- Le **Trail Making Test** (TMT) est considéré comme une mesure de la flexibilité cognitive. La flexibilité fait appel aux fonctions mentales permettant de changer de stratégie ou de passer d'une disposition mentale à une autre, et ce particulièrement dans le cadre de la résolution de problèmes. Le TMT est issu de l'Army Individual Test Battery (1944) et est composé de deux parties chronométrées. Dans la partie A (TMT-A), il est demandé au participant de relier, sans soulever le crayon, des nombres dans l'ordre croissant le plus rapidement possible. Dans la partie B (TMT-B), le participant doit relier un chiffre avec une lettre de façon croissante, sans soulever le crayon et le plus rapidement possible (ex : 1-A-2-B-3-C …), les chiffres et les lettres étant répartis aléatoirement sur la feuille. La partie B de l'épreuve, qui permet d'évaluer les capacités de flexibilité mentale, est la plus connue et la plus utilisée. Les variables mesurées sont les temps de réalisation de chacune des parties (en secondes).
- La **tâche de Go/NoGo** est un indicateur des capacités d'inhibition. Lors de ce test, il est demandé au participant de discriminer deux options de réponse (appuyer sur la barre d'espace ou attendre le signal suivant). Dans le cadre d'une tâche de Go/NoGo visuel, les participants sont invités à répondre le plus rapidement possible, uniquement si le bon stimulus s'affiche (Figure IV.5.), c'est-à-dire qu'ils doivent appuyer sur la barre d'espace du clavier lorsque qu'un rond vert s'affiche à l'image (signal "Go"). Cependant, le stimulus peut être modifié (signal "No-Go"). La répartition des stimuli est de l'ordre de 80% de « Go » et de 20% de « No-Go », ce qui maintient un biais et une tendance à répondre à chaque essai. Les mesures comprennent à la fois les temps de réaction des réponses "Go" correctes et le pourcentage d'erreur (*i.e.*, une réponse à un stimulus "No-Go"). Il est à noter qu'il n'existe pas de temps de réponse maximum à ce test. En d'autres termes, si le participant n'appuie pas sur la barre d'espace au signal "Go", le temps continue de s'écouler jusqu'à ce qu'il appuie.

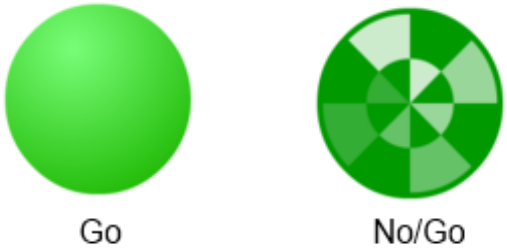


Figure IV.5. Stimuli Go et No/Go présentés à l'écran lors du test.
(http://www.cognitivefun.net)

Lors de la tâche de Go/NoGo auditif, un son de base est écouté par le participant avant de commencer le test et à chaque essai. Durant l'épreuve, lorsque le second son correspond au son de base, le participant doit appuyer le plus rapidement possible sur la barre d'espace ("Go"). A l'inverse, si le second son est plus aigu, le participant doit attendre l'essai suivant ("NoGo"). Les erreurs sont mémorisées par l'ordinateur et un pourcentage de bonnes réponses est calculé à la fin du test.

- Le **temps de réaction** est, entre autres, un indicateur important de l'attention. Dans le cadre du temps de réaction à un stimulus visuel, le participant est invité à appuyer sur la barre d'espace du clavier d'ordinateur le plus rapidement possible lorsqu'une cible verte similaire à celle de la Figure IV.5. à gauche, est visible à l'écran. Le principe est le même dans le cas du temps de réaction auditif, le signal sonore remplaçant l'affichage de la cible à l'écran.

L'analyse statistique de ces tests est orientée vers la recherche d'un éventuel effet de l'âge. Les comparaisons intergroupes ont été effectuées à l'aide d'un test *t* de Student pour échantillon indépendant. Le Tableau IV.3. présente les résultats obtenus à cette batterie de tests.

Tableau IV.3. Performance (moyennes et écart-types) aux tests mesurant la flexibilité cognitive, l'attention et l'inhibition.

Tests	*Jeunes*	*Seniors*	*Différences statistiques*
TMA (s)	22,9 (8,1)	36,3 (10,1)	$p < 0,005$
TMB (s)	56,8 (9,1)	93,9 (24,9)	$p < 0,0001$
Go/NoGo visuel (ms)	399 (53,3)	621,9 (106,5)	$p < 0,0001$
% de bonnes réponses au Go/NoGo visuel	93,2 (5,9)	98,9 (1,8)	$p < 0,002$
Go/NoGo auditif (ms)	967,4 (499,8)	1752,2 (1189,7)	$p < 0,05$
% de bonnes réponses au Go/NoGo auditif	79,9 (8,7)	89,4 (8,1)	$p < 0,007$
TR visuel (ms)	291,8 (63,5)	400,3 (74,3)	$p < 0,001$
TR auditif (ms)	315,6 (63,3)	356,6 (142,2)	$p < 0,05$

Ces résultats montrent que les participants âgés ont des capacités cognitives significativement plus faibles que les jeunes. Concernant la flexibilité cognitive, les résultats obtenus rejoignent ceux de Tombaugh *et al.* (2004), montrant une augmentation du temps de réalisation dans les parties A et B du TMT avec l'âge. Cette augmentation du temps de réalisation chez le groupe âgé semble donc liée à un vieillissement normal et n'est pas le reflet d'un trouble ou d'une pathologie acquise avec l'âge.

Il en est de même au niveau des capacités d'attention, les temps de réaction, qu'ils soient auditif ou visuel, augmentant avec l'âge (ex. Fozard *et al.*, 1994). Concernant l'épreuve de Go/NoGo, les résultats révèlent que les personnes âgées mettent significativement plus de temps à répondre au stimulus, qu'il soit visuel ou auditif, mais elles commettent significativement moins d'erreurs que les jeunes.

En lien avec les résultats obtenus lors du test de temps de réaction, nous pouvons en déduire que le groupe âgé ne présente pas de trouble majeur de l'inhibition.

IV.2.2.1.3. PRODUCTION DE DUREE

La production de durée est un moyen indirect d'approcher le fonctionnement de l'horloge interne (même si certains auteurs contestent la validité du concept) et renseignent sur la capacité de perception du temps (*Cf.* I.1.4.4.2. et II.2.). La tâche consiste à produire un intervalle de temps, le plus proche possible de celui demandé par l'expérimentateur. Pour cela, les participants, en position assise, sont invités à éteindre une diode, par appui sur un contacteur sensible, lorsqu'ils considèrent la durée demandée écoulée. Les durées testées sont de 5, 10, 20 et 30 s et sont produites dans un ordre contrebalancé pour chaque groupe. Chaque participant n'est testé qu'une seule fois pour une durée donnée, car aucune modification liée à la répétition des essais n'a été observée dans une telle tâche par Baudouin *et al.* (2006a). Aucun retour sur la performance n'est fourni au participant.

Le test U de Mann-Whitney est utilisé pour comparer les deux groupes d'âge. La performance à la tâche de production du temps montre un effet d'âge (Figure IV.6.). En effet, quelle que soit la durée demandée, le groupe jeune produit des durées qui ne sont pas significativement différentes de celles demandées (+0,3% en moyenne), alors que le groupe senior produit des durées plus courtes (-21% en moyenne). Les différences entre les deux groupes sont toutes significatives pour ce test ($p < 0,01$). L'étude de la dispersion des données est, quant à elle, réalisée à l'aide du test de Levene. La dispersion se révèle plus importante dans le groupe senior que dans le groupe jeune ($p < 0,05$; écart-type de la performance rapporté à la moyenne : 20,3% *vs* 5,1%). Le coefficient de corrélation de Spearman, montre que la performance obtenue pour les différentes durées est significative dans le groupe âgé (coefficient allant de 0,83 à 0,90 ; $p < 0,01$). En raison d'une plus grande précision, la performance des participants jeunes dans un essai n'est pas significativement prédictive de sa performance dans les autres essais (coefficient compris entre 0,01 et 0,41, *ns*). Le profil cohérent des résultats du groupe âgé confirme bien la présence d'une surestimation des durées exprimées intuitivement en secondes (*Cf.* I.1.4.4.1. Perception du temps). Il est également intéressant de constater que la variabilité interindividuelle est importante, validant ainsi le bien-fondé d'une approche corrélationnelle entre cette tâche de production de durée et la traversée dans le simulateur.

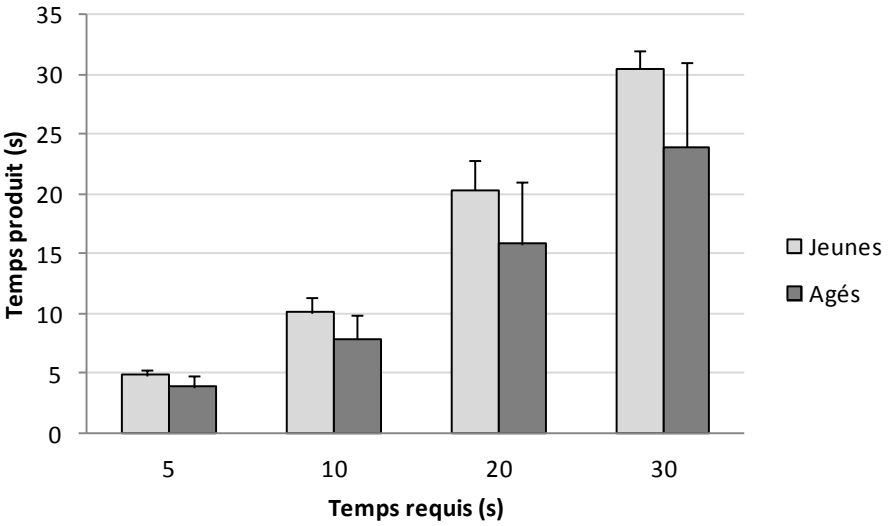


Figure IV.6. Performances à la tâche de production de durée (durées moyennes produites et écart-types) réalisées par le groupe jeune et le groupe senior.

IV.2.2.2. Questionnaires

Dans l'objectif d'avoir une approche plus globale des capacités et du comportement du piéton (permettant notamment de rechercher des liens entre le comportement en simulateur et hors simulateur), plusieurs questionnaires ont été sélectionnés (ABC scale, Fall Efficacy Scale (FES), échelle EPCUR, MOS-SF36) ou créés (habitudes de déplacements) dans le cadre de cette étude. Ils sont ensuite remplis le jour de la passation par les participants des deux groupes. Les questionnaires portant spécifiquement sur les risques ou la peur de chuter (ABC scale et FES) ne sont remplis que par les participants âgés. Ces cinq questionnaires, et leurs éventuelles particularités d'utilisation dans cette étude, vont être successivement présentés, suivi d'une première analyse globale des résultats.

IV.2.2.2.1. HABITUDES DE DEPLACEMENTS

Deux questionnaires pour l'appréciation des habitudes de déplacements ont été utilisés : le questionnaire sur les habitudes de déplacements (Annexe 5) et l'échelle d'auto-évaluation du comportement piétonnier EPCUR.

- Le questionnaire sur les habitudes de déplacements comporte trois indicateurs révélateurs de l'expérience des participants, de la fréquence de leurs déplacements et de leur ressenti vis-à-vis de la marche.
    - Le premier indicateur pris en compte est l'**expérience de chute(s)** et **la peur de celle-ci.**

Dans le cas présent, les antécédents relevés concernent la chute (nombre de chutes vécues sur les 5 dernières années et les circonstances dans lesquelles celles-ci se sont déroulées) ainsi que la peur de chuter ou d'être accidenté lors de la traversée de rue. L'analyse de ces items révèle que 4 participants jeunes et 6 participants âgés sont tombés au moins une fois au cours des trois dernières années (en lien par exemple avec l'inattention ou la présence d'escaliers). Ces 10 participants déclarent ne pas avoir eu de handicap à la marche suite à la chute. Deux participants jeunes et trois participants âgés témoignent d'une peur ponctuelle de tomber lors de la traversée. Un participant âgé déclare avoir peur d'être impliqué dans un accident de voiture lors de la traversée ; il est toutefois le seul à avoir été impliqué dans un tel accident (collision avec une voiture 15 ans auparavant).

- Le second indicateur est la fréquence des déplacements, celle-ci quantifiant le temps passé à se déplacer à pied par semaine.

Les résultats portant sur le questionnaire relatif aux habitudes de déplacement (Tableau IV.4.) indiquent que les participants, tout âge confondu, ont déclaré pratiquer la marche tous les jours. Toutefois, la durée de déplacement des participants jeunes est supérieure à celle des participants âgés.

Tableau IV.4. Moyennes (écarts-types) de la fréquence des déplacements.

	Jeunes	*Seniors*	*Différence statistique*
Fréquence des déplacements (h/semaine)	4,37 (2,77)	2,64 (3,11)	$p < 0,05$

- Le troisième et dernier indicateur concerne le ressenti des participants vis-à-vis de la marche et renseigne sur certains aspects de leur personnalité. Pour cela, quatre affirmations portant sur la pratique de la marche sont évaluées à l'aide d'une échelle allant de 0 "pas du tout" à 10 "tout à fait".

  Les items concernés sont :

  i. l'importance de la marche pour l'*autonomie* des participants ;
  ii. le sentiment de *plaisir* induit par la marche ;
  iii. le sentiment de *vulnérabilité* en tant que piéton ;
  iv. le sentiment d'*anxiété*.

En ce qui concerne les résultats (Tableau IV.5), les participants ont déclaré pratiquer des activités de marche tous les jours et que celles-ci contribuaient à leur autonomie. Malgré une légère vulnérabilité ressentie dans les rues, les participants ont un sentiment positif (attesté par le score de plaisir) vis-à-vis de la marche et ne ressentent pas d'anxiété lors de leurs déplacements.

Tableau IV.5. Moyennes (écarts-types) des principaux items des habitudes de déplacements.

	Jeunes	*Agés*	*Différence statistique*
Autonomie score / 10	8,21 (2,99)	7,86 (2,75)	*ns*
Plaisir score / 10	7,36 (2,87)	8,21 (2,60)	*ns*
Vulnérabilité score / 10	3,36 (2,67)	5,29 (3,67)	*ns*
Anxiété score / 10	0,14 (2,88)	1,50 (2,61)	*ns*

- L'**échelle d'auto-évaluation du comportement piétonnier EPCUR** (Echelle de Perception des Comportements des Usagers de la Route, Granié, 2008) renseigne sur les habitudes de comportement piéton adoptées par les participants. Pour chacun des 14 éléments du questionnaire, il est demandé aux participants d'indiquer à quelle fréquence ils présentent le comportement décrit. Les réponses varient de 1 (jamais) à 5 (très souvent). Trois types de comportements de mise en danger sont différenciés, d'abord liés à un traitement insuffisant de l'information visuelle (5 items), ensuite liés aux violations et aux erreurs dues aux traversées de rue en dehors des lieux de traversées réglementés (5 items), et enfin liés à des interactions potentielles avec les conducteurs (4 items). Un score faible révèle un comportement piétonnier sécuritaire, le score maximal étant de 70.

  Le score obtenu par le groupe âgé est inférieur à celui des jeunes ($U = 28,5$; $p < 0,001$). Les trois sous-échelles montrent que, quelle que soit la cause du danger, les jeunes ont un score significativement supérieur aux seniors (Tableau IV.6). Ainsi, les personnes âgées apparaissent ici comme un groupe plus sécuritaire que les jeunes.

Tableau IV.6. Moyennes (écarts-types) des trois sous-échelles EPCUR.

	Jeunes	*Seniors*	*Différence statistique*
Score global	36,4 (7,9)	24,9 ±7,1	p < 0,001
Causes de mise en danger			
Traitement insuffisant de l'information visuelle (/25)	8,93 (7,25)	2,49 (2,29)	p < 0,05
Erreurs dues aux traversées de rue en dehors des lieux de traversées réglementés (/25)	15,79 (9,80)	4,76 (5,47)	p < 0,001
Interactions potentielles avec les conducteurs (/20)	11,64 (7,43)	2,98 (2,28)	p < 0,001

IV.2.2.2.2. QUALITE DE VIE (MOS-SF36)

Le **MOS-SF36** (Medical Outcome Study Short Form 36-items Health Survey, Ware & Sherbourne, 1992, version Française : Perneger *et al.,* 1995) est un questionnaire international validé permettant d'estimer la qualité de vie des participants. Ce questionnaire, dans sa version courte, est composé de 11 questions cotées donnant, au final, un score maximal de 100 points. Les scores les plus élevés représentent les meilleurs états de santé.

Le résultat au MOS-SF36 indique que les deux groupes ont une qualité de vie satisfaisante et ne différent pas significativement (Jeunes 81,4 ± 12,6 ; Seniors 82,9 ± 16,6; U = 72; p = 0,23).

IV.2.2.2.3. RISQUE DE CHUTE ET PEUR DE CHUTER

Deux questionnaires axés sur le risque ou sur la peur de chuter lors des activités quotidiennes sont soumis aux participants seniors. Il s'agit du Falls Efficacy Scale (FES) et de la version simplifiée de l'Activities Specific Balance Confidence Scale (ABC-S).

- Le FES quantifie la peur de tomber lors des activités quotidiennes. Une échelle de 1 à 10 (1 "très confiant" à 10 "pas confiant du tout") permet de coter 10 items. Un score global supérieur à 70 indique que la personne a peur de chuter (Tinetti *et al.,* 1990).

  Les résultats du **FES** indiquent que les participants seniors ne sont pas concernés par la peur de chuter puisqu'ils ont tous obtenu un score très inférieur à 70 (11,2 ± 3,6 [10-23]).

- Le ABC-S est une version traduite et modifiée de l'ABC Scale (Activities-specific Balance Confidence Scale ; Powell & Myers, 1995). Ce questionnaire permet d'évaluer le degré de confiance de la personne en son équilibre lors de la réalisation de tâches de la vie quotidienne (AVQ). Une échelle de 0 à 3 (0 "Pas du tout confiant" à 3 "Très confiant") permet de coter 15 items. La somme des scores obtenue dans 15 items est ensuite divisée par 45 (score maximal) et multipliée par 100 afin d'obtenir une valeur sous la forme d'un pourcentage. Les résultats indiquent un score moyen de 94 ± 12 sur 100 chez les seniors. Seuls 2 participants sur 14 ont obtenu un score inférieur à 90% (55,6 et 84%).

Ces deux tests concourent à montrer que le groupe âgé est majoritairement confiant quant à son équilibre lors des activités de la vie quotidienne.

IV.3. PROCEDURE

Cette étude a été approuvée par le Comité de Protection des Personnes Nord-Ouest IV. Le lieu d'étude disposait d'une autorisation de lieu valide. Les participants ont signé un formulaire de consentement éclairé avant de commencer l'étude (Annexe 6).

Les passations sont réalisées séparément pour chaque participant. La session expérimentale de chaque participant se déroule quelques jours après la première rencontre issue de la phase de recrutement. La durée d'une session complète est d'environ 3 heures par participant. Les parties suivantes décrivent plus particulièrement l'accueil du participant, sa passation dans le simulateur et les mesures réalisées en dehors du simulateur.

IV.3.1. Accueil des participants

Dès leur arrivée, les participants sont interrogés sur leur bien-être physique et psychologique dans l'environnement de test (aucune appréciation négative n'a été formulée). Ils remplissent et signent le formulaire de consentement éclairé. Le déroulement de la passation des tests leur est ensuite présenté.

La passation débute par le questionnaire qui porte sur les habitudes de déplacements des participants et leurs expériences en tant que piétons (*Cf.* IV.2.2.2.1. Habitudes de déplacements). Puis, le poids et la taille sont relevés. Les participants sont ensuite invités à se changer dans le dressing et à se vêtir d'une tenue fournie par le laboratoire. En effet, les vêtements doivent être très près du corps (moulants) pour limiter les mouvements parasites des marqueurs. Ainsi, un short et un maillot de

running de tailles différentes sont proposés et il est demandé aux participants de retirer leurs bijoux (montre, colliers, bracelets…) ainsi que leurs chaussures.

Une fois en tenue, les participants enfilent le harnais de prévention et sont équipés des électrodes de surface et des marqueurs réfléchissants selon un positionnement standardisé (*Cf.* partie IV.2.1.1.2. Modélisation biomécanique).

IV.3.2. La tâche de traversée

La tâche de traversée inclut 36 essais expérimentaux divisés en deux blocs : 18 essais à plat (P), 18 essais avec trottoir (T). La moitié des participants de chaque groupe d'âge commence par la condition P et l'autre moitié par la condition T. Dans chaque bloc, les 6 conditions de bases sont réalisées 3 fois, dans un ordre pseudo-aléatoire compensé qui diffère pour chaque participant.

Les consignes relatives à la tâche de traversée sont délivrées puis les participants sont invités à se familiariser avec l'environnement et la tâche jusqu'à ce qu'ils l'aient bien comprise (soit 4 à 8 essais selon les participants). Concrètement, les participants sont positionnés sur la zone de départ au début de chaque essai. Il leur est demandé de se tenir dans une position naturelle d'attente et d'orienter le regard vers une cible virtuelle située face à eux. Cette cible est insérée dans l'image fixe projetée sur l'écran frontal. Elle correspond à un cercle rouge de 15 cm de diamètre situé à hauteur des yeux (Figure IV.7.). L'écran frontal reproduit une maison résidentielle, la cible s'affichant dans une fenêtre de la maison. La durée de fixation de cette cible est variable selon la catégorie d'âge et l'ajustement de temps choisi. Ainsi, le temps de fixation de la cible peut varier entre 4,4 et 10,4 s. Durant cette période, les participants peuvent entendre le(s) véhicule(s) en approche mais n'ont qu'une information imprécise de leur position et leur vitesse. Le bruit perçu est équivalent à celui produit par une (ou deux) voiture(s) mais aucune consigne d'utilisation, ou de non utilisation, de l'information auditive n'est donnée aux participants.



Figure IV.7. Un sujet jeune en position d'attente avec mise en évidence de la cible rouge dont la disparition indique le début de la phase d'exploration visuelle.

Lorsque la cible disparaît de l'image, le participant est autorisé à explorer visuellement l'environnement routier ; il peut ainsi déterminer s'il estime avoir le temps de traverser, en marchant à son rythme, sans se faire percuter par le(s) véhicule(s) à l'écran et sans courir. Si le participant estime avoir le temps de traverser, il a pour consigne de se diriger en marchant 'normalement' (à vitesse spontanée) jusqu'à la ligne de marquage au sol, puis d'utiliser l'espace disponible entre cette marque et l'écran pour s'arrêter et faire demi-tour. Dans le cas contraire, il reste dans la zone de départ.

A la fin de chaque essai, il est demandé aux participants d'évaluer rétrospectivement leur ressenti sur le danger perçu lors de la traversée (note de 0 "très sûr" à 10 "très dangereux" ; *Cf*. IV.3.6. Evaluation de la dangerosité de traversée de rue dans le simulateur). Une fois cette tâche réalisée, les participants retournent à la zone de départ jusqu'au lancement de l'essai suivant. Les instructions sont régulièrement répétées afin de maintenir les participants en alerte et concentrés sur la tâche tout au long de la passation.

Les deux blocs d'essais, correspondant aux deux surfaces proposées (P et T), sont séparés par une période de repos (environ 15 minutes) au cours de laquelle le caisson en bois situé au-dessus de la PFF1 est, soit ajouté, soit retiré. Les participants ont la possibilité de demander des périodes de repos supplémentaires, à leur convenance, mais aucun d'entre eux n'a utilisé cette option. Pendant la période de repos, les participants sont assis à l'extérieur du simulateur.

IV.3.3. Les mesures en dehors du simulateur

Les participants remplissent le questionnaire sur les habitudes de déplacement, le MOS-SF36 ainsi que le FES et l'ABC scale pour les seniors. Entre les 2 blocs d'essais, le participant est invité à réaliser la tâche de production de durée puis le Trail Making Test (TMT A et B). A la fin de la passation, le rendu du simulateur est noté par les participants eux-mêmes (*Cf.* Chapitre 3), lesquels réalisent par la suite les tests sur ordinateur (TR visuel et auditif, Go/NoGo visuel et auditif) puis accomplissent, finalement, le test de marche de six minutes (TM6).

IV.3.4. Scénarios de traversée de rue dans le simulateur

Les scénarios (séquences visuelles de trafic projetées lors des différents essais expérimentaux) ont été créés à partir des images tournées (*Cf.* Chapitre 3) et d'un travail de postproduction. La durée des stimuli est de 20 secondes : 15 secondes de film suivies d'une image fixe affichée pendant 5 secondes ; à la fin de la séquence, lorsqu'un véhicule roule sur la voie la plus proche du trottoir, l'image se fixe, immobilisant le véhicule au niveau de l'écran. Ainsi, le véhicule ne disparaît pas de manière artificielle au moment où il aurait dû quitter le champ de la caméra.

L'objectif était de moduler la difficulté de la traversée. Pour ce faire, les séquences visuelles diffèrent selon deux critères : le nombre de véhicules pouvant se déplacer à l'image et l'intervalle de temps laissé au participant par les véhicules pour traverser.

Trois situations de trafic sont disponibles concernant **le nombre de véhicule(s) présent(s) à l'image**. Ainsi, le scénario "sans Voiture" (V0) est une condition dans laquelle les vues de gauche et de droite ne présentent pas de trafic. C'est la condition contrôle. Les deux autres conditions font apparaître au moins un véhicule à l'image. Dans la condition V1, une seule voiture se déplace à une vitesse constante de 50 km/h, de la gauche vers la droite. Dans la condition V2, un second véhicule est rajouté à la scène, celui-ci se déplaçant de la droite vers la gauche à une vitesse constante de 30 km/h. Le choix d'une vitesse de déplacement inférieure dans l'image de droite s'explique par la volonté de maintenir le véhicule de droite plus lointain à l'image.

A l'exception de la condition « sans trafic » où aucun véhicule n'apparaît, le scénario laisse aux participants **différents intervalles de temps pour traverser**, modulant ainsi également la difficulté de la traversée. Concrètement, un intervalle correspond à la durée séparant l'extinction de la cible du moment où le véhicule sur la voie de gauche aurait coupé la trajectoire de traversée du participant. Ainsi, deux intervalles de temps seront pris en compte dans le plan d'analyse, correspondant respectivement à des intervalles longs, nommés "L" (traversée de difficulté moyenne), et d'autres courts, nommés "C" (traversée difficile, impliquant une pression temporelle). Une troisième condition est également proposée, offrant un intervalle de temps trop court pour que le participant puisse traverser sans être percuté par le véhicule à l'approche. Cette condition, appelée "Danger",

permet de maintenir le participant en état de vigilance. La durée des films étant fixe (pour rappel, 15 secondes de film), les variations de l'intervalle de temps de traversée s'effectuent en modulant par complémentarité la durée du temps de fixation de la cible.

Au total, 6 conditions ont donc été créées, celles-ci différant par le nombre de véhicules et par les intervalles de temps (Figure IV.8.). L'idée d'un gradient de difficulté entre les différentes conditions n'est pas totalement étayée *a priori*. L'absence d'un gradient n'est toutefois pas une condition *sine qua non* à l'analyse des données car des traitements peuvent porter séparément sur le nombre de véhicules et la pression temporelle. L'incidence du nombre de véhicules pourra notamment être testée en comparant V1L à V2L et V1C à V2C. Selon la même logique, l'influence de l'intervalle de temps pourra être testée en comparant V1L à V1C et V2L à V2C.

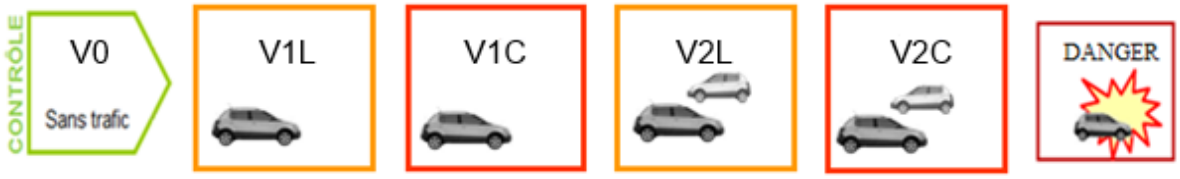


Figure IV.8. Les six conditions utilisées dans l'étude.

IV.3.5. Ajustements des temps de traversée réalisés

Dans l'objectif de moduler la difficulté *via* les intervalles de temps (*Cf.* ci-dessus) et de comparer les 2 groupes d'âge sur les degrés de cette variable temporelle, il n'était pas possible de programmer les mêmes intervalles pour ces deux groupes. En effet, il était impératif d'ajuster les intervalles proposés sur la base d'estimations comportementales préalables. Celles-ci ont reposé en premier lieu sur de nombreux travaux de la littérature montrant une diminution de la vitesse de marche en lien avec le vieillissement (C*f.* chapitre 1). Elles sont aussi basées sur l'étude préliminaire 'Perception du temps' (*Cf.* chapitre II.2 et Naveteur *et al.* 2013) qui a permis de recueillir des vitesses de marche, dans un contexte de traversée de rue en laboratoire avec des conditions présentant ou non une hauteur de trottoir. Ces données corroborent l'idée que les jeunes traversent significativement plus vite que les participants "âgés" (60-74 ans) étudiés (1,32 m/s *vs* 1,07 m/s, respectivement), mais elles montrent également que les participants "très âgées" (75-91 ans) mettent significativement plus de temps à traverser lorsque le trottoir est présent (1,06 m/s).

D'une part, cette étude confirme l'intérêt de prendre en compte la présence ou non de trottoir(s) dans l'environnement simulé et d'ajuster en fonction de cela les intervalles de traversée des participants âgés. Cette conclusion s'inscrit dans la lignée des hypothèses qui avaient été formulées par la revue de la littérature (Chapitre 1). D'autre part, le constat d'une forte variabilité inter-individuelle dans les temps de traversée incite à penser qu'aucun réglage *a priori* (même ajusté au

mieux) ne pourrait convenir à tous les participants d'une même classe d'âge. Gardant à l'esprit que ce ne sont pas les intervalles en tant que tels mais bien la difficulté induite qu'il convient de moduler, la possibilité d'effectuer avec le maximum d'efficacité (à savoir, avec un nombre restreint d'essais) des ajustements individualisés doit être garantie.

Au final, les intervalles initialement proposés aux participants de chaque groupe sont présentés dans le Tableau IV.7.. Les justifications de ces choix sont les suivantes. Les temps calculés prennent en compte un temps de réponse (incluant un temps de décision), un temps de la traversée et la notion de pression temporelle. En ce qui concerne le temps de réponse, les résultats obtenus dans l'étude de Lobjois & Cavallo (2007) servent de temps de référence. Ces auteurs ont montré que le temps de réponse moyen chez les participants de 20 à 30 ans est de 0,88 s et de 1,11 s chez les plus de 60 ans. En ce qui concerne le temps de traversée, ils ont été calculés pour une distance de 3,10 m (distance à parcourir dans le simulateur) à partir des temps de traversée sur 8 m issus de l'étude préliminaire 1. En ce qui concerne l'ajout de pression temporelle, Bonhannon (1997) a observé que les jeunes de 20 ans sont capables d'atteindre une vitesse maximale de 2,5 m/s, quel que soit leur sexe. Dans l'étude préliminaire 1, les jeunes se sont déplacés à une vitesse moyenne de 1,32 m/s sur 8 m (Kerrigan *et al.*, 1998 montrent que les jeunes se déplacent de manière confortable à une vitesse de 1,37 m/s). Nous avons donc déterminé *a priori* qu'ils étaient capables d'atteindre une vitesse moyenne de 1,20 m/s et 1,45 m/s pour traverser la demi-chaussée. De manière à permettre aux participants âgés de traverser *a priori* dans des conditions de mise en danger similaires, ils disposent d'une seconde supplémentaire dans les conditions à plat et deux secondes supplémentaires dans les conditions présentant une hauteur de trottoir.

Tableau IV.7. Intervalles de temps disponibles pour traverser selon le niveau de difficulté et l'âge.

Groupe d'âge	*V0*	*V1L et V2L*	*V1C et V2C*	*Danger*
Jeunes Plat et trottoir	Pas de limite de temps	7,6 s	4,6 s	2,6 s
Seniors Plat		8,6 s	5,6 s	
Seniors Trottoir		9,6 s	6,6 s	

Comme indiqué-ci-dessus, des ajustements sont envisagés dans le cas où les participants refuseraient de traverser car ils estimeraient se sentir en danger dans l'intervalle de temps proposé. Celui-ci sera alors allongé par incréments de 0,5 s, voire de 1 s, en fonction de la note de mise en danger subjective obtenue (*Cf.* ci-dessous), de leurs comportements et/ou de leurs commentaires.

IV.3.6. Evaluation de la dangerosité de la traversée de rue dans le simulateur

Comme évoqué ci-dessus, après chaque traversée, alors même que les participants n'avaient pas encore rejoint la zone de départ, ils devaient évaluer la dangerosité de la traversée qu'ils venaient d'effectuer en donnant verbalement une note, sur une échelle de 0 à 10. Le 0 correspond à une situation ne présentant « aucun danger », tandis que le 10 représente une situation perçue comme « très dangereuse ». Cette modalité de réponse a été choisie pour sa simplicité (évoquant une note scolaire), ce qui évite de rappeler le principe de cotation à chaque essai. Les instructions données précisent que la réponse doit être basée sur le ressenti provoqué par les véhicules à l'approche et non sur l'issue de la traversée et ce, afin de réduire la contamination possible par un éventuel soulagement d'avoir échappé à une collision. Dans la condition danger (où il est attendu qu'aucun participant ne s'engage dans une traversée), la dangerosité perçue est quand même relevée en bord de trottoir, en demandant cette fois au participant d'évaluer le danger qu'il y aurait eu pour lui à traverser.

Si simple soit sa quantification, cette variable n'en possède pas moins une importance majeure dans la démarche expérimentale. Outre le fait qu'elle est utilisée par l'expérimentateur pour ajuster les intervalles de temps, elle permet de vérifier *a posteriori* la gradation attendue de la difficulté, au moins en ce qui concerne l'incidence séparée du nombre de véhicules et des intervalles de temps disponibles. Elle est également cruciale au regard de l'estimation du temps et de l'incidence de possibles dérèglements de la base de temps sous l'effet du vieillissement. Complétant l'étude préliminaire I (II.2.) qui portait sur l'évaluation *a priori* du temps mis pour traverser (en produisant la durée d'une traversée imaginée), l'étude en simulateur tente toujours de cerner cette causalité en termes de facteur de risque d'accident mais seule une estimation *a posteriori* du temps de traversée s'y révélait possible. Ceci impliquerait de demander aux participants, à l'issue de chaque traversée, d'évaluer sa durée en une réponse exprimée au mieux en secondes et dixièmes de seconde. Cette possibilité a été rejetée d'emblée. D'une part, une telle estimation serait très difficile et, d'autre part, elle aurait rendu la tâche de traversée trop éloignée des conditions réelles. Or, selon le modèle du temps scalaire (*Cf.* Chapitre 1) une augmentation de la base de temps a pour conséquence l'accumulation d'un plus grand nombre d'impulsions dans une durée objective donnée, cette dernière apparaissant alors subjectivement plus longue qu'elle ne l'est en réalité. Appliquant ce raisonnement à la durée de traversée, l'hypothèse est faite que la perception d'avoir bénéficié de plus de temps pour traverser réduit la sensation de dangerosité de cette traversée. La note de dangerosité perçue prend donc également valeur de variable dépendante susceptible d'être influencée par la perception du temps, telle quantifiée par la tâche de production de durée (*Cf.* IV.2.2.1.3. Production de durée).

IV.4. TRAITEMENTS DES DONNEES BIOMECANIQUES

IV.4.1. Traitement numériques

Le traitement numérique des données d'analyse 3D du mouvement est réalisé à l'aide du logiciel Vicon Nexus 1.6.1. et de fonctions développées sous Matlab. Le premier traitement des données requiert l'utilisation du modèle biomécanique du système Vicon. Celui-ci consiste en une phase de labellisation des marqueurs, d'interpolation des points manquants et de filtrage des données à l'aide d'un filtre de type *Woltring*, selon la méthode décrite dans l'étude de Woltring (1986). Les essais considérés comme 'non conformes' sont ceux contenant des erreurs telles que l'absence ou le mauvais positionnement d'un marqueur. Le calcul des paramètres cinématiques et cinétiques est, quant à lui, réalisé à l'aide du Plug In Gait Full Body Sacrum du logiciel Vicon Nexus.

Pour compléter l'approche biomécanique, une seconde série de traitement des données est effectuée à l'aide de fonctions développées sous Matlab, consistant à récupérer les valeurs des points caractéristiques des angles articulaires ou de calculer des paramètres, tels que la longueur ou la largeur du pas, par exemple. Dans le cas particulier de l'étude du CP, les données brutes issues des PFF sont ré-échantillonnées à 100 Hz puis filtrées par un filtre passe bas de Butterworth d'ordre 2 avec une fréquence de coupure à 10 Hz (Vuillerme *et al.,* 2002). Ce filtre est implémenté de manière à éliminer le déphasage (double passe) et à minimiser les effets de bord.

IV.4.2. Découpage séquentiel et approche comportementale global de traversée

La revue de la littérature (Chapitre 1) a montré que la traversée de rue était une action complexe durant laquelle différentes opérations peuvent être réalisées simultanément ou successivement. Le protocole de traversée de rue au sein du simulateur (Chapitre 4) a été conçu de manière à observer globalement (approche comportementale globale) et spécifiquement (approche biomécanique par phase) les actions réalisées par les participants ; l'objectif est de rechercher si les principales variables dépendantes, à savoir l'âge, la difficulté de traversée et la présence d'un trottoir, influencent seules ou en interaction les paramètres typiques des différentes approches (globale ou séquentielle). Une approche corrélationnelle pourra compléter l'analyse, notamment pour la dangerosité perçue et la performance à la tâche de production de durées.

L'**analyse comportementale globale** correspond à l'étude macroscopique de la traversée et sert notamment à définir si le comportement d'initiation de traversée de rue est sécuritaire en se basant sur la notion de marge de sécurité. La longueur de la voie adjacente sert de référence en terme de distance à parcourir (et non la longueur totale de la rue). Le calcul tient donc compte de distance et de la vitesse acquise au troisième pas, la distance restante pour atteindre l'autre voie a été extrapolée de

manière à pallier le risque de décélération avant d'avoir franchi la ligne centrale (comme le demandaient les consignes).

L'**analyse biomécanique par phase** correspond à l'étude de la traversée suivant un découpage en 4 phases (Figure IV.9.). Le logiciel Vicon Nexus 1.16. a permis de réaliser le découpage manuel des phases à différents points caractéristiques. L'utilisation d'événements généraux "General Event" marque l'extinction de la cible, le premier mouvement de la tête, le décollement du talon. En ce qui concerne le découpage de l'initiation de la marche et celui de la marche elle-même, les événements "Foot Strike" permettent de marquer les contacts du pied avec le sol (que ce soit le talon ou les orteils) et les événements "Foot Off" sont utilisés pour marquer les décollements des orteils. Chaque marque correspond à une 'frame' (ou instant) et cette frame est utilisée dans les routines de calculs du logiciel Matlab.

La **phase 1** correspond à la période d'**attente** imposée, c'est-à-dire que le participant est dans une position de posture statique durant laquelle il n'est pas autorisé à regarder le trafic mais doit exclusivement fixer la cible (cercle rouge apparaissant dans le décor de rue sur l'écran en face). Méthodologiquement, pour homogénéiser les données, puisque les temps d'attente sont différents en fonction des groupes d'âge et des situations, cette phase étudie les 5 dernières secondes précédant l'extinction de la cible. L'étude posturographique exigeant des temps de passation similaires alors que la durée de fixation de la cible, elle, est variable, le choix s'est porté sur une durée de 5 secondes (*i.e.* tous les essais récoltés avaient au minimum 5,4 s d'affichage). La **phase 2** est une étape préparatoire à la traversée de rue durant laquelle le participant, en posture dynamique, va **explorer l'environnement**. Cette phase débute lors de l'extinction de la cible et se termine lorsque le talon droit du participant quitte le sol. En effet, dans cette étude, il est considéré que le lever du talon droit témoigne que la prise de décision de traverser a été prise. Cette étape est également divisible en 2 temps : une latence exploratoire, calculée comme étant la durée séparant l'extinction de la cible du début du premier mouvement de la tête, et un temps d'exploration de la scène visuelle durant lequel les différents mouvements du corps sont étudiés. La **phase 3** correspond à l'**initiation de la traversée** de rue. Dans les études biomécaniques, l'initiation de la marche est classiquement composée de deux sous-phases consécutives, la première correspondant aux Ajustements Posturaux Anticipatoires (APA), la seconde à l'exécution du mouvement. D'un point de vue temporel, les APA ont lieu légèrement avant la lever du talon, c'est-à-dire à la fin de la phase 2. Les APA sont toutefois présentés en phase 3 car ils sont à l'origine de la phase d'exécution du mouvement. La fin de la phase 3 est marquée par le contact du pied droit avec le sol. Les phases 2 et 3 se chevauchent donc très légèrement. La **phase 4** correspond au moment où le piéton est **engagé dans la traversée**. Cette partie s'intéresse à la cinématique de la marche entre le premier contact du membre oscillant (pied droit) avec le sol jusqu'à son deuxième contact, soit un cycle de marche du côté droit.

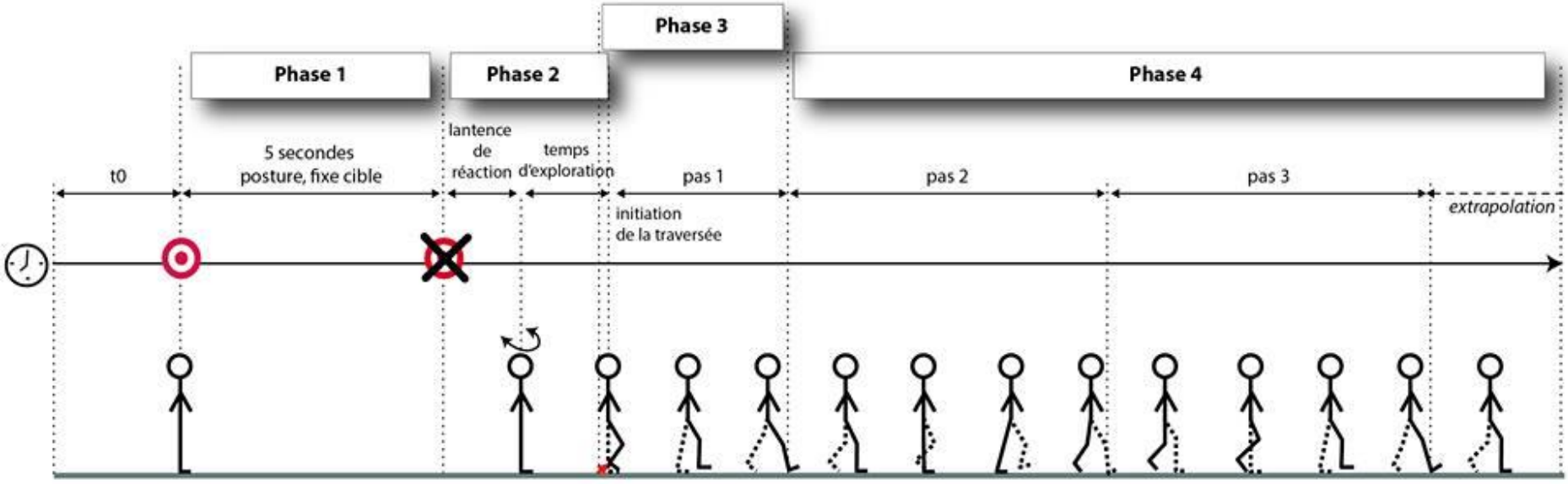


Figure IV.9. Découpage en phases de la traversée de rue en simulateur pour l'approche biomécanique.

IV.4.3. Méthodes de calculs

Ce point présente les méthodes de calculs des principales variables comportementales et biomécaniques.

IV.4.3.1. Marges de sécurité

La marge de sécurité correspond au temps qui s'écoule entre le moment où le piéton a franchi le marquage de la ligne discontinue blanche séparant les deux voies et le moment où le véhicule atteint la ligne de la trajectoire du piéton. En référence à Lobjois & Cavallo (2009), une marge de sécurité de moins de 1,5 s est considérée comme le seuil de danger objectif. Un essai est donc qualifié comme étant à "**marge sécuritaire**" lorsque le temps restant est supérieur à 1,5 s après le franchissement de la ligne discontinue blanche et à "**marge étroite**" si le participant a franchi la bande discontinue blanche moins de 1,5 s avant l'arrivée du véhicule. Un essai est qualifié de "**quasi-collision**" si le participant est encore sur la voie la plus proche du trottoir lorsque le véhicule atteint la ligne du passage piéton mais qu'il n'y aurait pas eu de collision virtuelle. Enfin, un essai est qualifié de "**collision**" lorsque le participant se situe encore dans la trajectoire du véhicule au moment de son arrivée au passage piéton. Le calcul de la marge de sécurité concerne tous les essais expérimentaux réalisés dans les conditions de trafic et pour lesquels la traversée est réalisable (V1L, V2L, V1C et V2C). La Figure IV.10. présente les 4 issues observables. Les essais où le piéton est resté en sécurité sur le trottoir ne sont pas comptabilisés.

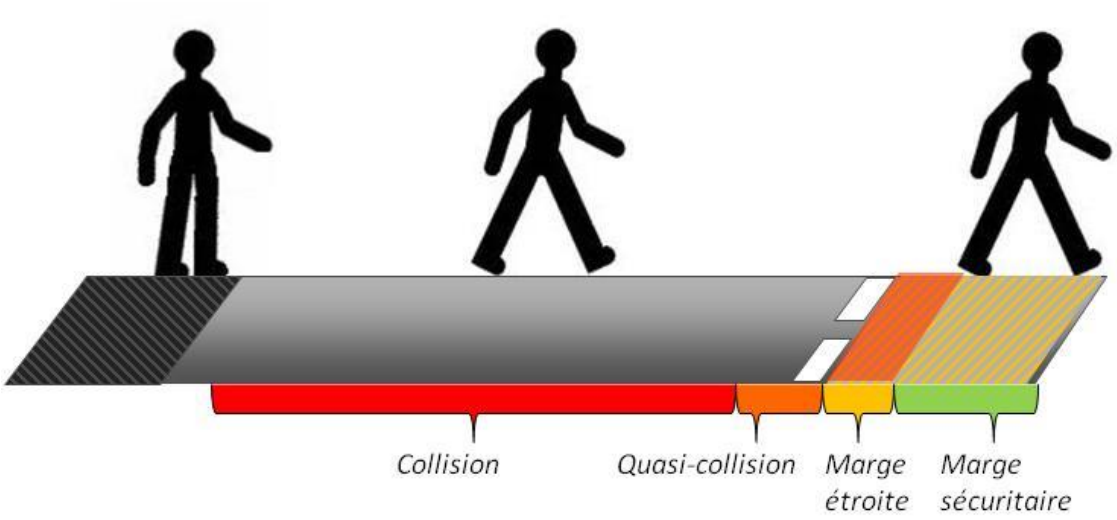
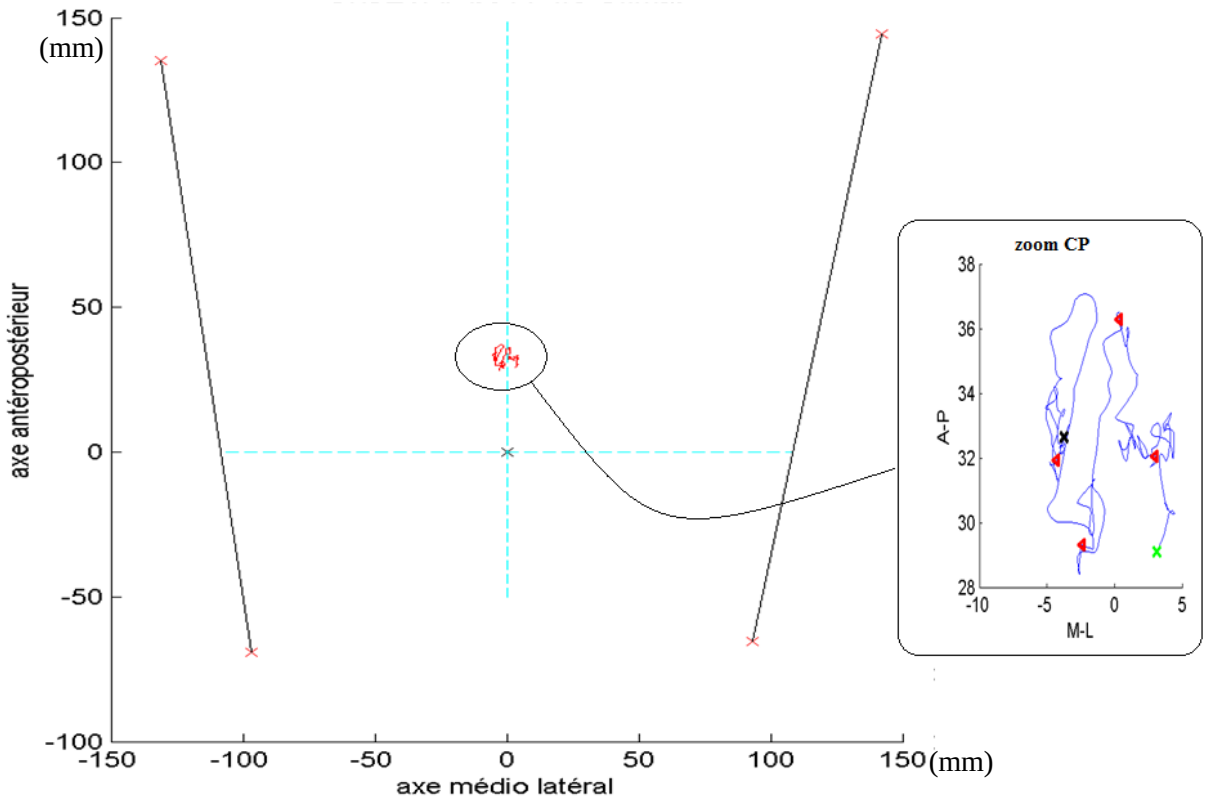


Figure IV.10. Risque encouru par le piéton en fonction de sa position sur la chaussée au moment de l'arrivée du véhicule à son niveau.

IV.4.3.2. Posturographie

La posture des participants est analysée dans les phases d'attente (Figure IV.11.) et de prise d'information (Figure IV.12.). Les variables étudiées concernent la position d'attente du participant (écart entre les orteils, écart entre les talons, angle entre les deux pieds, décalage antéro-postérieur) et les oscillations posturales du centre de pression (CP). En ce qui concerne le CP, les paramètres étudiés sont l'amplitude (Range) et l'écart-type (STD) des oscillations ainsi que les vitesses moyennes et maximales du déplacement du CP dans les deux axes (antéro-postérieur et médio-latéral). Les calculs ont été réalisés sous Matlab à partir des coordonnées du CP en x (axe antéro-postérieur) et en y (axe médio-latéral).



Légende :

x Position du CP à t0

x Position du CP à 5 s

▲ Position du CP à 1, 2, 3 et 4 s

\ / Positions des pieds

Position des pieds par rapport au milieu des deux chevilles

Figure IV.11. Visualisation utilisée pour l'approche posturographique (développée sous Matlab) et exemple d'oscillation du centre de pression durant la phase d'attente d'un essai typique (chez un participant jeune dans la condition V2L).

L'étude de la posture dans la phase d'exploration du trafic a été réalisée de la même manière et a notamment pour objectif d'identifier les répercussions de la prise d'information (la rotation de la tête) sur l'équilibre postural. Pour cela, les variables utilisées sont les mêmes que celles utilisées pour quantifier l'évolution du CP lors de la phase d'attente.

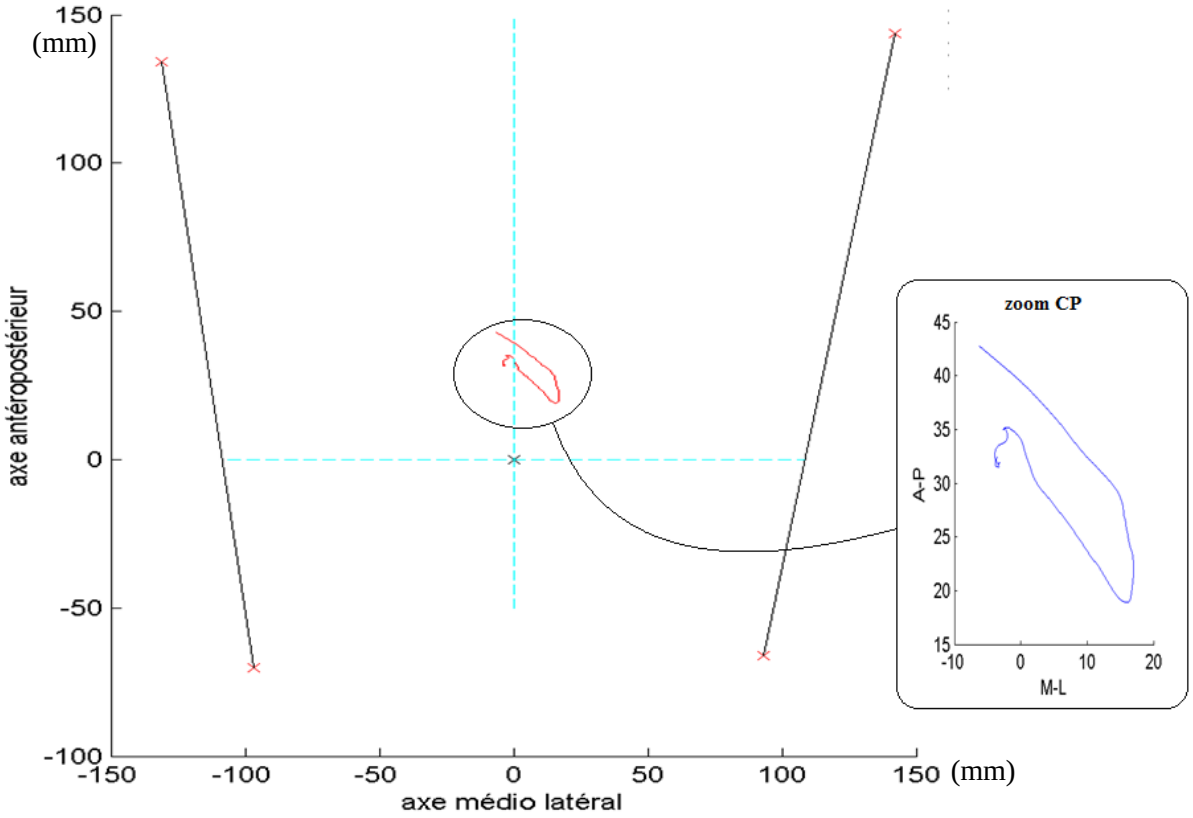


Figure IV.12. Visualisation utilisée pour l'approche posturographique (développée sous Matlab) et exemple d'oscillation du centre de pression durant la phase d'exploration d'un essai typique (chez un participant jeune dans la condition V2L).

IV.4.3.3. Prise d'information dans le simulateur

L'objectif principal est de déterminer si les participants respectent les consignes, c'est-à-dire qu'ils s'assurent, grâce à un contrôle visuel, de pouvoir traverser en connaissance de causes avant de s'engager sur la chaussée. L'orientation de la tête doit donc être quantifiée afin de déterminer si le véhicule était visible ou non par le participant. La convergence des champs visuels des deux yeux forme le champ de la vision binoculaire (ou vision périphérique) qui est égal à un champ de vision de 120° (Figure IV.13.). L'acuité maximale représente la vision centrale ou zone fovéale qui est égale à un champ de vision compris entre 3° et 5 (Wheatstone, 1838).

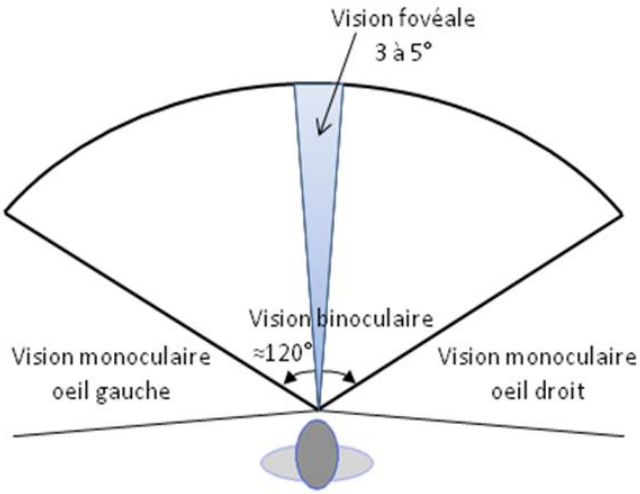


Figure IV.13. Illustration de la vision monoculaire, binoculaire et fovéale.

La direction du regard n'ayant pas été enregistrée directement (ex. par oculométrie), les calculs permettant de vérifier l'exploration du trafic routier à l'image utilisent les positions des 2 marqueurs frontaux de la tête (Figure IV.14.). Selon Sparks (1991), les yeux et la tête des sujets tournent dans la même direction jusqu'à ce que les yeux atteignent leur limite oculomotrice ou jusqu'à ce que la cible soit visible. Ensuite, généralement, la tête continue à tourner tandis que les yeux, à ce moment, tournent dans la direction opposée, à vitesse similaire, pour compenser le mouvement toujours en cours de la tête. Il est à noter que même si le mouvement des yeux intervient dans la prise d'information et précède la rotation de la tête, il est considéré comme nul durant le mouvement de rotation de la tête. La direction du regard est considérée comme étant l'axe perpendiculaire passant par le milieu du segment reliant ces deux marqueurs.

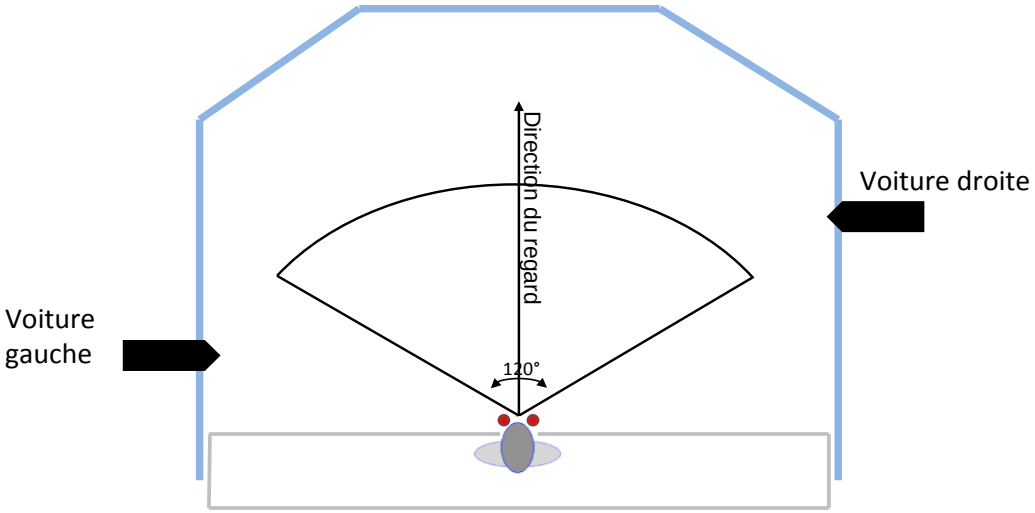


Figure IV.14. Vision binoculaire et orientation de la tête dans le simulateur.

Le participant est considéré comme ayant contrôlé le trafic s'il a suffisamment tourné la tête pour que la voie de circulation soit dans son champ de vision binoculaire, c'est-à-dire 60° de chaque côté de l'axe de direction du regard (Figure IV.15.). Pour cela, la position théorique des véhicules à l'image a été retranscrite en termes de coordonnées spatiales, que le véhicule soit présent ou pas en fonction de la condition testée.

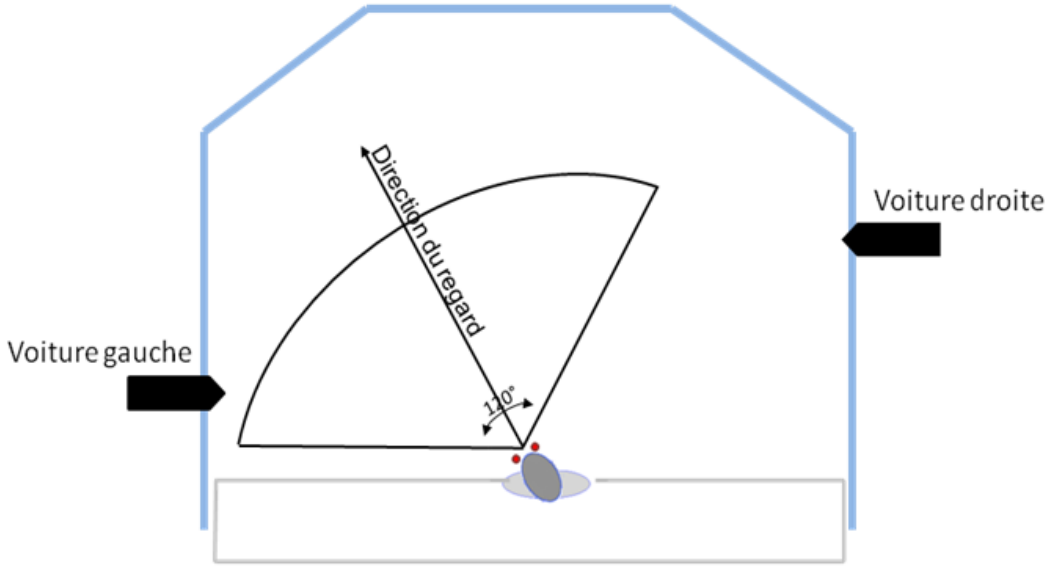


Figure IV.15. Vision binoculaire lors de la rotation du participant pour contrôle du trafic.

La fonction développée sous Matlab permet de déterminer si les participants ont respecté la consigne de ne pas anticiper le mouvement d'exploration visuelle avant l'extinction de la cible et de vérifier si le contrôle du trafic a été effectué avant l'initiation de la traversée. Les calculs de rotations maximales de la tête et des épaules sont également issus de cette fonction.

IV.4.3.4. Initiation de la marche

Dans cette étude, la définition temporelle de l'initiation de la marche utilisée est celle de Brénière et Do (1986). Cette définition considère que la vitesse de marche stabilisée est atteinte au premier pas. Lepers et Brenière (1995), Couillandre *et al*. (2000) partagent également cette définition temporelle.

En ce qui concerne l'étude des APA, la Figure IV.16. présente le tracé du centre de pression (CP) durant la phase préparatoire du mouvement. Le début des APA (t0) est déterminé à partir du début du recul du CP sur l'axe antéro-postérieur (Lepers *et al.* 1999 ; Couillandre *et al.,* 2000 ; Delval *et al.,* 2005). Le recul du CP (t1) est déterminé à partir du point extrême dans les deux axes. Le déplacement rapide du CP sous le membre d'appui est calculé à partir du point extrême situé sous le membre d'appui dans les deux axes. Les durées des phases entre t0-t1 (durée du recul du CP) et entre t1-t2 (durée de la phase de transfert du poids) sont ensuite relevées.

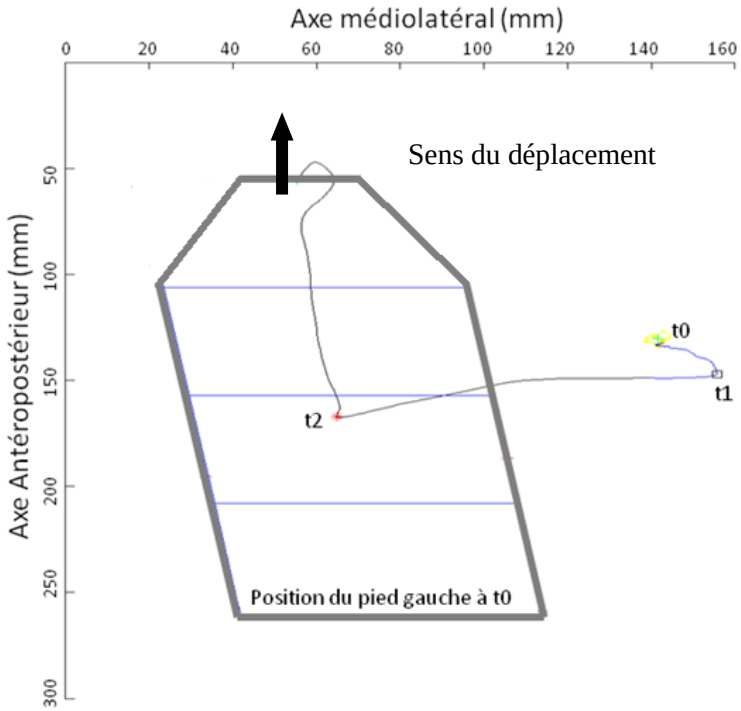


Figure IV.16. Visualisation utilisée pour l'approche initiation de la marche (développée sous Matlab) et exemple d'un essai chez un participant jeune dans la condition V2L.

t0 : position moyenne ; t1 : recul du CP ; t2 : CP sous le membre d'appui.

Lors du calcul des paramètres spatio-temporels sous Matlab, l'événement délimitant la fin du premier pas est le premier élément entrant en contact avec le sol (talon ou pointe des pieds). La position du talon à cet instant reste toutefois le repère en termes de longueur, de vitesse et de largeur. En ce qui concerne la cinématique du membre gauche lors du premier pas, seul le calcul de la dorsiflexion maximale de la cheville gauche a été réalisé.

IV.4.3.5. La marche

Le cycle de marche droit est étudié au niveau de trois articulations : hanche, genou et cheville dans le plan sagittal. Les points caractéristiques sont obtenus à l'aide de fonctions développées sous Matlab afin de comparer les participants. Les points caractéristiques de chaque articulation sont présentés ci-après.

La cinématique de la **hanche** est représentée par 7 points caractéristiques (Figure IV.17.) :

- au contact du pied droit (H1) ;
- au décollement des orteils du pied gauche (H2) ;
- au contact du pied gauche (H3) ;
- à l'angle minimal de la hanche (H4) ;
- au décollement des orteils du pied droit (H5) ;
- à l'angle maximal de la hanche en fin de cycle (H6) ;
- l'amplitude de la hanche (H7).

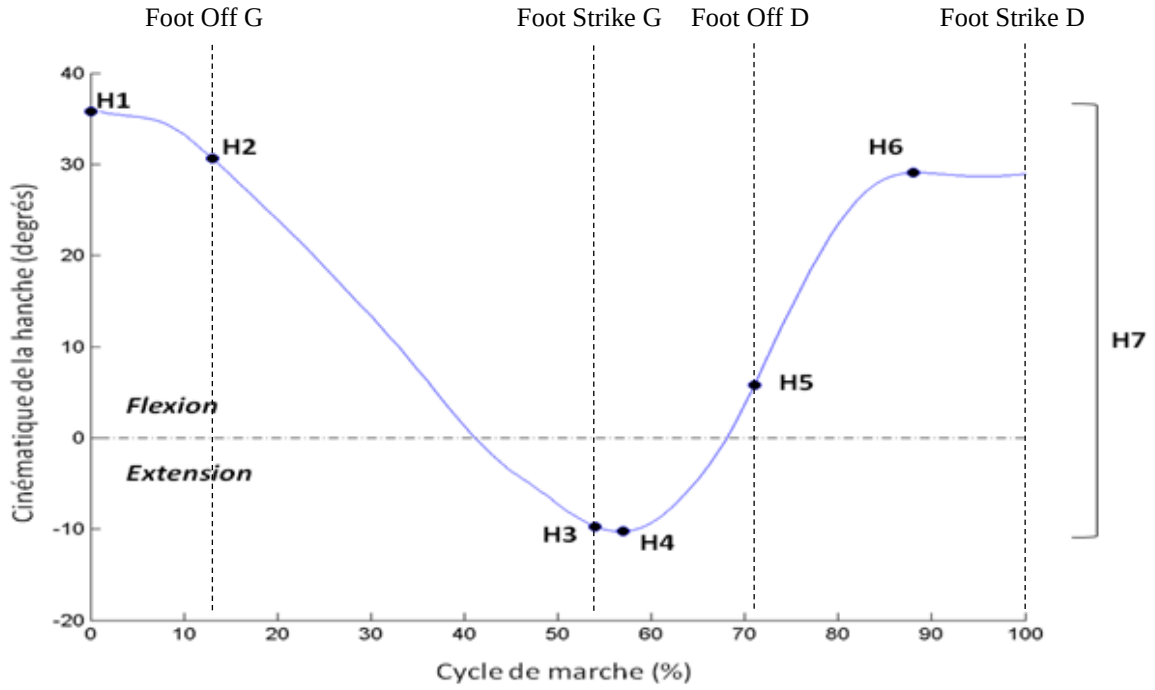


Figure IV.17. Points caractéristiques de la cinématique de la hanche (H).
Foot Off : décollement des orteils, Foot Strike : contact du talon/orteil, G : Gauche, D : Droite.

La cinématique du **genou** est calculée à partir de 8 points caractéristiques (Figure IV.18.) :

- au contact du pied droit (G1) ;
- au décollement des orteils du pied gauche (G2) ;
- à l'angle maximal du genou en phase d'appui (G3) ;
- à l'angle minimal du genou en phase d'appui (G4) ;
- au contact du pied gauche (G5) ;
- au décollement des orteils du pied droit (G6) ;
- à l'angle maximal du genou en phase oscillante (G7) ;
- l'amplitude du genou (G8).

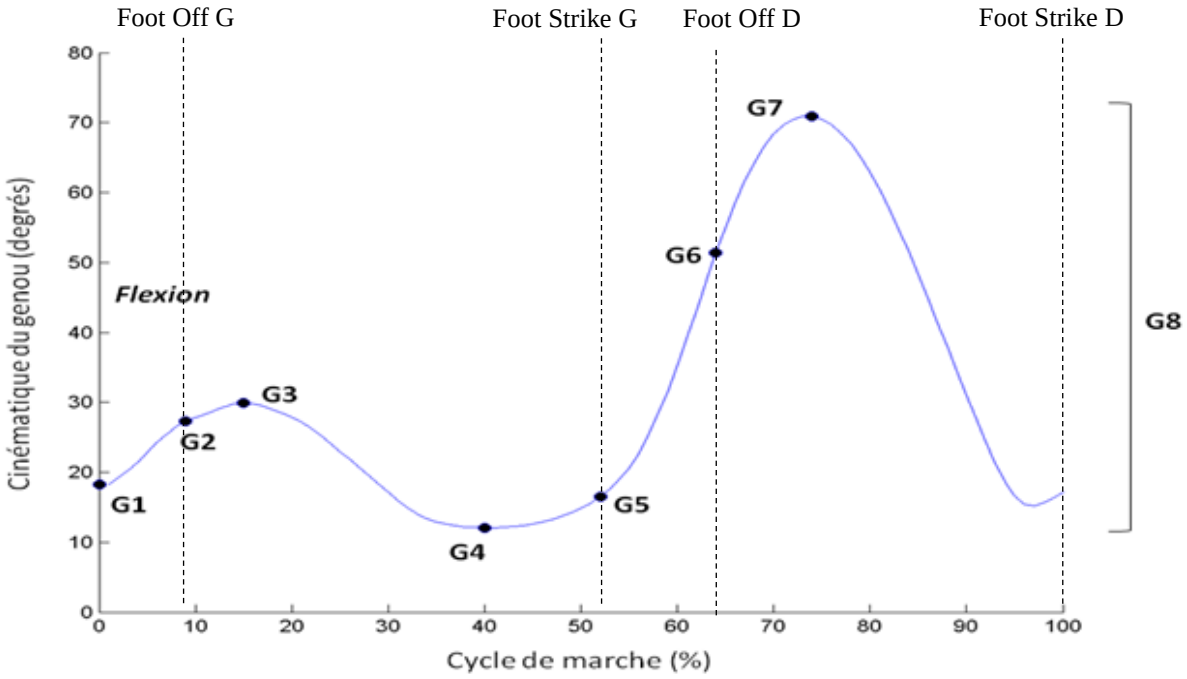


Figure IV.18. Points caractéristiques de la cinématique du genou (G).
Foot Off : décollement des orteils, Foot Strike : contact du talon/orteil, G : Gauche, D : Droite.

En ce qui concerne la **cheville** (Figure IV.19.), 7 points caractéristiques ont été étudiés :

- au contact du pied droit (Ch1) ;
- au décollement des orteils du pied gauche (Ch2) ;
- la dorsiflexion maximale (Ch3) ;
- au contact du pied gauche (Ch4) ;
- la flexion-plantaire maximale (Ch5) ;
- le décollement des orteils du pied droit (Ch6) ;
- l'angle maximal atteint en phase oscillante (Ch7) ;
- l'amplitude globale de la cheville (Ch8) ;
- l'amplitude de la cheville en phase d'appui (Ch9) ;
- l'amplitude de la cheville en phase oscillante (Ch10).

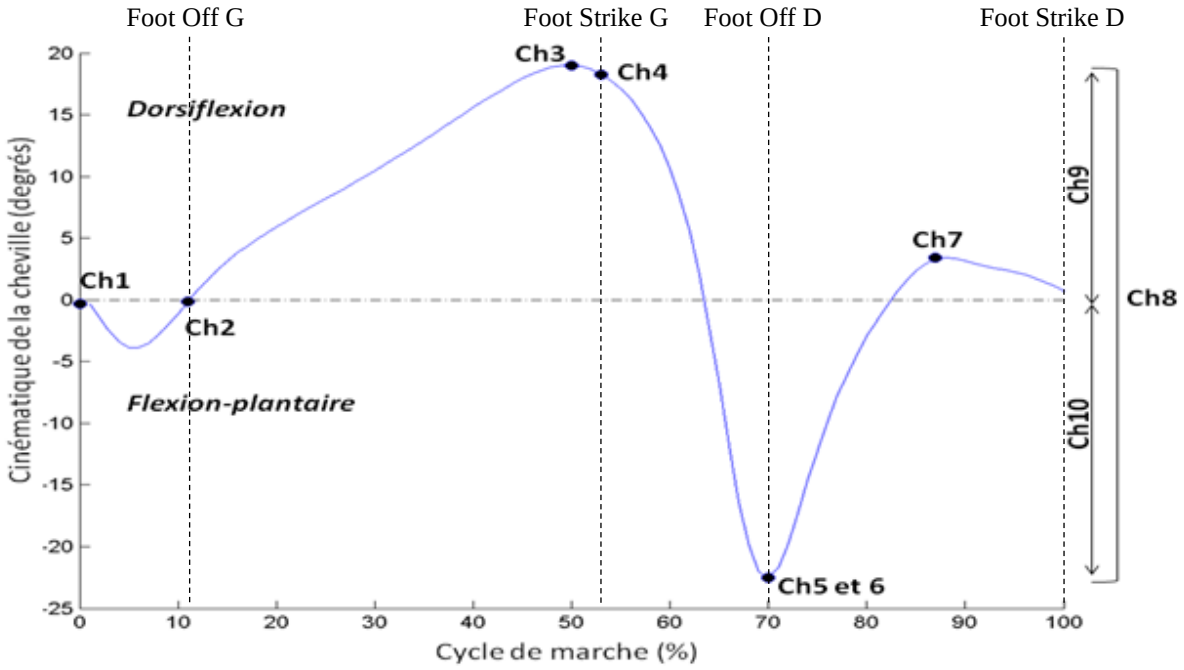


Figure IV.19. Points caractéristiques de la cinématique de la cheville (Ch).
Foot Off : décollement des orteils, Foot Strike : contact du talon/orteil, G : Gauche, D : Droite.

En ce qui concerne la force de réaction au sol, les données acquises au niveau de la plate-forme située dans le chemin de marche sont filtrées à l'aide d'un filtre passe bas de Butterworth d'ordre 2 avec une fréquence de coupure à 10 Hz. Une fonction développée sous Matlab permet de récupérer le pic d'amortissement (force de réception) et le pic de propulsion (force de propulsion).

IV.4.4. Traitements statistiques

Les valeurs sur lesquelles ont été effectués les traitements statistiques sont les moyennes de tous les essais disponibles pour une condition donnée. Les moyennes sont toutefois très sensibles aux valeurs extrêmes ou aberrantes (données supérieures à ± 2 ou 3 écart-types au sein du groupe d'âge considéré) et, ce, d'autant plus sur des échantillons de petites tailles, comme c'est le cas ici. Pour cette raison, l'absence de valeurs aberrantes a été vérifiée par l'utilisation de graphiques tels que la boite à moustaches. Celles-ci ont été suffisamment rares pour ne pas compromettre la validité des résultats.

Le traitement statistique est effectué à l'aide du logiciel Statistica 6.0. La normalité des données est vérifiée grâce aux tests de Kolmogorov Smirnov et de Lilliefors. Les tests paramétriques sont utilisés lorsque la significativité n'est pas atteinte dans ces deux tests.

IV.4.2.1. Tests paramétriques

Lorsque la normalité est respectée (test de Kolmogorov-Smirnov et test de Lilliefors), le *t*-test de Student permet ensuite de comparer les groupes (*t*-test pour échantillons indépendants) ou les mêmes individus dans des conditions différentes (*t*-test pour échantillons appariés). Le test de Levene permet de vérifier l'homogénéité des données afin de réaliser une analyse de la variance. Le plan d'analyse correspond à : âge (jeunes, seniors) et conditions (essentiellement pression temporelle - sans trafic, gap long, gap court ou trottoir - plat, relevé).Le seuil de significativité de ces *t*-test est fixé à 5 % (p <0,05).

IV.4.2.2. Tests non paramétriques

Pour les données ne respectant pas la condition de normalité ou d'homogénéité, des analyses non paramétriques ont été utilisées. Les relations intergroupes ont été analysées grâce au Test-U de Mann-Whitney. Les comparaisons de plusieurs conditions ont été réalisées à l'aide d'une ANOVA par rangs de Friedman et les comparaisons deux-à-deux, à l'aide du Test de Wilcoxon. Les relations intervariables ont été étudiées grâce au Test de Spearman. Un test du Chi2 a été utilisé pour les comparaisons de proportions.

IV.5. VALIDATION DES CHOIX METHODOLOGIQUES

Compte tenu des objectifs du projet, des choix méthodologiques importants en termes d'effets sur la mise en situation du piéton (ex. pression temporelle) ont été réalisés à partir de données théoriques ou issues de la littérature. Il importait donc de vérifier préalablement que ces choix ont bien eu les effets attendus avant de pouvoir continuer l'analyse. Ainsi, deux éléments seront abordés dans

cette partie : la *difficulté d*es différentes conditions, évaluée par le score de dangerosité perçue, et les ajustements dans les intervalles temporels sollicités par les participants.

IV.5.1. Dangerosité perçue

La première étape consiste à vérifier, globalement et dans chaque groupe d'âge, l'efficacité de la modulation expérimentale de la difficulté des traversées dans le simulateur. En d'autres termes, il s'agit de vérifier que les participants ont perçu différemment la dangerosité des traversées. En ce qui concerne le traitement statistique des données, pour les conditions ne suivant pas la loi normale, la comparaison deux à deux est réalisée à l'aide d'un test de Wilcoxon pour échantillons appariés.

Tout d'abord, l'effet du trottoir est testé à l'aide d'un test *t* de student pour échantillons appariés. Il n'existe pas de différence significative ($p > 0,05$) entre les deux surfaces dans l'ensemble de la population étudiée et dans chaque groupe étudié séparément.

La Figure IV.20. présente les scores de dangerosité des participants jeunes et âgés en fonction du nombre de véhicules et des intervalles de temps laissés pour traverser.

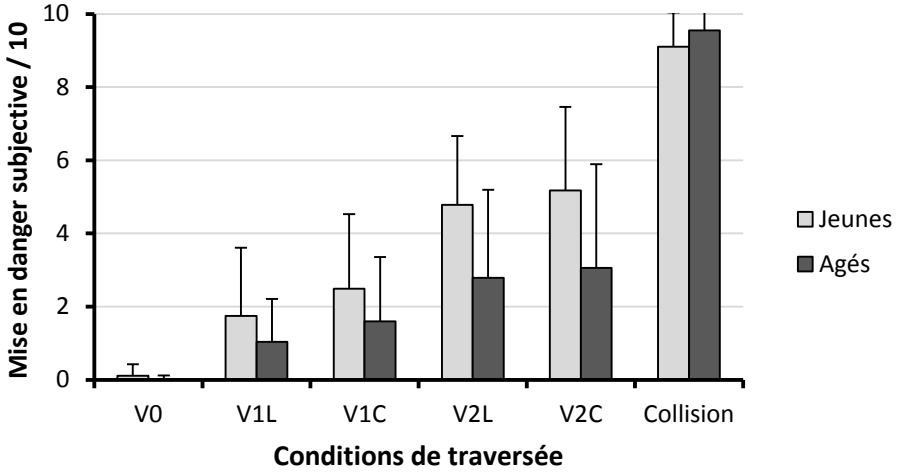


Figure IV.20. Score de dangerosité perçue chez les jeunes et les âgés dans chaque condition de traversée.
V0 : aucune voiture ; V1L : 1 voiture - gap long; V2L : 2 voitures - gap long ; V1C 1 voiture - gap court ; V2C : 2 voitures - gap court ; Danger : 1 voiture - collision en cas de traversée

Les résultats montrent que la condition V0 est significativement la condition la plus facile (comparaison avec les autres conditions : tous les $p < 0,001$). A l'inverse, la condition danger est celle perçue comme la plus difficile (comparaison avec les autres conditions : tous les $p < 0,001$). Les résultats révèlent également que la condition V1L est jugée significativement moins dangereuse que la condition V2L ($p < 0,001$) et que ces deux conditions (V1L et V2L) sont jugées moins dangereuses que V1C et V2C ($p < 0,001$). Néanmoins, il n'existe pas de différence significative entre V1C et V2C (p=0,125). La Figure IV.21. résume la difficulté effective des différentes conditions de traversée.

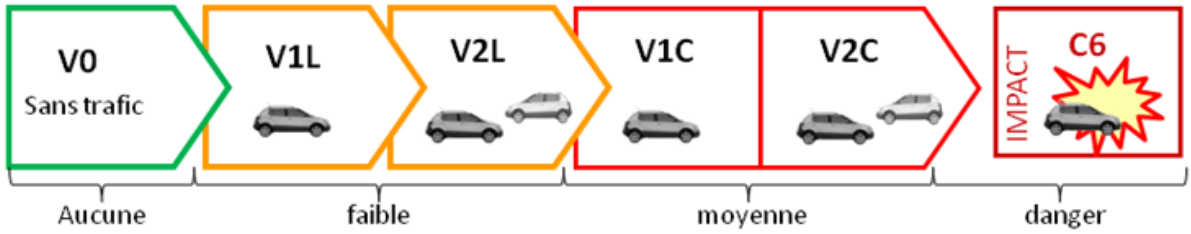


Figure IV.21. Gradation de la mise en danger subjective.

Les deux groupes d'âge estiment les traversées de rue en V0, V1L et V2L de façon analogue. Cependant, comparativement aux jeunes, les seniors décrivent une dangerosité plus faible des conditions V1C et V2C ($p < 0,05$). L'origine de cette différence pourrait être une mauvaise estimation des intervalles initialement déterminés, ceux-ci ayant été trop favorables aux seniors pour ces deux conditions. Les résultats présentés au point IV.5.2 montrent que tel n'a pas été le cas.

IV.5.2. Ajustements temporels

Les intervalles proposés en V0 et V1L n'ont pas nécessité de réajustement et ceux proposés en V2L ont nécessité un réajustement dans un nombre restreint de cas : 7,1% des cas dans chaque groupe étudié. Par conséquent, ces trois conditions sont considérées comme présentant un bon réglage initial. En revanche, dans les conditions V1C et V2C, les participants (50% des jeunes et 71% des seniors) ont eu recours à des ajustements. Si une erreur a été commise dans le choix des intervalles initiaux, il s'agirait donc plutôt d'une sous-estimation (sans doute liée au fait que les vitesses de marche sur lesquels les choix se sont basés ont été mesurées dans des environnements appauvris), et non d'une surestimation. Il est important de rappeler que les seniors disposaient déjà d'un temps initial supérieur aux jeunes pour traverser (Tableau IV.7.), néanmoins ils ont refusé davantage d'initier leur traversée sans ajustement du temps. Considéré conjointement avec une moindre estimation de la dangerosité des conditions de traversées dont ils ont effectivement disposé, ce résultat conduit à conclure que les seniors se montrent plus prudents, ne traversant que dans des conditions plus clémentes. Ces analyses statistiques, effectuées initialement à la simple fin de contrôle méthodologique, se révèlent, au final, déjà porteuses d'une information cruciale concernant le comportement de traversée des piétons âgés.

IV.5.3. Conclusion sur les choix méthodologiques

Nous avons bien une gradation de la difficulté perçue dans les différentes conditions, aussi bien indépendamment de l'âge que par groupe d'âge. Les ajustements temporels sollicités sont similaires pour les deux groupes et se limitent essentiellement aux conditions 'C'. Les choix méthodologiques sont ainsi jugés pertinents.

Par ailleurs, ces choix méthodologiques tendent aussi à montrer que les personnes âgées n'acceptent de traverser que lorsque la difficulté perçue est plus faible comparativement à celle perçue par les jeunes et pour des intervalles de temps plus longs que ceux fixés au départ. Pourtant, le TM6 et la vitesse de marche sur 10 m ont attesté que la vitesse de marche était similaire dans les deux populations d'âge. En relation avec le score obtenu à l'échelle EPCUR, le groupe des participants âgés semble ainsi posseder un comportement de traversée plus sécuritaire que le groupe des jeunes.

Le chapitre suivant (Chapitre 5) détaille avec beaucoup plus de précision les résultats de cette étude en distinguant les différents effets (âge et/ou trottoir et/ou pression temporelle).

CHAPITRE V. RESULTATS ET DISCUSSION DE L'EXPERIMENTATION DANS LE SRP

V.1. RESULTATS

Ce chapitre 5 présente les résultats obtenus pour l'approche comportementale globale puis pour chaque phase du découpage de la traversée biomécanique après un rappel des questionnements spécifiques (*Cf.* IV.3.2. Découpage biomécanique et comportementale de la traversée).

Au total, le plan expérimental compte 1008 essais (28 participants x 36 essais par participant, avec 3 essais pour chacune des 6 conditions de trafic x 2 conditions de trottoir)[2]. Les 168 essais « danger » n'ont pas été pris en compte dans la plupart des analyses portant sur des paramètres comportementaux reliés au déplacement. Sur les 840 autres essais (obtenus dans les 5 conditions autorisant la traversée), 43 essais ont été écartés pour causes diverses rendant leur exploitation impossible (principalement en raison d'une perte de marqueurs). Dans 5 essais uniquement, les participants ont exploré l'environnement avant l'extinction de la cible ; ces 5 essais avec anticipation ont également été écartés, portant à 792 le nombre d'essais pris en compte dans la plupart des analyses. L'échantillon retenu correspond ainsi à un taux de représentativité de 94,3 %. Pour certains paramètres, il arrive que des données soient ponctuellement manquantes sans pour autant compromettre la pertinence de l'analyse, à la condition que celle-ci soit effectuée sur un effectif réduit. Une telle stratégie a été retenue dans un nombre très limité de comparaisons, les degrés de liberté communiqués ne correspondant alors plus qu'à un effectif de 14 participants par groupe. Afin de limiter l'espace consacré à la présentation des résultats, les analyses qui n'ont pas dégagé un pattern cohérent et celles qui n'ont fourni aucun résultat significatif ne seront pas détaillées.

V.1.1. Analyse globale du comportement piéton

V.1.1.1 Les marges de sécurité

Pour rappel, la traversée est prise en compte dans l'analyse globale au niveau macroscopique, soit essentiellement en référence aux variables temporelles marquant les différentes séquences. Parmi elles, la variable principale est la marge de sécurité calculée à l'issue de la traversée de la voie adjacente (*Cf.* IV.4.3.1. Marge de sécurité**)**. L'ANOVA révèle que ce paramètre est soumis à un effet principal de la condition de traversée dans l'ensemble de la population expérimentale ainsi que dans chacun des groupes analysés séparément (tous p <0,001 ; Figure V.1.). La **pression temporelle** joue un rôle majeur, l'effet global étant en partie lié aux marges de sécurité plus grandes dans le cas de traversées avec intervalle long que pour celles dont l'intervalle est court (3,45 s *vs* 1,36 s; T(28)=1,00;

[2] Hormis les essais « danger », les essais pour lesquels les participants n'ont pas initié de traversée (parce qu'ils ont estimé que l'intervalle disponible n'était pas suffisant) n'ont pas été enregistrés.

p <0,001), en cohérence avec la procédure. L'effet global est aussi lié au fait que la marge est légèrement plus grande en V2C qu'en V1C (1,40 s contre 1,31 s, T(28) = 85; *p* <0,01), attestant ainsi un impact du **véhicule à l'approche sur la voie de droite** sur le comportement du piéton car le scénario de la voie de gauche est identique dans les deux conditions.

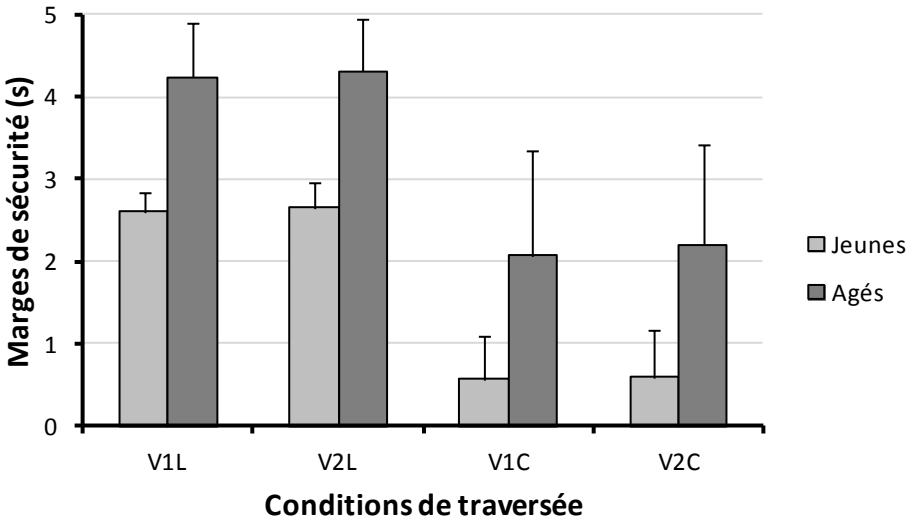


Figure V.1.: Marges de sécurité chez les jeunes et les âgés pour chaque condition de traversée avec trafic. *(V1L : 1 voiture - gap long ; V2L : 2 voitures - gap long ; V1C : 1 voiture - gap court ; V2C : 2 voitures - gap court*)

Concernant l'**âge**, indépendamment de la condition de traversée, la marge de sécurité est plus grande dans le groupe senior que dans le groupe jeune (tous les $p < 0,001$). Avec un intervalle long, les traversées sont sécuritaires ; la seule exception est la survenue d'une marge étroite lors d'une des traversées d'un participant jeune. Avec un intervalle court, le groupe senior a réalisé en moyenne 69,6% de ses traversées avec une marge de sécurité supérieure à 1,5 s (avec uniquement 2 participants sur 14 sans aucune traversée totalement sécuritaire). Quant aux jeunes, les deux participants les plus sécuritaires n'ont réalisé des traversées sécuritaires que dans respectivement 50 et 58,3% des cas. Dans ce groupe, 75,5% des traversées n'ont laissé qu'une marge étroite (contre 26,6% dans le groupe senior) et 15,5% à des quasi-collisions (contre 3,8% dans le groupe senior). Globalement, la distribution des quatre types de comportement de traversée (sécuritaire, marge étroite, quasi-collision, collision) montre une différence intergroupe fortement significative ($\chi^2(N = 311 ; ddl=3)= 123,4$; $p < 0,001$; Figure V.2.).

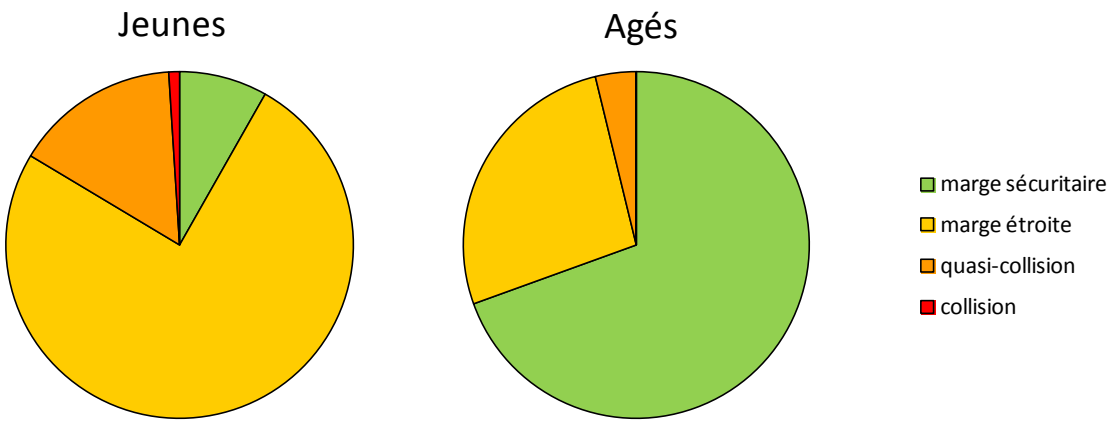


Figure V.2.: Répartition des différentes traversées selon leur issue dans les deux groupes d'âge.

Les marges de sécurité sont significativement plus larges avec **trottoir** relevé qu'à plat (tous les $p < 0{,}01$), la seule exception concerne les traversées en situation d'intervalle court avec deux véhicules ($T(28)=155$; $p=0{,}27$).

Les marges de sécurité se révèlent donc supérieures chez les seniors, et dépendantes des conditions de traversées. Poursuivre l'analyse oblige à rappeler d'abord les conclusions des tests statistiques initialement effectuées dans le but d'une validation méthodologique (*Cf.* IV.5.1 et IV.5.2). D'une part, les seniors ont bénéficié d'intervalles temporels plus longs que les jeunes et ce, souvent en ayant contraint les expérimentateurs à leur octroyer plus de temps que ces derniers ne l'avaient initialement programmé. D'autre part, les seniors ont rapporté s'être moins sentis en danger lors de leurs traversées. Au final, les trois variables (intervalle de temps disponible, marge de sécurité et dangerosité perçue) décrivent donc un pattern de résultats tout à fait cohérent, conduisant à décrire notre groupe senior comme étant sécuritaire. Reste à savoir si d'autres aspects du comportement des participants seniors se sont inscrits dans cette logique sécuritaire ou, au contraire, ont été susceptibles de compromettre leur sécurité. La première étape, toujours au niveau d'une analyse globale, à savoir n'entrant pas dans le détail des paramètres biomécaniques, consiste à questionner le séquencement temporel de la traversée. Les seniors ont-ils initié leurs traversées plus tôt ou plus tard par rapport aux jeunes ? Ont-ils ensuite perdu ou gagné du temps lors de la traversée ?

V.1.1.2. Latence d'initiation de traversée

La latence d'initiation de traversée correspond à l'intervalle de temps séparant la disparition de la cible et le lever du talon (Figure V.3.). Il existe un effet principal de la condition de traversée sur ce paramètre (ANOVA $\chi2(N=28 ; ddl=4) = 21,08 ; p < 0,001$). Cependant, lorsque les deux groupes d'âge sont considérés séparément, la significativité n'est atteinte que par le groupe jeune (ANOVA $\chi2(N=14 ; ddl=4) = 21,31; p <0,001$; Seniors: ANOVA $\chi2(N=14 ; ddl=4) = 3,82$; *ns*), avec une latence plus courte pour les deux conditions de pression temporelle (V1C et V2C) par rapport aux autres conditions (tous les $p < 0,05$). Globalement, les participants seniors ont initié leur traversée significativement plus tard que les participants jeunes (1,54 ± 0,40 s vs 1,21 ± 0,29 s ; U(14,14) = 43 ; $p < 0,05$) dans toutes les conditions de trafic, mais pas dans la condition de contrôle V0 (U(14,14) = 57 ; $p = 0,06$). Aucun effet significatif lié au **nombre de voitures** ou à la présence d'un **trottoir** n'a été observé.

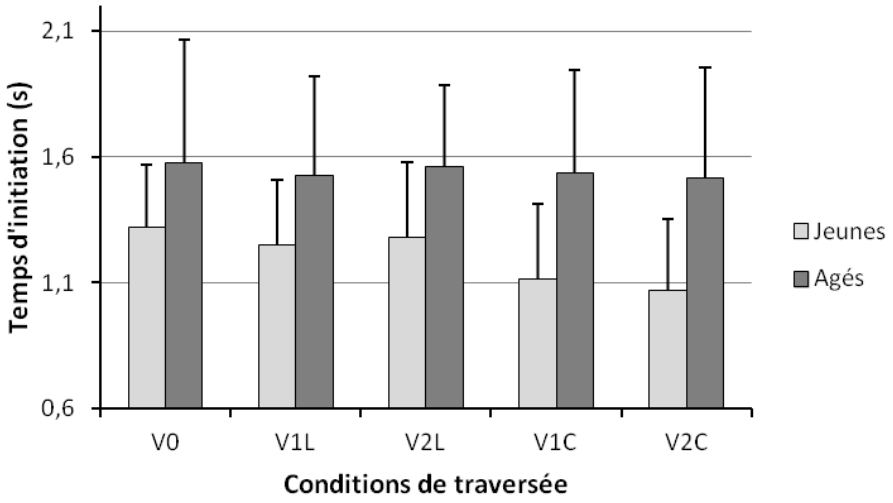


Figure V.3.: Temps d'initiation de la marche chez les jeunes et les âgés pour chaque condition de traversée. *(V0 : sans trafic ; V1L : 1 voiture - gap long ; V2L : 2 voitures - gap long ; V1C : 1 voiture - gap court ; V2C : 2 voitures - gap court*).

Une latence d'initiation plus grande peut être interprétée comme une marque de prudence accrue chez les seniors. Avec toute la réserve liée au fait que l'approche statistique ne permet pas de tester les interactions, les résultats suggèrent que la pression temporelle n'accélère pas leur processus décisionnel, comme observé chez les jeunes. Au total, la latence d'initiation de la traversée ne contribue donc pas à la marge de sécurité plus grande des seniors mais, au contraire, induit un déficit temporel. L'analyse biomécanique relative à cette phase d'attente tentera notamment de déterminer si une composante en lien avec l'anxiété participe au processus de décision.

V.1.1.3. Durée de la traversée – Vitesse de marche

Les durées de la traversée sont étudiées en termes de vitesses de marche afin de faciliter la comparaison avec d'autres études (Figure V.4.). Les durées, et donc les vitesses, ont été calculées entre la position de départ du participant et le franchissement de la ligne médiane. L'analyse de la variance a révélé un effet principal de la condition de traversée dans l'ensemble de la population expérimentale et dans chaque groupe d'âge considéré séparément (tous les $p < 0,001$). Les participants marchaient toujours plus lentement dans la condition V0 (0,84 ± 0,11 m/s en moyenne) que dans toutes les autres conditions expérimentales (tous les $p < 0,05$). De plus, les résultats des comparaisons deux à deux ont montré que la **pression temporelle** était un facteur important. La vitesse de marche est significativement plus rapide en condition V1C qu'en condition V1L (1,08 *vs* 1,03 m/s ; $T(28) = 58$; $p < 0,001$), et plus rapide en condition V2C qu'en condition V2L (1,10 *vs* 1,05 m/s ; $T(28) = 45$; $p < 0,001$). La vitesse de marche en condition d'intervalle court a été influencée par le **nombre de véhicules** (V1C *vs* V2C : 1,08 *vs* 1,10 m/s ; $T(28) = 86$; $p < 0,001$). En revanche, dans les conditions d'intervalle long, le nombre de voitures n'a aucune influence, ni dans l'ensemble de la population expérimentale ni dans les deux groupes d'âge pris séparément (tous les $p > 0,36$).

L'**âge** influence la vitesse de marche. Dans l'ensemble, les participants seniors ont tendance à marcher plus vite que les jeunes (1,11 *vs* 0,99 m/s ; $U(14,14) = 57$; $p = 0,06$). La comparaison entre les deux groupes d'âge est significative dans les conditions V0 (1,05 *vs* 0,93 m/s ; $U(14,14) = 53$; $p < 0,05$) ; V1L (1,10 *vs* 0,97 m/s ; $U(14,14) = 46$; $p < 0,05$), et V2L (1,11 *vs* 0,98 m/s ; $U(14,14) = 50$; $p < 0,05$), mais pas dans les conditions d'intervalle court (V1C : 1,13 *vs* 1,03 m/s, $U(14,14) = 62$; $p = 0,10$; V2C : 1,14 *vs* 1,07 m/s ; $U(14,14) = 66$; $p = 0,14$). L'augmentation du nombre de véhicules dans le cas de l'intervalle court n'a causé un accroissement de la vitesse de marche que chez les participants jeunes (V1C *vs* V2C : 1,03 *vs* 1,07 m/s ; $U(14,14) = 7$; $p < 0,01$; pour le groupe senior : $U(14,14) = 39$; *ns*). Toutes conditions confondues, la différence de vitesse de marche induit un bénéfice temporel de 0,32 s pour les aînés comparativement aux jeunes ; ce bénéfice compense donc les 0,36 s de déficit des premiers par rapport aux seconds lors de la prise de décision de traversée.

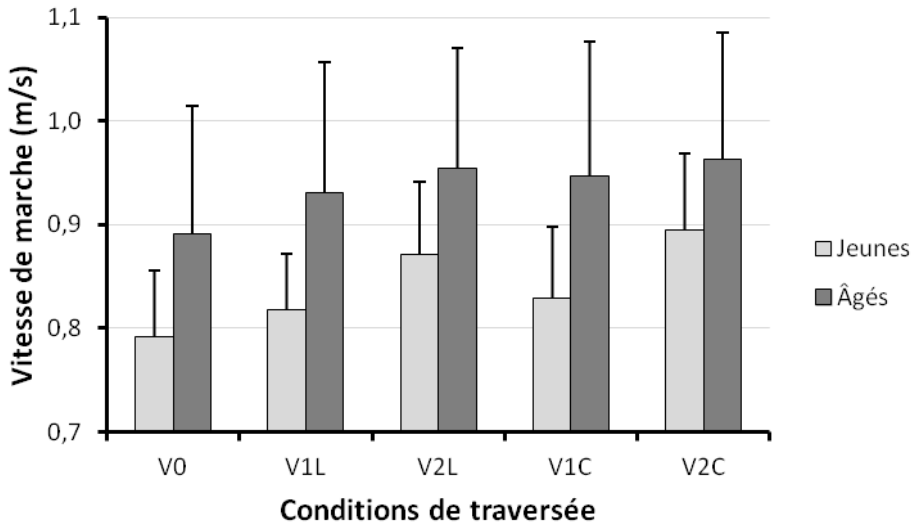


Figure V.4.: Vitesse de marche chez les jeunes et les âgés pour chaque condition de traversée. *(V0 : sans trafic ; V1L : 1 voiture - gap long ; V2L : 2 voitures - gap long ; V1C : 1 voiture - gap court ; V2C : 2 voitures - gap court*)

Pour le groupe âgé, les vitesses de traversée dans toutes les conditions proposées étaient significativement corrélées entre elles ($\rho(14)$: 0,60 à 0,99; tous les $p < 0,01$), alors que la significativité n'a pas été systématiquement atteinte pour le groupe jeune ($\rho(14)$: 0,26 à 0,99). Comme le montre la Figure V.5., les vitesses de traversée du groupe âgé dans le simulateur étaient également significativement corrélées avec la vitesse de marche au cours du TM6 (toutes les conditions de passage confondues : $\rho(14) = 0,76$; $p < 0,01$), alors que ces coefficients de corrélation pour le groupe jeune étaient non significatifs (toutes les conditions de passage confondues : $\rho(14) = 0,28$; *ns*). Les différences entre les groupes dans les effets de corrélation peuvent être liées, en partie, à une dispersion des données plus importante dans le groupe âgé pour la plupart des paramètres de vitesses, comme en atteste le test de Levene (moyenne des vitesses de traversée de rue : Levene $F(1,26) = 5,64$; $p < 0,05$). La vitesse de marche n'est pas significativement reliée au danger perçu.

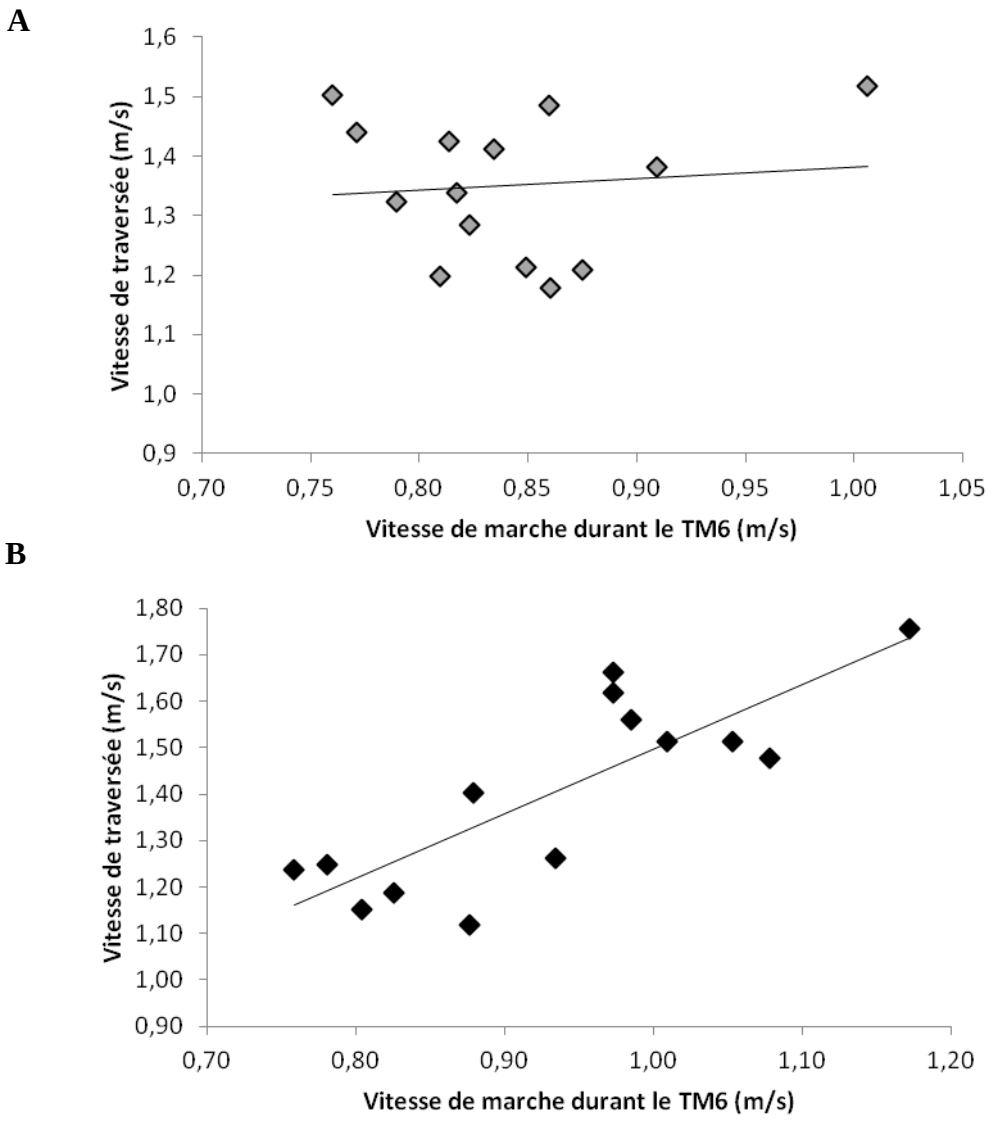


Figure V.5.: Vitesse de traversée dans le simulateur en fonction de la vitesse de marche durant le TM6 chez les jeunes (A) et chez les âgés (B).

Toutes conditions confondues, la comparaison des deux niveaux de **trottoir** montre que la hauteur de bordure ne provoque pas de modification significative de la vitesse de traversée dans l'ensemble de la population observée et dans les deux groupes étudiés séparément (tous les $p > 0,33$). Condition par condition, la comparaison des deux hauteurs de départ atteint la significativité dans certaines conditions de traversée (sans qu'un pattern cohérent ne se dégage), avec une augmentation de vitesse en cas d'élévation du trottoir qui pourrait être imputable à un effet d'élan. Il est toutefois difficile d'approfondir cette conclusion, compte tenu des interrogations sur de possibles erreurs de types I ou de type II.

Au total, il s'avère que, dans le simulateur, les seniors ont marché plus vite que les jeunes. Chez ces derniers la vitesse s'est accrue sensiblement sous l'effet de la pression temporelle alors que

les seniors n'ont pas modulé leur vitesse en conséquence, rencontrant sans doute une forme d'effet plafond. Pour rappel les deux groupes d'âge ne se distinguaient pas significativement en ce qui concerne leur vitesse de marche sur le test de marche de 6 minutes (TM6) mais les seniors ont présenté une grande variabilité de performance à ce test, une bonne performance étant prédictrice d'une plus grande vélocité dans le simulateur. Si une vitesse de marche élevée au moment de la traversée peut être interprétée comme une marque de prudence et pourrait avoir contribué à la marge de sécurité, le gain temporel ne dépasse toutefois pas le déficit lié au retard d'initiation. Il pourrait d'ailleurs s'agir d'un effet de compensation. Un tel phénomène impliquerait notamment que la perception du temps soit exacte. Or, comme indiqué dans le chapitre 4 (IV.2.2.1.3. Production de durée), notre population de seniors présente une distorsion liée à l'âge dans sa base de temps, avec en outre des différences interindividuelles conséquentes.

V.1.1.4. Perception du temps et comportement dans le simulateur

En raison de la variabilité insuffisante des durées produites par les participants jeunes, l'analyse corrélationnelle ne concerne que le groupe senior. En lien avec nos attentes (*Cf*. IV.3.6. Evaluation de la dangerosité de la traversée dans le simulateur), les durées produites sont positivement corrélées à la mise en danger subjective. Le Tableau V.1. résume les résultats en proposant une distinction entre les évaluations subjectives de mise en danger en distinguant les intervalles longs et courts. La significativité a été atteinte quand, d'une part l'intervalle laissé pour traverser était court et, d'autre part, plus particulièrement pour des durées produites proches de la durée d'une traversée (5 et 10 s) et ce, malgré de fortes corrélations entre les différents essais dans la tâche de production du temps ($\rho(14)$: 0,83 à 0,91 ; $p < 0,01$). Ainsi, ce sont les participants seniors qui ont produit les durées les plus courtes à la tâche de production qui ont rétrospectivement rapporté un score de danger subjectif inférieur (Figure V.6.). Les coefficients de corrélation entre les performances à la tâche de production de durée et le score obtenu à l'échelle EPCUR, où les données de vitesse de marche ont rarement atteint une signification, n'ont pas fourni un modèle cohérent de résultats.

Tableau V.1. Coefficient de corrélation (le ρ de Spearman) entre le score de mise en danger subjective moyen relatif à la condition de traversée et les performances dans la tâche de production de durée des participants âgés (* p <0,05).

	5 s	10 s	20 s	30 s	Exactitude moyenne (%)
Mise en danger subjective - gap long	0,448	0,347	0,192	0,170	0,289
Mise en danger subjective - gap court	**0,596***	**0,538***	0,508	0,451	**0,534***
Moyenne de mise en danger subjective sans condition danger	**0,618***	0,486	0,433	0,393	0,481
Moyenne de mise en danger subjective avec condition danger	**0,596***	0,473	0,424	0,402	0.477

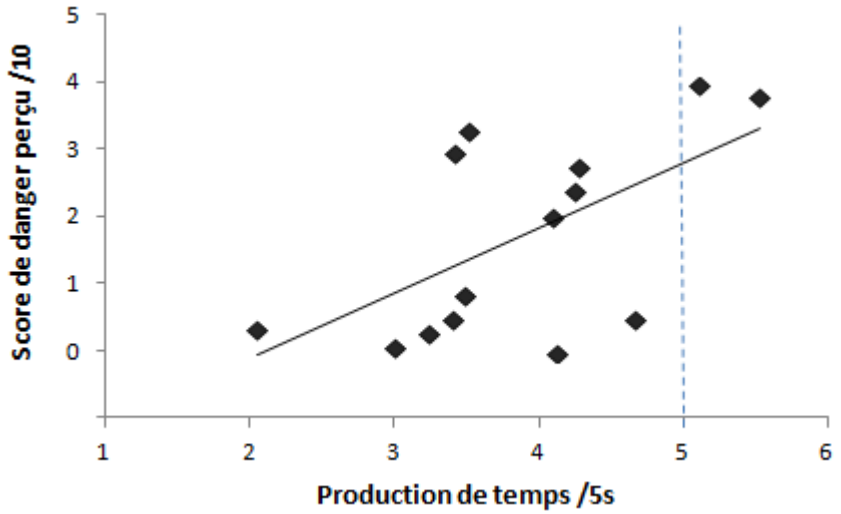


Figure V.6.: Score moyen de mise en danger subjective en fonction du temps produit lors de la tâche de production du temps de 5 s. (Score de danger ne tenant pas compte de la condition danger).

V.1.1.5. Rappel des principaux résultats de l'approche comportementale globale

Cette première analyse a renseigné de manière globale sur la traversée de rue du piéton et suggère que le groupe âgé adopte un comportement plus sécuritaire que le groupe jeune. Au total, les seniors ont disposé de marges de sécurité plus grandes. Pour rappel, surtout dans la condition d'intervalle court, ils ont contraint l'expérimentateur à leur accorder des intervalles plus longs que ceux programmés initialement. Globalement, en condition de trafic, ils initient leur traversée plus tard que les jeunes et n'ont pas significativement réduit cette latence sous l'effet de la pression temporelle. Par ailleurs, leur vitesse de marche est plus rapide que celle des jeunes mais la différence disparaît en condition d'intervalle court, suite à une accélération plus importante des jeunes, l'accélération étant

plus forte lorsqu'un véhicule est à l'approche sur les deux voies. Il est à noter que les corrélations inter-individuelles des vitesses de marche des seniors dans le simulateur sont significatives, marquant la présence de fortes différences inter-individuelles qui se retrouvent lors du test de marche de 6 minutes. Au total, quel que soit l'intervalle laissé pour traverser, les participants âgés récupèrent grâce à leur vitesse de marche le déficit temporel lié à leur prise de décision plus longue.

Globalement, avec trottoir rehaussé, la marge de sécurité est plus grande qu'à plat. Sachant que le type de trottoir n'a pas influencé la latence d'initiation de la traversée et la vitesse de marche, force est de constater que le surcoût temporel attendu en conséquence de l'élévation ne s'est pas produit ; l'effet est donc essentiellement imputable aux intervalles laissés pour traverser. Plus particulièrement, l'allongement de l'intervalle initialement octroyé aux seniors n'était finalement pas justifié en condition de gap long. Les résultats ne se trouvent pas pour autant biaisés par cet aspect de la procédure.

Si à ce stade de l'étude nos conclusions associent le vieillissement à un comportement prudent, certains participants âgés sont sujets à une mauvaise interprétation du temps (traduisant essentiellement une augmentation de leur base de temps ; *Cf*. IV.2.2.1.3. Production de durée), ce qui pourrait les conduire à percevoir une dangerosité moindre de leur traversée suite à la perception erronée d'une durée de traversée plus longue.

Les points suivants tenteront d'apporter davantage d'informations d'un point de vue biomécanique ou fonctionnel en s'intéressant de façon plus spécifique aux différentes phases de la traversée de rue en simulateur.

V.1.2. Avant la traversée

L'analyse globale de la traversée a mis en exergue le fait que les seniors ont initié leur traversée plus tardivement que les jeunes. L'approche biomécanique permet d'analyser finement cet effet temporel mais aussi de rechercher des différences inter-âge concernant le positionnement en bord de trottoir et les ajustements posturaux exploratoires, reflet de la prise d'information visuelle (en l'absence d'enregistrement oculométrique). L'objectif ultime est d'interroger la pertinence de la latence d'initiation en tant que reflet d'un comportement prudent.

V.1.2.1. Positionnement en bord de trottoir

V.1.2.1.1. DISTANCE A LA BORDURE

Objectifs

L'objectif est de déterminer si, malgré les contraintes de positionnement sur la plate-forme et comme le montre Harrel (1991), les participants âgés se positionnent plus en retrait du trottoir que les jeunes. L'objectif secondaire est de déterminer l'influence de la hauteur de bordure (trottoir plat ou relevé) sur cette distance de retrait.

Pour atteindre cet objectif, le marqueur métatarse du pied le plus proche du bord de la route (gauche ou droit) sert de repère dans le calcul de la distance par rapport à la bordure. Certes, ce marqueur ne permet pas de connaître précisément la distance séparant la pointe du pied de la bordure, mais il renseigne toutefois sur la proximité ou non des participants par rapport au bord du trottoir.

Résultats

En condition à plat, la comparaison intergroupe montre une tendance des participants âgés à se positionner plus près du bord du trottoir (83,6 mm *vs* 61,5 mm ; $U(14,14) = 57$; $p = 0,059$). Aucune différence n'émerge en condition avec trottoir (84 mm *vs* 72,3 mm ; $t(26) = 0,88$; $p = 0,39$). La comparaison des deux hauteurs de bordure (P *vs* T) ne montre pas de différence pour l'ensemble des participants ($T(28) = 166$; $p = 0,40$) ainsi que dans les deux groupes étudiés séparément (Jeunes : $T(14) = 51$; $p = 0,92$ et Seniors : $T(14) = 34$; $p = 0,25$).

V.1.2.1.2. POSITIONNEMENT DES PIEDS L'UN PAR RAPPORT A L'AUTRE

Objectifs

L'objectif est d'identifier le positionnement des pieds l'un par rapport à l'autre en fonction de l'âge, compte tenu de l'importance de ce positionnement en termes d'équilibre. L'objectif secondaire est de déterminer l'influence de la hauteur de trottoir sur ce positionnement.

Pour ce faire, les variables sont les largeurs entre les deux talons et entre les orteils, le décalage antéro-postérieur entre les pieds et les angles des pieds (pied gauche, pied droit et les deux pieds ensemble). Puisque le participant se positionne sur la PFF avant le début de l'essai, l'effet de la pression temporelle n'a pas lieu d'être abordé.

Résultats

Les résultats de la comparaison intergroupe montrent que les pieds des jeunes sont significativement plus écartés que les pieds des participants âgés (Figure V.7), aussi bien au niveau des talons que des orteils (tous les $p < 0,01$) et, ce, sans modification de l'angle formé entre les deux pieds (tous les $p > 0,2$). Le décalage antéro-postérieur n'est, quant à lui, pas influencé par l'âge ($p > 0,6$).

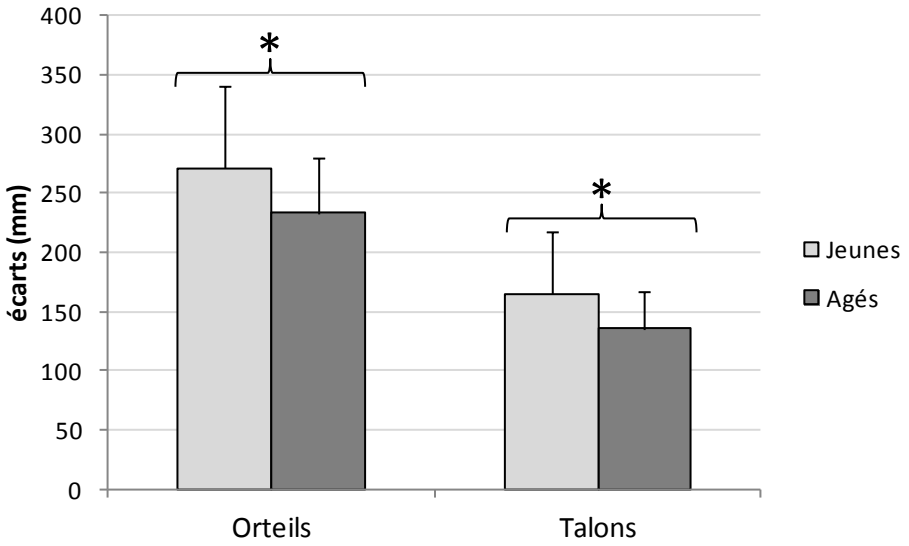


Figure V.7.: Ecartement entre les orteils (gauche) et les talons (droite) en fonction de l'âge (* $p < 0,01$).

Comme le montre le Tableau V.2, la hauteur de bordure (P *vs* T) ne modifie pas significativement le positionnement relatif des pieds l'un par rapport à l'autre que ce soit dans l'ensemble de la population observée ou dans les groupes d'âge étudiés séparément.

Tableau V.2. Moyennes (écart-types) des paramètres de positionnement des pieds l'un par rapport à l'autre chez les participants jeunes et âgés en fonction des hauteurs de bordure (Plat : P ; Trottoir : T). *ns* : $p > 0,05$.

	Jeunes			Agés		
	Plat	Trottoir	P vs T	Plat	Trottoir	P *vs* T
Distance orteils (mm)	269 (68)	273 (74)	*ns*	234 (54)	232 (51)	*ns*
Distance talons (mm)	163 (45)	167 (49)	*ns*	137 (32)	135 (32)	*ns*
Ecart A-P (mm)	11 (4)	12 (5)	*ns*	11 (9)	12 (8)	*ns*
Angles 2 pieds (°)	27,6 (13)	28,1 (13)	*ns*	25,4 (10)	25,0 (10)	*ns*

V.1.2.1.3. OSCILLATIONS POSTURALES PENDANT L'ATTENTE

Objectifs

Ce point concerne l'analyse des déplacements du centre de pression (CP) qui sont caractérisés par l'écart-type (STD), l'amplitude (RANGE), la vitesse moyenne (vmoy) et la vitesse maximale (vmax) du CP. Les déplacements du CP, plus encore que la position des pieds l'un par rapport à l'autre (*Cf.* ci-dessus), renseignent sur l'équilibre postural des participants lors de la phase d'attente. Le premier objectif est de définir si, dans une phase statique, l'équilibre des participants âgés diffère ou non de celui des jeunes. Le second objectif est de déterminer si la hauteur de bordure influence l'équilibre. Le troisième objectif est de savoir si le bruit d'approche des véhicules perturbe l'équilibre. Le bruit d'approche est associé à la notion de pression temporelle susceptible d'émerger dès cette phase d'attente, à savoir durant les 5 s précédant l'extinction de la cible. Il est à rappeler qu'aucune consigne d'utilisation de l'environnement sonore n'a été apportée aux particpants.

Résultats

La **comparaison entre les groupes d'âge** (Tableau V.3.) révèle une différence significative dans l'axe médio-latéral au niveau du RANGE ($t(26) = -2,09$; $p < 0,05$) et du STD ($t(26) = -2,07$; $p < 0,05$) ; le RANGE CP antéro-postérieur ne diffère pas en fonction de l'âge ($p = 0,60$). Aucun effet n'a été observé au niveau de vmoy et vmax (tous les $t(26) < -0,5$ et $p > 0,6$). Ces analyses révèlent donc des oscillations médio-latérales (STD et le RANGE) plus importantes chez les participants âgés que chez les jeunes (Figure V.8.) et ce, sans modification de la vitesse d'oscillation.

Tableau V.3. Effet de l'âge sur les oscillations posturales (Moyenne ± écart-type).

	Axe antéro-postérieur		Axe medio-latéral	
	Jeunes	Seniors	Jeunes	Seniors
STD CP*	7,0 (5,4)	6,1 (1,9)	3,7 (1,6)	6,4 (3,9)
RANG CP*	12,8 (3,6)	13,0 (2,7)	8,8 (3,1)	11,7 (4,2)
Vmoy CP	0,020 (0,003)	0,016 (0,004)	0,015 (0,003)	0,018 (0,008)
Vmax CP	0,096 (0,075)	0,097 (0,046)	0,096 (0,036)	0,121 (0,093)

$p < 0,05$ dans l'axe médio-latéral (*)

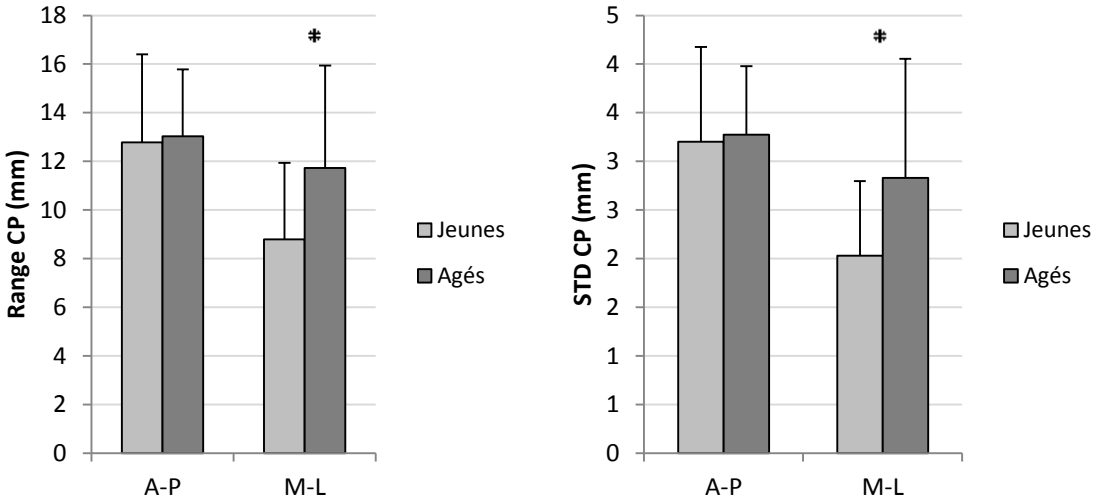


Figure V.8.: Amplitude des oscillations du CP (RANGE CP) et de l'écart-type des oscillations du CP (STD CP) dans l'axe Antéro-postérieur (A-P) et Médio-latéral (M-L) dans les groupes Jeunes et Agés. * : $p < 0,05$.

En ce qui concerne **l'effet de la hauteur de bordure** (Plat *vs* Trottoir), les résultats sont présentés dans le Tableau V.4. L'élévation du trottoir provoque, dans les deux groupes d'âge (étudiés ensemble ou séparément) une augmentation du RANGE CP dans le plan antéro-postérieur (Ensemble A-P: $t(26) = -5,03$; $p < 0,001$) ; l'analyse du RANGE CP dans le plan médio-latéral ne permet pas d'atteindre le seuil de significativité (Ensemble M-L : $T(26) = 29$; $p = 0,15$). L'élévation augmente significativement l'écart-type du CP chez les participants âgés et ce, dans les deux plans (Seniors A-P : $t(13) = -4,6$; $p < 0,001$; Seniors M-L : $T(13) = 15$; $p < 0,02$; Jeunes $p = 0,11$ et $p = 0,28$ respectivement). La vitesse moyenne de déplacement du CP est augmentée par l'élévation de trottoir dans les deux plans et ce, pour les deux groupes (Ensemble A-P : $t(26) = -3,8$; $p < 0,001$ et Ensemble M-L : $t(26) = -3,4$; $p < 0,01$). La vitesse maximale du CP dans le plan antéro-postérieur est augmentée par la hauteur ($T(27)=84$; $p < 0,05$; Seniors : $p < 0,05$; Jeunes : $p= 0,15$). En revanche, la vitesse maximale dans le plan médio-latéral n'est pas augmentée significativement par la hauteur ($p = 0,36$).

Tableau V.4 : Moyennes (écart-types) des paramètres reflétant les déplacements du CP chez les participants jeunes et âgés, en fonction de la hauteur de bordure (Plat : P ; Trottoir : T). * : $p < 0,05$; *ns* : non significatif, $p > 0,05$.

	Jeunes			Agés		
	Plat	Trottoir	P *vs* T	Plat	Trottoir	P *vs* T
RANGE A-P (mm)	12,1 (3)	14,1 (4)	*	12,2 (3)	13,8 (3)	*
STD A-P (mm)	3,1 (2)	3,5 (1)	*ns*	3,0 (1)	3,5 (1)	*
V moy A-P (mm/s)	0,009 (0,002)	0,011 (0,002)	*	0,009 (0,002)	0,011 (0,002)	*
V max A-P (mm/s)	0,049 (0,02)	0,052 (0,02)	*ns*	0,047 (0,01)	0,051 (0,01)	*
RANGE M-L (mm)	8,6 (4)	9,4 (3)	*ns*	10,8 (4)	12,7 (6)	*ns*
STD M-L (mm)	2,0 (1)	2,1 (1)	*ns*	2,6 (1)	3,1 (2)	*
V moy M-L (mm/s)	0,012 (0,002)	0,013 (0,003)	*	0,012 (0,003)	0,013 (0,003)	*
V max M-L (mm/s)	0,058 (0,016)	0,060 (0,019)	*ns*	0,057 (0,013)	0,59 (0,018)	*ns*

En ce qui concerne **l'incidence du bruit d'approche** des véhicules, la comparaison deux à deux (sans trafic, gap long, gap court) ne montre aucune différence significative (tous les $p > 0,3$).

V.1.2.1.4. RESUME DES PRINCIPAUX RESULTATS RELATIFS AU POSITIONNEMENT EN BORD DE TROTTOIR

Globalement, les participants jeunes et âgés ne se positionnent pas différemment par rapport au bord du trottoir. L'absence d'effet peut ici résulter de l'obligation de poser les pieds sur la plate-forme mais un manque de puissance statistique pourrait être suspecté par rapport à la tendance à se placer plus près du bord constatée chez les seniors en condition de trottoir plat. Lorsque l'écartement des pieds l'un par rapport à l'autre est étudié, il se révèle plus important chez les jeunes. Durant l'attente, les déplacements du centre de pression sont supérieurs dans l'axe médio-latéral chez les participants âgés. La hauteur de trottoir ne modifie pas la position d'attente ; en revanche, elle provoque une augmentation légère des oscillations posturales dans les deux groupes. L'axe A-P semble le plus touché et ce, plus particulièrement chez les participants âgés (4 paramètres sur /4 augmentés ; 2/4 chez les jeunes). Dans le plan M-L, la présence d'une hauteur de trottoir provoque une augmentation de la vitesse d'oscillation du CP dans les deux groupes. L'élévation du trottoir induit également une augmentation de l'écart-type dans les deux plans et ce, principalement pour le groupe âgé. L'ensemble de ces résultats tend à montrer que la position d'attente est légèrement moins efficace chez les personnes âgées, toutes ici en bonne santé, que chez les jeunes. Le bruit d'approche des véhicules ne semble pas perturber l'équilibre des participants, quel que soit leur âge.

V.1.2.2. La phase d'exploration des voies de circulation

V.1.2.2.1. LATENCE DE LA REACTION EXPLORATOIRE

Objectifs

Pour rappel, la fin de la tâche de posture statique est marquée par l'extinction de la cible qui autorise l'exploration des voies de circulation. L'objectif est de déterminer, d'une part, l'effet de l'âge afin de savoir si la latence de la réaction exploratoire explique tout ou partie du temps d'initiation plus long chez les seniors. L'effet de la hauteur de trottoir sur la latence de réaction exploratoire sera également étudié. Pour ce faire, la latence de réaction exploratoire est calculée entre l'extinction de la cible et le premier mouvement de la tête (que celui-ci soit dirigé vers la gauche ou vers la droite).

Résultats

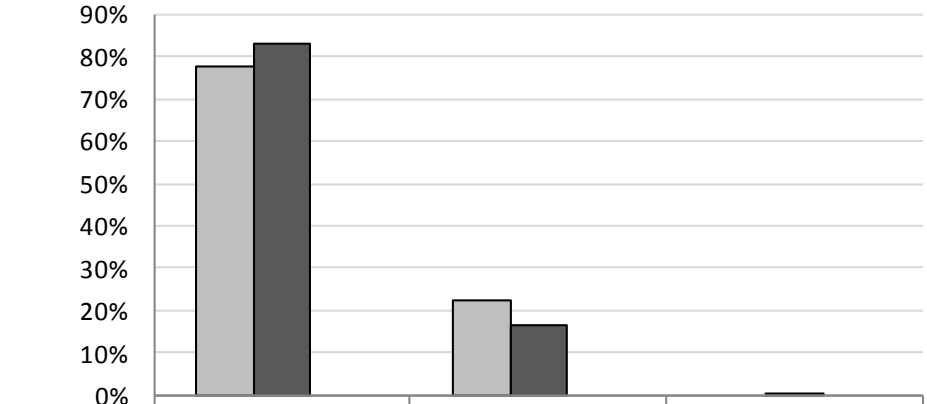
La **comparaison entre les groupes d'âge** montre, en tendance, une latence de réaction plus longue chez les participants âgés que chez les jeunes (Jeunes : 265 ± 91 ms ; Seniors : 432 ± 246 ms ; U(14,14) = 59, $p = 0{,}066$). Un manque de puissance statique peut être suspecté à ce niveau (test de Klomogorov-Smirnov : $p < 0{,}025$). Les autres paramètres du plan expérimental n'ont pas d'incidence globale sur cette latence. Toutefois, lorsque l'influence de la **pression temporelle** (dans cette phase, essentiellement induite par la sonorisation) est calculée dans les deux groupes d'âge séparément, il s'avère que les jeunes réagissent plus rapidement en cas d'intervalle court que d'intervalle long (212 ± 88 ms *vs* 277 ± 106 ms ; T(14) = 16 ; $p < 0{,}05$; Seniors : T(14) = 43 ; *ns*).

V.1.2.2.2. ORIENTATION DE LA TETE ET DES EPAULES DANS LE PLAN MEDIO-LATERAL

Un ajustement exploratoire vers au moins l'une des cibles (orientation de la tête et/ou des épaules vers une localisation correspondant potentiellement à celle d'un véhicule, *Cf*. Chapitre 4) des deux côtés a été observé avant toute traversée. Dans 80% des cas, l'exploration a été nettement bilatérale ce qui respecte des recommandations sécuritaires[3]. L'analyse de la répartition des différents essais (bilatéraux, gauche ou droite) révèle un effet significatif du **groupe d'âge** (χ^2(N=792 ; ddl=2) = 6,31 ; $p < 0{,}05$; Figure V.9). Ce résultat concourt à décrire les seniors comme plus prudents que les jeunes. A noter toutefois que si les orientations exploratoires bilatérales de sens « gauche puis droite » prédominent dans les deux groupes, les orientations de sens « droite puis gauche » sont plus fréquentes chez les seniors que chez les jeunes (30% *vs* 5,5 % ; χ2(N=635 ; ddl=1) = 68,63 ;

[3] Dans le cas d'une orientation initiale unilatérale, il n'est pas exclu que le participant n'ait pas effectué d'ajustement(s) en direction de l'autre côté une fois la marche initiée. Ces données n'ont pas encore été analysées.

$p < 0{,}001$). Concrètement, 6 jeunes ont regardé au moins une fois à droite en premier contre 12 seniors et parmi ces derniers, deux participants ont adopté cette stratégie de façon quasi systématique (dans 78,6% et 96,5% des essais respectivement).



	2 côtés	Gauche	Droite
Jeunes	77,5%	22,5%	0,0%
Agés	82,9%	16,6%	0,5%
Ensemble	80,2%	19,6%	0,3%

Figure V.9.: Répartition des traversées en fonction de l'orientation des ajustements exploratoires latéraux précédant la traversée.

Lorsque les répartitions sont étudiées en fonction des autres variables du protocole (Figure V.10), le seul effet global qui émerge concerne **la pression temporelle** (χ^2(N=792 ; ddl=4) = 69,13 ; $p < 0{,}001$), avec moins d'exploration bilatérale en situation d'intervalle court (67,4%) qu'en situation d'intervalle long (85%) et sans trafic (94%) ; la significativité est atteinte dans les deux groupes (Jeunes : $p < 0{,}05$; Seniors : $p < 0{,}001$).

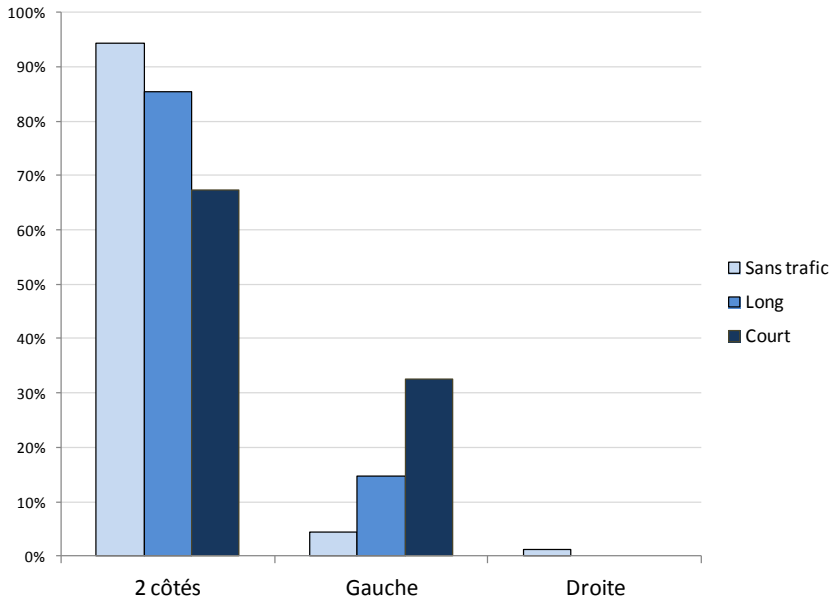


Figure V.10.: Répartition de l'orientation des ajustements exploratoires latéraux précédant la traversée en fonction de la pression temporelle.

Globalement, les participants ont davantage tourné la tête que les épaules (54,7 ± 6,4° *vs* 8,6 ± 2,5 ; T(28)= 0,00 ; $p < 0,001$). La **comparaison des groupes d'âge** ne montre pas d'effet significatif global au niveau de l'amplitude maximale des rotations de la tête et des épaules (tous les $p > 0,2$) vers la gauche (rotation moyenne : 54,7 ± 1,5° pour la tête et 8,9 ± 1,2° pour les épaules) et vers la droite (rotation moyenne : -54,6 ± 2,6° pour la tête et -8,3 ± 1,4° pour les épaules). A noter toutefois, qu'une analyse globale sur les orientations à droite, révèle une interaction entre le segment et l'âge ($F(1,26)= 4,24$; $p < 0,05$), qui semble s'expliquer par une orientation sensiblement plus ample au niveau de la tête par rapport aux épaules chez les jeunes, et sensiblement plus ample au niveau des épaules par rapport à la tête chez les seniors.

Aucune différence n'est constatée pour ce paramètre en fonction de la **hauteur de bordure** et de la **pression temporelle**. En revanche, la **présence d'un véhicule sur la voie de droite** (condition V2) entraîne une diminution significative de l'amplitude maximale de la rotation de la tête (-3° environ) et des épaules (environ -1,2°) vers la gauche, quel que soit l'intervalle de traversée et quel que soit l'âge des participants (tous les $p < 0,05$; sauf épaules - seniors : $p = 0,052$) ; cet effet s'accompagne d'une augmentation globale des orientations maximales de la tête et des épaules vers la droite ($p < 0,05$; sauf tête seniors : $p = 0,27$ et épaules jeunes : $p = 0,21$).

V.1.2.2.3. OSCILLATIONS POSTURALES LIEES AUX AJUSTEMENTS EXPLORATOIRES

Objectifs

Le premier objectif est de vérifier que l'exploration visuelle provoque une augmentation des oscillations posturales (étudié *via* les variables du CP ; *Cf.* V.2.2.1.3. Oscillations posturales pendant l'attente). Le second objectif est de déterminer si les personnes âgées sont plus affectées que les jeunes par les mouvements soutenant l'exploration visuelle.

Résultats

La **comparaison des phases d'attente statique et de prise d'information** révèle que la prise d'information s'accompagne d'une augmentation significative des oscillations dans les deux plans pour l'ensemble des variables testées (tous les $p < 0,001$).

La **comparaison des groupes d'âge** montre que lors de la phase d'exploration visuelle les oscillations antéro-postérieures sont plus faibles chez les seniors comparés aux jeunes au niveau du Range CP ($t(26) = 3,29$; $p < 0,01$). Les vitesses de déplacement du CP dans le plan A-P sont également plus faibles dans le groupe âgé (Vitesse moyenne : $U(14,14)= 49$; Vitesse maximale : $p < 0,05$; $t(26) = 3,71$; $p < 0,001$). Les différences entre les groupes dans le plan médio-latéral ne sont pas significatives (Range CP : $p = 0,15$; vmoy : $p = 0,78$; vmax : $p = 0,21$). Aucun effet significatif n'est obtenu pour le STD quel que soit le plan (tous les $p > 0,07$). Les Figures V.11, V.12 et V.13 présentent ces résultats.

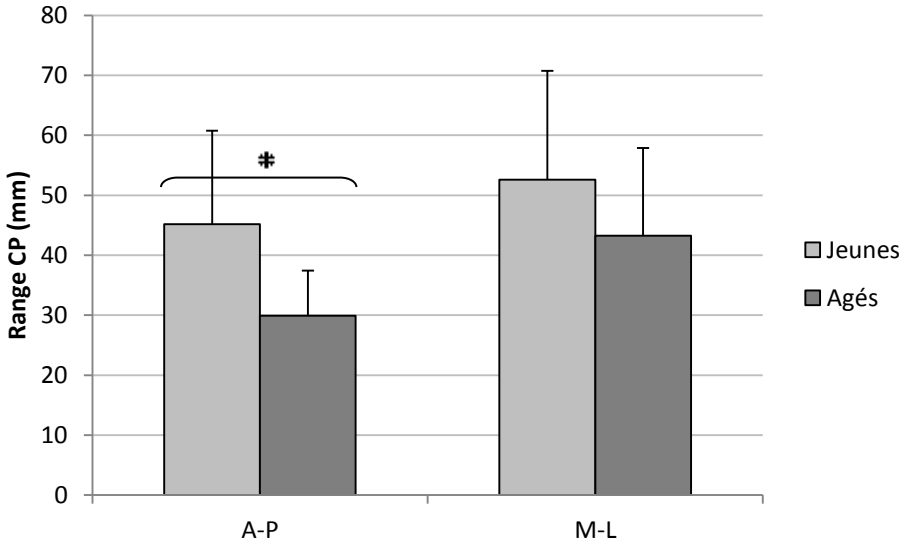


Figure V.11.: RANGE CP dans les plans antéro-postérieur (A-P) et médio-latéral (M-L) chez les participants jeunes et âgés. * : valeur de $p < 0,01$.

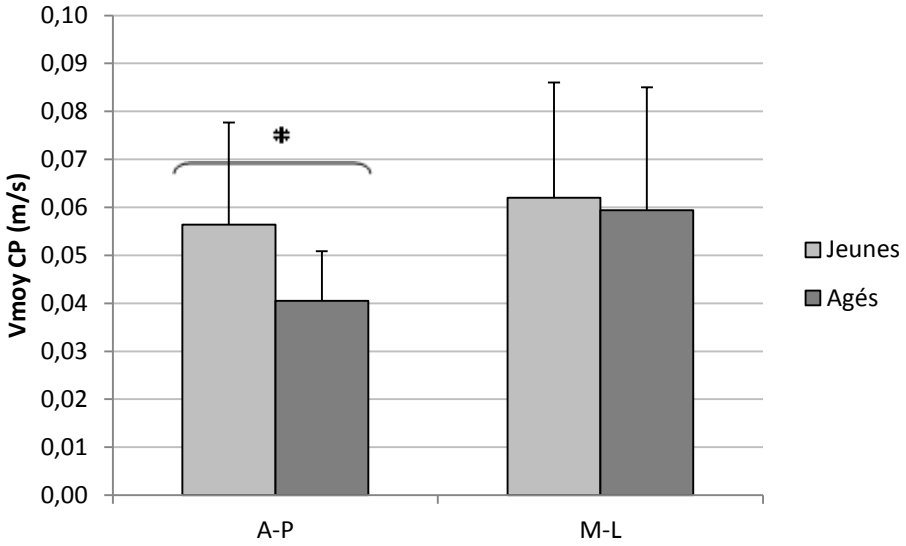


Figure V.12.: Vitesse moyenne du CP (Vmoy CP) dans les plans antéro-postérieur (A-P) et médio-latéral (M-L) chez les participants jeunes et âgés. * : valeur de $p < 0,05$.

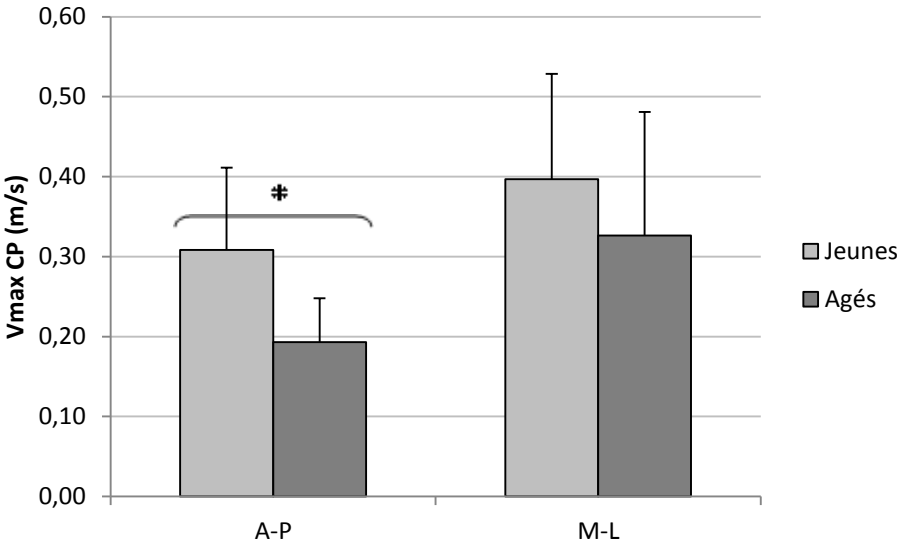


Figure V.13.: Vitesse maximale du CP (Vmax CP) dans les plans antéro-postérieur (A-P) et médio-latéral (M-L) chez les participants jeunes et âgés. * : valeur de $p < 0,001$.

V.1.2.2.4. RESUME DES PRINCIPAUX RESULTATS RELATIFS A LA PRISE D'INFORMATION

Conditionnée par un signal (disparition d'un point de fixation central), la latence de la réaction d'exploration visuelle des voies de circulation tend à être plus longue chez les seniors que chez les jeunes. Même si un manque de puissance peut être suspecté pour cette comparaison, force est de constater qu'un possible retard dans la réaction d'exploration ne peut contribuer notablement à expliquer le temps d'initiation plus long de la traversée chez les participants âgés (*Cf.* V.2.1.2.). La latence de la réaction exploratoire peut être influencée par le bruit des véhicules. De façon compatible, la condition d'intervalle court (condition de pression temporelle) provoque une diminution de la latence de l'exploration mais uniquement chez les jeunes ; comparativement, le comportement des seniors aurait donc été moins influencé par cette information auditive. Les ajustements posturaux exploratoires mobilisent davantage la tête que les épaules et, dans la population expérimentale, les différences liées à l'âge dans l'amplitude maximale des mouvements d'orientation sont minimes. L'analyse des répartitions des différentes explorations visuelles (bilatérale, gauche, droite) préalables à l'initiation de la marche concourt à décrire le comportement des participants âgés comme plus prudent, car l'exploration des voies est plus systématiquement bilatérale. Dans le cadre d'une exploration bilatérale, la tête se dirige majoritairement vers la gauche en premier quel que soit l'âge. Une séquence d'exploration débutant vers la droite est toutefois plus fréquente chez les seniors et ce, principalement en raison de deux participants qui ont adopté quasi systématiquement cette stratégie inverse.

La pression temporelle exerce une influence délétère sur les ajustements posturaux exploratoires, l'exploration bilatérale diminuant au profit d'une exploration uniquement du côté gauche (voie adjacente au trafic). En outre, la présence d'un véhicule sur la voie de droite provoque une diminution de l'amplitude maximale de rotation de la tête vers la gauche et tend à augmenter celle des rotations vers la droite. Aucun effet de la hauteur de trottoir ne semble s'exercer sur ces paramètres.

Enfin, par rapport à la phase d'attente statique, les ajustements exploratoires sont accompagnés d'une augmentation des déplacements et des vitesses du CP dans les deux plans. La phase d'exploration visuelle provoque dans le plan A-P des amplitudes d'oscillations (Range CP) et des vitesses de déplacement (moyenne et maximale) plus faibles chez les seniors que chez les jeunes. Ainsi, la prise d'information (essentiellement les ajustements posturaux) s'accompagnerait, dans le plan antéro-postérieur, d'un balancement plus rapide et provoquerait une plus grande instabilité chez les jeunes comparativement aux seniors dont l'écartement des pieds est moindre. Le fait d'être moins instables dans le plan antéro-postérieur pourrait faciliter l'initiation de la traversée des seniors.

V.1.3. L'initiation de la traversée

V.1.3.1. Les ajustements posturaux anticipatoires (APA)

Objectifs

Le premier objectif est de déterminer l'influence de l'âge sur les paramètres déterminant les APA. Le second objectif est de caractériser l'influence de la hauteur du trottoir. Le troisième objectif vise à identifier l'effet de la pression temporelle sur les APA. La méthode de caractérisation des APA a été définie dans le chapitre 4. Seuls les paramètres dont l'analyse a révélé des profils cohérents de résultats significatifs seront présentés dans ce chapitre.

Résultats

La **comparaison entre les groupes d'âge** révèle une différence significative au niveau du recul du CP dans le plan antéro-postérieur (Figure V.14) : le CP recule davantage chez les seniors que chez les jeunes ($U(14,14)= 40$; $p < 0,05$). Aucune différence intergroupe significative n'a été observée quant à l'amplitude et la durée du tracé du CP durant le transfert du poids, ou quant à la durée du recul du CP dans le plan médio-latéral.

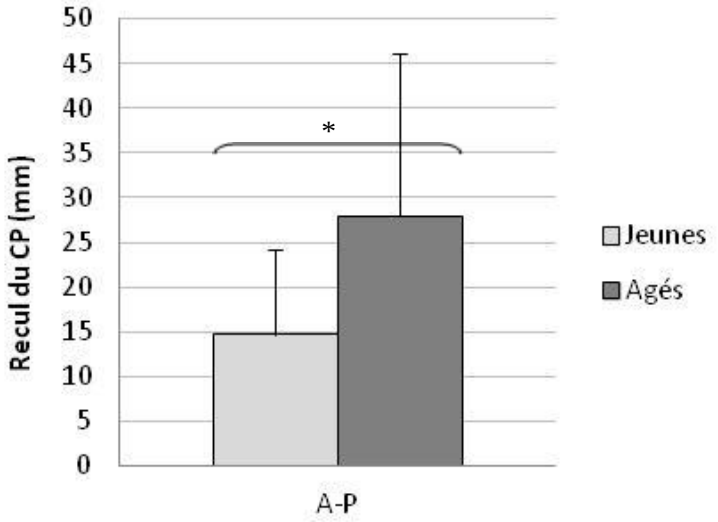


Figure V.14.: Recul du CP dans l'axe antéro-postérieur (A-P) chez les participants jeunes et âgés. * p <0,05).

Lorsque l'analyse ayant mis en évidence l'effet de l'âge sur le CP est réitérée dans les différentes conditions de trafic, la significativité n'est atteinte que dans les conditions de pression temporelle forte (V1C et V2C). Ainsi, ce serait uniquement sous pression temporelle élevée que le CP des seniors recule plus que celui des jeunes (Tableau V.5).

Tableau V.5 : Moyennes (écart-types) du recul du CP en mm dans le plan A-P en fonction de la condition de passation chez les participants jeunes et âgés ainsi que la différence statistique obtenue.

	Jeunes	Agés	Différence statistique
V0	8 (10)	19 (20)	*p=0,11*
V1L	13 (10)	24 (17)	*p=0 ;07*
V2L	14 (10)	25 (22)	*p=0,12*
V1C	12 (10)	29 (16)	$p < 0,01$
V2C	11 (23)	28 (15)	$p < 0,05$

La **comparaison des deux hauteurs de bordure** (P *vs* T) indique que l'amplitude de transfert médio-latéral est augmentée par l'élévation du trottoir (P : 13 ± 3 cm *;* T : 15 ± 4 cm ; t(26) = -3,17 ; $p < 0,01$) et ce, sans modification de la durée de cette phase de transfert du poids d'appui (T(27) = 169 ; $p > 0,63$). L'élévation du trottoir augmente également le décalage du CP dans le plan médio-latéral mais la significativité n'est atteinte que chez les participants âgés (P : 31 ± 15 mm *;* T : 40 ± 21 mm ; t(13) = -2,62 ; $p <0,03$; Jeunes P : 28 ± 14 mm *;* Jeunes T : 33 ± 14 mm ; t(12) = -1,47 ; $p = 0,17$). Aucune différence significative n'a été relevée dans le plan antéro-postérieur (tous les $p > 0,4$).

La **pression temporelle** ne semble pas avoir impacté les APA, les comparaisons des paramètres étudiés ne diffèrent pas significativement en fonction des intervalles de traversée long ou court ni en fonction du nombre de véhicules, dans l'ensemble de la population ou dans chaque groupe étudié séparément (tous les $p > 0,2$).

V.1.3.2. Inclinaison de la tête

Objectifs

L'objectif est de caractériser l'inclinaison de la tête lors de l'initiation de la marche afin de déterminer si le regard est orienté vers le sol plutôt que vers le trafic. Pour rappel, une inclinaison préférentielle vers le sol reflèterait la nécessité d'un plus grand contrôle visuel du déplacement, en particulier, de la descente de trottoir. L'effet pourrait être majoré chez les seniors. L'inclinaison de la tête correspond à l'angle de la tête dans le plan sagittal. Une valeur négative signe le passage de la tête en flexion.

Résultats

La comparaison majeure concerne ici l'incidence de la hauteur de bordure sur l'inclinaison de la tête lors du décollement des orteils du pied droit qui marque le début du déplacement et donc, la descente du trottoir (Tableau V.6.). Comparativement à la condition P, la condition T se caractérise alors par un passage en flexion (t(27) = 3,2 ; $p < 0,01$). Cet effet est obtenu quel que soit l'âge. En

revanche, il n'existe aucune différence globale liée à la hauteur de bordure lorsque survient l'extinction de la cible (t(27) = 0,7 ; p = 0,47), mais les jeunes ont un port de tête légèrement plus bas que celui des seniors (différence : -7,8° ; t(26)= -2,63 ; p < 0,05).

Tableau V.6 : Présentation de l'inclinaison de la tête chez l'ensemble des participants et la différence statistique associée (*ns*. p > 0,05).

	Plat	Trottoir	Différence statistique
Inclinaison de la tête à l'extinction de la cible (°)	14,2 (8,4)	13,7 (9,3)	*ns*
Inclinaison de la tête au décollement des orteils du pied droit (°)	1,4 (5,1)	-0,2 (6,3)	p < 0,01

En outre, quelle que soit la hauteur de bordure, au moment de l'initiation du déplacement, les personnes âgées ont tendance à incliner davantage la tête dans les conditions de **trafic routier** (sans trafic : 2,2 ± 7,1° *vs* trafic : 0,9 ± 6,6° ; t(13) = 1,99 ; p = 0,065), ce qui n'est pas le cas chez les participants jeunes (t(13) = -0,07 ; p > 0,95). A noter toutefois que ni le nombre de véhicules, ni l'intervalle de temps ne distinguent les données.

V.1.3.3. Hauteur de franchissement de la bordure avec le pied droit

Objectifs

L'objectif est de déterminer si la stratégie de franchissement de la bordure lors de l'initiation de la marche change en fonction de l'âge. L'objectif secondaire est de vérifier que la descente de trottoir implique une modification du pattern de marche quel que soit l'âge. La hauteur de franchissement est calculée en prenant en compte la partie du pied (pointe ou talon) la plus proche de la bordure lors du franchissement de celle-ci. Pour rappel, la consigne de départ stipulait que le participant devait initier la marche du pied droit.

Résultats

La **comparaison entre les groupes d'âge** ne révèle aucun effet significatif, tant en condition à plat ou avec trottoir (tous les U(14,14) > 92 ; tous les p > 0,75), les deux groupes utiliseraient donc la même stratégie pour initier le pas. En revanche, **l'élévation du trottoir** modifie ce paramètre. En effet, contrairement à l'initiation de la marche en condition P, la hauteur de trottoir provoque une diminution de la distance sol-pied (par rapport à la partie du pied la plus basse) au passage de la bordure (T(28) = 39 ; p < 0,0005) et ce, dans les deux groupes (Figure V.15). La **pression temporelle** et le

nombre de véhicules n'influencent pas le comportement pour cette variable (tous les T(28) > 180 ; tous les $p > 0,56$).

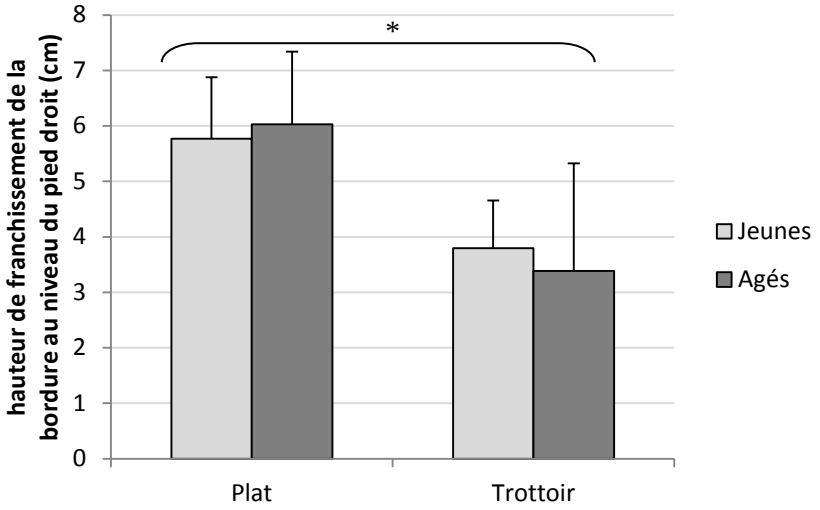


Figure V.15.: Hauteur de franchissement de la bordure chez les groupes jeune et senior en condition de traversée à Plat ou avec Trottoir. * : $p < 0,001$. Les comparaisons intergroupes n'atteignent pas le seuil de significativité.

V.1.3.4. Position du pied lors de l'impact au sol

Objectifs

Sachant que la hauteur de bordure provoque une stratégie de franchissement (*Cf.* ci-dessus), l'objectif est de déterminer comment se réceptionnent les participants lors du premier pas, et ce plus particulièrement en situation de descente de trottoir puisque la distance pied-sol plus basse (*Cf.* Ci-dessus) pourrait augmenter les risques de chute, en particulier sous pression temporelle. Le paramètre retenu pour cette analyse est la hauteur du talon lors du contact avec le sol (la hauteur entre le marqueur du talon et le sol reste incluse dans la mesure où celle-ci varie sensiblement en fonction de la position du pied, mais l'erreur de mesure induite ne remet pas en cause les conclusions).

Résultats

La Figure V.16 présente les proportions de chaque attaque en fonction de la surface de départ. Les résultats indiquent que, dans plus de 95% des cas, et en accord avec la modification de hauteur de franchissement du pied droit, la présence d'une bordure de trottoir provoque un changement d'attaque du pied, les participants passant alors d'une attaque talon à une attaque orteils.

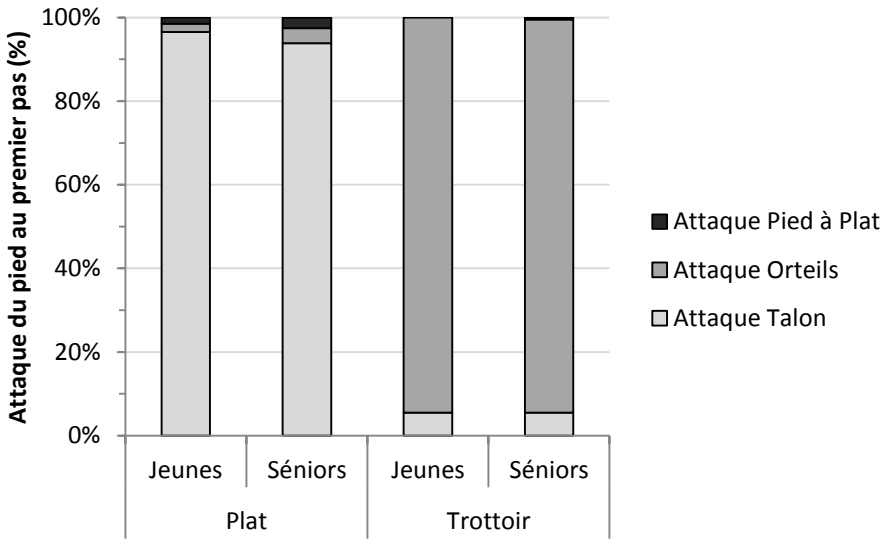


Figure V.16.: Type d'attaque du pied au sol lors du premier pas chez les jeunes et les âgés en fonction de la hauteur de bordure (Plat ou Trottoir).

La **pression temporelle** influence significativement le positionnement du pied lors du premier contact sur la chaussée lorsque le trottoir est relevé. Une analyse de variance montre un effet global de l'intervalle disponible (sans contrainte pour C0, intervalle court, intervalle long) : $F(2,52)=11,73$, $p < 0,001$; différences 2 à 2 : tous les $p < 0,05$), sans interaction avec l'âge ($p= 0,37$). Même si globalement, l'attaque reste une attaque par les orteils, la pression temporelle diminue la hauteur du talon (Figure V.17).

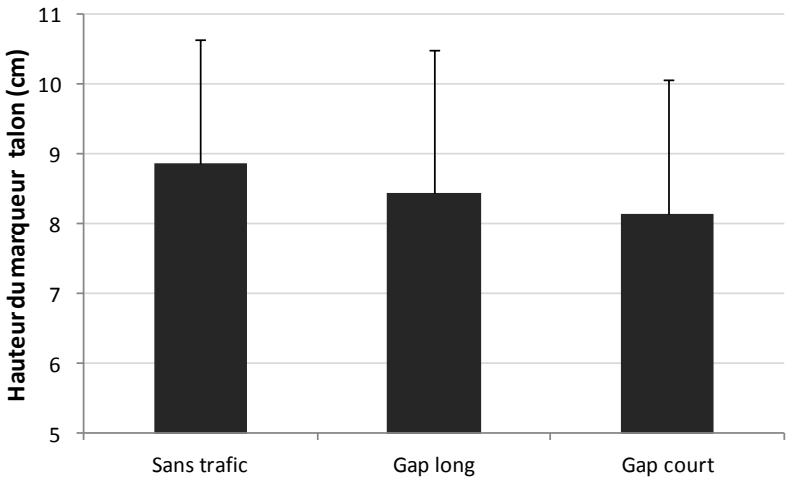


Figure V.17.: distance entre le marqueur du talon et le sol au moment du premier contact avec la chaussée lors de la descente d'un trottoir de 14 cm, quel que soit l'âge des participants.

V.1.3.5. Force de réception au sol

Objectifs

Puisque la vitesse de marche est supérieure chez les participants âgés, l'objectif est de déterminer si la force de réception est augmentée avec l'âge. Le second objectif est de caractériser la force appliquée au sol dans le cas d'une descente de marche. Le troisième objectif est de déterminer si la pression temporelle augmente la force de réception au sol. Le paramètre reflétant ici la force de réception est le pic maximal de mise en charge du poids du corps, ce pic correspondant à l'amortissement du pied droit sur le sol.

Résultats

La comparaison des deux **groupes d'âge** ne révèle pas de différence significative globale pour ce paramètre ($p = 0,77$), soutenant l'idée d'un contrôle de la réception analogue. La **hauteur de trottoir** (P *vs* T) provoque une augmentation significative de la force de réception au sol et ce, chez l'ensemble des participants ($T(28)=0,00$; $p < 0,001$) ainsi que dans chaque groupe étudié séparément (Figure V.18).

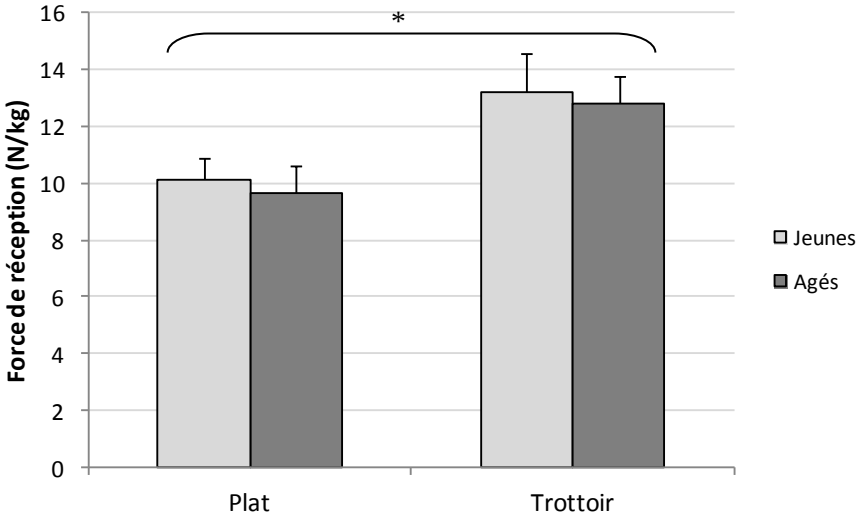


Figure V.18.: Force de réception en fonction de la hauteur du trottoir (plat *vs* 14 cm) chez les participants jeunes et seniors. * : *p < 0,001 (l'effet descriptif de l'âge n'est pas significatif)*.

L'analyse de la force de réception révèle un effet significatif de la **pression temporelle** ($F(2,50)=3,26$; $p<0,05$; Figure V.19), les comparaisons 2 à 2 étant significatives entre les conditions "sans trafic" *vs* "gap court" ($p < 0,05$) et "gap long" *vs* "gap court" ; l'âge ne module pas l'effet ($p = 0,80$).

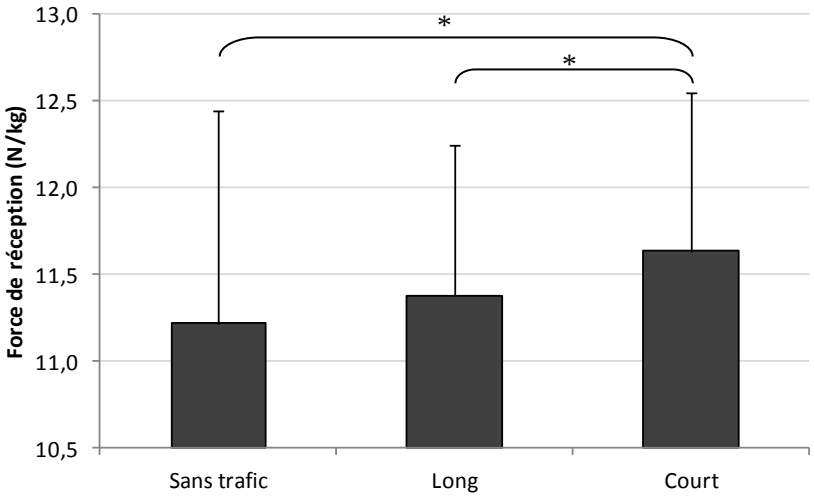


Figure V.19.: Effet de la pression temporelle (sans trafic, gap long, gap court) sur la force de réception au sol (N/kg) dans l'ensemble de la population étudiée (*: valeur de *p* au moins < 0,01).

V.1.3.6. Paramètres spatiotemporels

Objectifs

Les paramètres spatiotemporels, à savoir longueur, largeur et vitesse, portent ici sur le premier pas. L'objectif principal est de déterminer si les différences de vitesses rapportées globalement (*Cf.* V.1.1.3) sont présentes dès le premier pas. Les caractéristiques spatiales de ce premier pas sont également intéressantes en termes d'équilibre.

Résultats

La **comparaison entre les groupes d'âge** ne montre aucun effet significatif au niveau de la longueur (p=0,48) et de la largeur (p=0,25) du premier pas. La vitesse de marche au premier pas se révèle significativement plus grande chez les seniors que chez les jeunes (0,93 ± 0,15 m/s *vs* 0,82 ± 0,11 m/s ; t(26) = 2,15 ; $p < 0,05$). La différence intergroupe de vitesse est donc liée à la cadence plus grande des participants âgés (124 ± 18 pas/min *vs* 103 ± 9 pas/min ; t(26) = 3,94 ; $p < 0,001$).

La **comparaison des deux hauteurs de trottoir** montre que la descente de marche induit une baisse de la vitesse au premier pas (t(27) = 2,80 ; p <0,01 ; Jeunes : t(13) = 2,15 ; p <0,05 ; Seniors : t(13) = 1,94 ; p = 0,07). La largeur du premier pas tend à diminuer légèrement en situation de descente de marche (P : 12 ± 3 cm ; T : 11 ± 3 cm ; t(27)= 2,00 ; p = 0,054 ; tendance non retrouvée dans chaque groupe séparément). La phase de descente ne modifie pas significativement la longueur du premier pas (t(27)= 1,37 ; p = 0,18).

Le Tableau V.7. présente les données spatio-temporelles en fonction de la **pression temporelle.** Des analyses de variance confirment l'effet global de ce facteur, sur chacun des paramètres (Longueur du pas 1 : $F(2,52) = 23,26$; $p < 0,001$; Largeur du pas 1 : ($F(2,52) = 6,92$; $p < 0,01$; Vitesse pas 1 : $F(2,52) = 19,71$; $p < 0,001$; Cadence pas 1 : $F(2,52) = 10,99$; $p < 0,001$). Globalement, la pression temporelle induit un pas plus long et plus large, mais aussi plus rapide. L'âge ne modifie pas significativement ces effets.

Tableau V.7: Paramètres spatiotemporels au pas 1 en fonction de la pression temporelle dans l'ensemble de la population expérimentale.

	Sans trafic	Gap long	Gap court
Longueur du pas 1 (cm)	0,58 (0,04)	0,60 (0,04)	0,62 (0,04)
Largeur du pas 1 (cm)	10,9 (2,8)	11,2 (2,7)	12,2 (3,2)
Cadence du pas 1 (pas/min)	83 (13)	87 (14)	90 (13)
Vitesse pas 1 (m/s)	0,82 (0,16)	0,87 (0,15)	0,92 (0,14)

V.1.3.7. Résumé des principaux résultats relatifs à l'initiation de la traversée

Lors de l'initiation de la marche, il est classique d'observer un recul antéro-postérieur du CP qui prépare à l'élévation du membre oscillant. Or, lors de l'initiation de la traversée, ce recul est plus important chez les participant âgés et ce, principalement lors des conditions d'intervalle court (V1C et V2C ; alors que globalement la pression temporelle n'impacte pas significativement ce paramètre). Dans cette condition, la vitesse de marche globale ne distingue pas les deux groupes d'âge. L'analyse plus fine montre toutefois que leur comportement n'est pas identique puisque la vitesse de marche des seniors au premier pas est supérieure à celle des jeunes, et l'association avec un recul plus ample du CP est donc retrouvée au niveau de l'intergroupe. La comparaison sur le recul antéro-postérieur du CP perd toutefois en puissance dans la condition d'intervalle long où la vitesse plus grande des seniors par rapport aux jeunes est pourtant retrouvée tant au niveau global, qu'au niveau du premier pas, mais les vitesses atteintes sont globalement moindres. La pression temporelle influence également le comportement durant la phase d'exécution, induisant un premier pas plus large et plus long. L'augmentation de longueur contribue à l'acquisition d'une vitesse au premier pas supérieure, alors que l'augmentation de largeur préserve l'équilibre des participants.

La durée de la phase d'ajustement et le recul du CP ne sont pas influencés par la hauteur du trottoir. Néanmoins, l'amplitude du transfert médio-latéral du poids y est augmentée pour l'ensemble des participants, alors que l'élévation du trottoir n'avait pas modifié l'écartement des pieds. De plus, pour les participants âgés, le décalage du CP vers la droite est également augmenté, alors que comparativement aux jeunes, ils se tiennent sur le trottoir avec les pieds moins écartés. Ces différences reflèteraient la préparation à la descente de marche et plus particulièrement à une réception quasi-systématique sur la pointe dans cette condition. En revanche, il se pourrait que le décalage du CP vers

la droite chez les seniors signe la persistance durant la phase d'ajustement en condition relevée de l'impact du comportement exploratoire au niveau des oscillation latérales.

En outre, durant la phase d'exécution, la présence du trottoir induit une inclinaison supérieure de la tête chez l'ensemble des participants, suggérant un contrôle visuel de la descente. Cette phase est d'ailleurs marquée par une tendance chez les participants âgés à orienter davantage la tête vers le sol lorsqu'un trafic routier est présent à l'image. La négociation de la descente serait donc davantage contrôlée visuellement dans la situation où la survenue d'un véhicule à brève échéance pourrait majorer les conséquences d'une chute éventuelle. L'idée que les risques de chute puissent être augmentés par la hauteur de trottoir est soutenue par le fait que l'élévation réduit la hauteur du pied (distance sol-pied) lors du franchissement de la bordure, en vue d'une réception sur la pointe.

Toujours en condition de trottoir rehaussé, cette attaque par les orteils est majoritaire, mais la pression temporelle diminue l'élévation du talon lors du premier contact du pied sur la chaussée. Cette stratégie de réception permettrait d'amortir l'impact au sol lors du premier pas. Un tel ajustement serait adaptatif, sachant que, quel que soit l'âge, la hauteur du trottoir induit un pic maximal de force supérieur à la condition de départ à plat, et que ce pic est majoré par la pression temporelle (et l'augmentation de vitesse qu'elle entraîne). En outre, ni la largeur ni la longueur du premier pas ne sont notablement influencées par le trottoir (avec uniquement quelques participants pouvant présenter une largeur de pas réduite en cas d'élévation, sans être représentatifs d'un groupe d'âge). En revanche, dans l'ensemble, la présence de celui-ci diminue sensiblement la vitesse de marche au premier pas, corroborant l'idée d'un contrôle majoré de la descente par rapport à un premier pas à plat, telle discutée ci-avant.

V.1.4. La traversée engagée

L'analyse de la traversée engagée se focalise sur le cycle de marche du côté droit. Contrairement à nos hypothèses initiales, les résultats globaux et l'analyse du pas 1 témoignent d'une vitesse de marche supérieure dans le groupe âgé. La présence d'autres particularités biomécaniques mérite donc d'être recherchée dans cette classe d'âge et, le cas échéant, il conviendrait de se demander si ces particularités induisent plutôt une contrainte ou une adaptation du mouvement.

V.1.4.1. Paramètres spatio-temporels

Objectifs

Les paramètres spatiotemporels étudiés concernent le cyle droit de la marche (durée, longueur, cadence, durée des simples appuis et doubles appuis) et les pas (longueurs, largeurs, vitesses) qui le composent. L'objectif principal est de caractériser, au même titre que la vitesse, les autres paramètres spatiotemporels influencés positivement chez le groupe âgé. Le second objectif est de caractériser l'influence de la hauteur de trottoir et de la pression temporelle afin de déterminer si la phase de descente de marche induit des contraintes lors de la traversée engagée.

Résultats

La **comparaison des deux groupes d'âge** (Tableau V.8) met en évidence une différence significative au niveau de la durée du cycle ($t(26) = 3,28$; $p < 0,01$) et de la cadence du cycle ($t(26) = 3,28$; $p < 0,01$). Aucune différence significative n'a été relevée au niveau des autres paramètres. Ces résultats confirment que le groupe âgé marche plus rapidement que les jeunes grâce à une cadence de pas supérieure (celle-ci provoquant une durée du cycle de marche plus courte). La vitesse acquise au second pas ne diffère toutefois pas entre les groupes ($t(26) = -1,26$; $p = 0,22$).

Tableau V.8: Présentation des moyennes (écart-types) des caractéristiques spatiotemporelles du cycle droit de la marche chez les participants jeunes et les âgés. (*ns* : $p > 0,05$)

	Jeunes	Âgés	Différence statistique
Durée moyenne du cycle (s)	1,17 (0,06)	1,06 (0,11)	$p < 0,01$
Longueur du cycle (m)	1,14 (0,09)	1,13 (0,11)	*ns*
Longueur du pas 2 (m)	0,60 (0,05)	0,58 (0,08)	*ns*
Longueur du pas 3 (m)	0,60 (0,05)	0,60 (0,07)	*ns*
Cadence cycle (pas/min)	103 (8)	115 (13)	$p < 0,01$
Largeur du pas 2 (m)	9,4 (3,0)	8,5 (3,4)	*ns*
Largeur du pas 3 (m)	9,4 (2,6)	10,5 (3,5)	*ns*
Vitesse pas 2 (m/s)	0,98 (0,10)	1,05 (0,19)	*ns*
Vitesse pas 3 (m/s)	1,09 (0,10)	1,22 (0,16)	$p < 0,05$
% durée double appui 1	10,1 (1,4)	10,2 (1,4)	*ns*
Durée simple appui jambe droite (%)	42,0 (1,3)	42,5 (1,8)	*ns*
Durée double appui 2 (%)	8,9 (1,4)	8,1 (1,2)	*ns*
Durée simple appui jambe gauche (%)	38,9 (1,6)	39,27 (1,3)	*ns*

Lorsque les participants ont eu une **hauteur de trottoir** à descendre, la durée moyenne du cycle de marche subséquent diminue ($t(27) = 7,29$; $p < 0,001$) et ce, quel que soit l'âge (Tableau V.9). Cette baisse de la durée du cycle est liée à une baisse de la longueur du cycle ($t(27) = 4,36$; $p < 0,01$)

et une augmentation de la cadence ($t(27) = -3,26$; $p < 0,01$). Cette baisse de durée du cycle se répercute sur les phases internes au cyle. On note une baisse de la durée de double appui 1 ($t(27) = 6,26$; $p < 0,001$) et une augmentation des durées de simple appui avec trottoir ($t(27) = -6,83$; $p < 0,001$ et $t(27)=-11,10$; $p < 0,001$) ainsi qu'une tendance à la significativité lors du double appui précédant la phase oscillante du pied droit (double appui 2 : $p = 0,082$). En revanche, la présence du trottoir n'induit pas de modification au niveau des longueurs et des largeurs de pas. Concrètement, la descente du trottoir se répercute encore sur le second pas, le rendant plus rapide qu'un second pas sans trottoir (+ 0,12 m/s) alors que la vitesse du pas 3 est devenue similaire dans les deux conditions. Toutefois, la distance parcourue à l'issue des pas 2 et 3 est réduite d'environ 4 cm en condition de trottoir réhaussé comparativement à un trottoir plat. La durée réduite du double appui au profit du simple appui soutient l'idée d'une réorganisation du cycle de marche subséquent à la descente de trottoir.

Tableau V.9 : Moyennes (écart-types) des caractéristiques spatiotemporelles du cycle droit de la marche en fonction de la surface de départ chez l'ensemble des participants. (*ns* : $p > 0,05$)

	Plat	Trottoir	Différence statistique
Durée moyenne du cycle (s)	1,16 (0,11)	1,07 (0,10)	$p < 0,01$
Longueur du cycle (m)	1,16 (0,11)	1,12 (0,10)	$p < 0,01$
Longueur du pas 2 (m)	0,59 (0,07)	0.59 (0,06)	*ns*
Longueur du pas 3 (m)	0,60 (0,06)	0,61 (0,06)	*ns*
Largeur du pas 2 (cm)	8,9 (3,4)	9,3 (3,5)	*ns*
Largeur du pas 3 (cm)	9,3 (3,2)	9,9 (3,2)	*ns*
Cadence (pas/min)	106 (11)	112 (10,5)	$p < 0,01$
Vitesse pas 2 (m/s)	0,96 (0,15)	1,08 (0,16)	$p < 0,001$
Vitesse pas 3 (m/s)	1,15 (0,15)	1,14 (0,15)	*ns*
% durée double appui 1	12,4 (1,6)	7,8 (1,7)	$p < 0,001$
Durée simple appui jambe droite (%)	41,1 (1,6)	43,3 (1,9)	$p < 0,001$
Durée double appui 2 (%)	8,8 ±1,4)	8,1 (1,5)	$p = 0,082$
Durée simple appui jambe gauche (%)	37,7 (1,6)	40,6 (1,4)	$p < 0,001$

Le Tableau V.10. présente les modifications induites par l'ajout de **pression temporelle**. Globalement, la pression temporelle provoque dans les deux groupes une diminution de la durée du cycle ($F(2,52) = 26,4$; $p < 0,001$), liée à l'augmentation de la distance parcourue (longueur du cycle : $F(2,52) = 17,5$; $p < 0,001$). L'augmentation de la longueur des pas et de la vitesse/cadence de marche concourent à cet allongement de distance. Enfin, au niveau des sous-phases du cycle, les phases de double appui diminuent significativement au profit des phases de simple appui dans le cas d'un gap court (alors que la différence entre la condition contôle et le gap long n'est pas significative). Aucune différence significative n'a été constatée au niveau de la largeur des pas 2 et 3.

	Sans trafic (ST)	Gap long (L)	Gap court (C)	Différence statistique		
				ST *vs* L	ST *vs* C	L *vs* C
Durée du cycle (s)	1,13 (0,1)	1,12 (0,10)	1,10 (0,10)	**	***	***
Longueur du cycle (m)	1,11 (0,1)	1,13 (0,10)	1,16 (0,11)	***	***	***
Longueur du pas 2 (m)	0,57 (0,06)	0,58 (0,07)	0,61 (0,07)	**	***	***
Longueur du pas 3 (m)	0,59 (0,06)	0,60 (0,06)	0,61 (0,06)	***	***	*
Largeur du pas 2 (cm)	9,47 (4,1)	9,23 (3,7)	8,77 (3,5)	*ns*	*ns*	*ns*
Largeur du pas 3 (cm)	9,20 (3,2)	9,89 (3,8)	10,42 (3,3)	*ns*	*ns*	*ns*
Cadence (pas/min)	106 (10)	108 (10)	111 (10)	***	***	***
Vitesse pas 2 (m/s)	0,96 (0,06)	1,00 (0,01)	1,06 (0,02)	***	***	***
Vitesse pas 3 (m/s)	1,10 (0,1)	1,15 (0,01)	1,19 (0,03)	***	***	***
Durée double appui 1 (%)	10,6 (1,6)	10,4 (1,5)	9,6 (1,4)	*ns*	***	***
Durée simple appui jambe droite (%)	41,7 (1,7)	42,2 (1,6	42,5 (1,7)	*ns*	**	*
Durée double appui 2 (%)	8,9 (1,3)	8,6 (1,5)	8,1 (1,4)	*ns*	***	*
Durée simple appui jambe gauche (%)	38,6 (1,4)	38,8 (1,6)	39,7 (1,5)	*ns*	***	**

Tableau V.10 : Moyennes (écartypes) des caractéristiques spatiotemporelles du cycle droit de la marche en fonction de la pression temporelle chez l'ensemble des participants. * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$;*** $p < 0,001$; *ns* : $p > 0,05$. Les effets de l'âge sont présentés dans le Tableau précédent (Tableau V.9.).

En ce qui concerne la comparaison de la vitesse de marche acquise à chaque pas, l'analyse de la variance révèle, indépendamment de l'âge, une augmentation progressive de la vitesse de marche au niveau de la traversée ($F(2,52) = 125,5$; $p < 0,001$). Ce résultat montre que, contrairement à notre hypothèse initiale, la vitesse de traversée ne se stabilise pas au premier pas. La tâche de traversée de rue se distinguerait donc sur ce point des tâches étudiant la marche pour elle-même en laboratoire, notamment en lien avec le fait que son initiation résulte dans le premier cas d'un processus décisionnel complexe. D'autre part, les résultats attestent que les participants n'ont pas présenté de décélération dans les bornes d'étude du déplacement ; ils ont donc majoritairement bien respecté la consigne les incitant à ne décélérer qu'une fois franchie la ligne blanche centrale.

V.1.4.2. Paramètres cinématiques

V.1.4.2.1. TETE

Objectifs

L'objectif est de donner une indication sur l'orientation de la tête dans le plan sagittal[4] (Flexion/Extension), afin de compléter éventuellement les effets déjà décrits dans la phase d'initiation, notamment en lien avant la descente de trottoir. L'incidence potentielle de la pression temporelle (en lien avec l'augmentation de la vitesse du déplacement) pourrait influencer l'inclinaison de la tête. Des effets à ce niveau s'interpréteraient en termes d'orientation du regard, notamment vers le sol.

Résultats

La comparaison des deux groupes d'**âge** (Tableau V.11) ne révèle pas de différence significative au niveau de l'inclinaison de la tête à chaque pas observé (tous les $t(26) < 1,64$; tous les $p > 0,11$). Pour rappel, les données relatives à l'inclinaison de la tête rapportées ci-avant étaient obtenues avant la pause du pied sur la chaussée.

Tableau V.11. : Moyennes (écart-types) de la flexion/extension de la tête lors du cycle droit de marche chez les participants jeunes et âgé et la différence statistique associée (*ns*. $p > 0,05$).

	Jeunes	Agés	Différence statistique
Pas 1 (°)	-2,1 (7,7)	2,3 (10)	*ns*
Pas 2 (°)	-3,7 (11,7)	3,7 (12)	*ns*
Pas 3 (°)	-4,2 (14,1)	3,4 (14)	*ns*

[4] L'hétérogénéité interindividuelle des rotations latérales de la tête et des épaules au moment de l'initiation de la marche a été telle qu'elle a compromis les analyses statistiques possibles avec l'effectif à disposition.

Au premier pas, la **hauteur du trottoir** (P *vs* T) provoque une légère diminution de l'inclinaison de la tête dans l'ensemble de la population étudiée (-1,2 ± 8,0° *vs* 0,4 ±9,7° ; t(27) = 2,36 ; $p < 0,05$). Aucun effet lié à l'élévation du trottoir n'a été relevé au niveau des pas 2 et 3 (les 2 $p > 0,85$).

Le Tableau V.12. présente l'inclinaison de la tête à chaque pas en fonction de la **pression temporelle.** Les analyses de la variance révèlent un effet de la pression temporelle à chaque pas observé (Pas 1 : F(2,52) = 9,63 ; $p < 0,001$) ; Pas 2 : (F(2,52) = 7,97 ; $p < 0,001$) ; Pas 3 : (F(2,52) = 7,93 ; $p < 0,001$). Dans le cadre du pas 1, l'inclinaison de la tête dans les intervalles courts et longs ne diffère pas significativement (pas 1 : $p > 0,61$). En ce qui concerne le pas 2 et 3, l'ajout de pression temporelle augmente davantage l'inclinaison vers le sol (Pas 2 : F(1,26) = 4,43 ; $p < 0,05$; Pas 3 : F(1,26) = 6,83 $p < 0,05$).

Tableau V.12: Moyennes (écart-types) de l'inclinaison de la tête lors des trois premiers pas dans l'ensemble des participants en fonction de la pression temporelle et différence statistique associée

	Sans trafic	Gap long (L)	Gap court (C)	Différence statistique globale	Différence statistique L *vs* C
Pas 1 (°)	2,3 (10,9)	-1,0 (9,4)	-1,0 (7,8)	***	*ns*
Pas 2 (°)	2,3 (13,9)	-0,3 (12,9)	-2,1 (11,5)	**	*
Pas 3 (°)	1,6 (5,1)	-0,4 (14,2)	-2,3 (13,7)	**	*

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$; *ns*. $p > 0,05$.

V.1.4.2.2. MEMBRES INFERIEURS

Objectifs

L'objectif est de caractériser la stratégie de traversée de rue mise en place dans les deux groupes à l'aide de l'analyse cinématique de l'articulation de la hanche, du genou et de la cheville (*Cf.* IV.4.3.5. La marche). Ces paramètres permettent de mieux décrire et comprendre le mouvement. Pour faciliter la lecture de ces résultats, des conclusions descriptives seront insérées après la présentation des différents traitements.

Résultats

La comparaison des deux groupes d'âge (Tableau V.13) portant sur la cheville montre que la flexion plantaire (Ch4 et Ch5) est plus faible chez les participants âgés que chez les jeunes et ce, quelle que soit la hauteur du trottoir (t(26) = 2,41 ; $p < 0,05$). L'analyse de l'amplitude de la cheville en phase oscillante confirme que la flexion plantaire est significativement plus faible dans le groupe âgé,

quelle que soit la surface de départ ($t(26) = 2,52$; $p < 0,05$). Aucun effet significatif de l'âge n'a été relevé pour l'amplitude de la cheville en phase d'appui ($t(26) = 1,29$; $p = 0,21$), mais également pour les autres points caractéristiques de la cheville durant cette phase (tous les $p > 0,12$).

L'analyse des points caractéristiques du genou révèle une flexion maximale du genou en phase oscillante (G7) supérieure chez le groupe âgé comparativement aux jeunes ($t(26) = 2,37$; $p < 0,05$; Plat : $t(26) = 2,47$; $p < 0,05$; Trottoir : $t(26) = 1,47$; $p = 0,15$). Comparativement, la puissance moindre de la comparaison chez les jeunes pourrait être liée à la présence d'un écart-type élevé. Les amplitudes de genou et de hanche ne diffèrent pas entre les deux groupes (les deux $p = 0,16$), pas plus que la flexion et l'extension de la hanche sur l'ensemble des points caractéristiques (tous les $p > 0,22$). En conclusion, le point majeur influencé par l'âge est donc dans le cas de cette étude la flexion plantaire maximale, reflétant un effet classique du vieillissement.

Tableau V.13: Moyennes (écart-types) des points caractéristiques au niveau des trois articulations du membre inférieur (hanche, genou, cheville) chez les participants jeunes et âgés (*Cf.* IV.4.3.5. pour la signification des points caractéristiques). *ns* : $p > 0,05$

	Jeunes	Agés	Différence statistique
H1	28,1 (3,8)	28,6 (6,5)	*ns*
H2	24,3 (4,1)	24,3 (6,9)	*ns*
H3	-9,5 (4,7)	-11,7 (4,5)	*ns*
H4	-10,3 (4,7)	-12,4 (4,4)	*ns*
H5	2,9 (4,5)	1,7 (4,5)	*ns*
H6	30,7 (3,6)	30,1 (4,9)	*ns*
H7	49,5 (4,5)	52,6 (6,7)	*ns*
G1	14,9 (3,3)	16,7 (6,1)	*ns*
G2	21,5 (3,3)	21,2 (6,7)	*ns*
G3	23,2 (3,7)	24,0 (7,1)	*ns*
G4	10,1(3,3)	9,8 (4,8)	*ns*
G5	15,3 (3,6)	14,2 (4,4)	*ns*
G6	52,5 (4,0)	49,1 (6,8)	*ns*
G7	39,4 (3,7)	42,3 (2,8)	$p < 0,05$
G8	60,5 (3,1)	57,6 (6,9)	*ns*
Ch1	-6,7 (5,3)	-3,8 (7,0)	*ns*
Ch2	4,2 (3,8)	4,6 (4,6)	*ns*
Ch3	19,7 (6,5)	18,7 (6,7)	*ns*
Ch4	17,6 (7,1)	16,3 (6,2)	*ns*
Ch5	-12,9 (6,9)	-7,0 (6,0)	$p < 0,05$
Ch6	-11,6 (6,0)	-5,8 (6,5)	$p < 0,05$
Ch7	9,4 (4,7)	10,2 (4,1)	*ns*
Ch8 (Plat)	35,9 (11,5)	28,3 (2,9)	$p < 0,05$
Ch8 (Trottoir)	40,5 (5,5)	37,9 (4,6)	*ns*
Ch9	30,5 (8,9)	23,3 (5,7)	*ns*
Ch10	26,5 (8,1)	22,5 (8,1)	*ns*

Lorsque les participants ont eu un **trottoir** à descendre, ils ont dû mettre en place une stratégie propre visant à s'adapter de manière efficace au franchissement de la bordure. Le Tableau V.14. présente les résultats.

La cinématique de la hanche témoigne d'une baisse significative de flexion, quel que soit l'âge, durant le premier double appui (H1 : $t(27) = 12,95$; $p < 0,001$ et H2 : $t(27) = 15,15$; $p < 0,001$). Ce résultat est également constaté au niveau de l'amplitude de la hanche, significativement plus faible en présence d'un trottoir ($t(27) = 7,44$; $p < 0,001$). Il est à noter que l'influence du trottoir tend à se maintenir jusqu'au contact du pied gauche sur la chaussée (H3 : $t(27) = 1,98$; $p = 0,057$). Les autres points caractéristiques de cette articulation ne diffèrent pas statistiquement entre les deux hauteurs de trottoir.

La flexion du genou diminue également durant la phase de descente de bordure et ce, sur l'ensemble du cycle (G1 : $t(27) = 6,11$; $p < 0,001$; G2 : $t(27) = 6,08$; $p < 0,001$; G3 : $t(27) = 3,27$; $p < 0,01$; G5: $t(27) = 4,29$; $p < 0,001$; G6 : $t(27) = 2,08$; $p < 0,05$; G7: $t(27) = 3,75$; $p < 0,001$) à l'exception de G4. Il est toutefois à noter que le minimum de flexion en phase d'appui (G4) a tendance à augmenter lorsque le trottoir est relevé (G4: $t(27) = 2,28$; $p < 0,095$). L'amplitude du genou (G8) se révèle significativement plus grande dans le cas d'une hauteur de trottoir à descendre ($t(27) = 2,4$; $p < 0,05$) ; les seniors seraient davantage concernés par ce phénomène que les jeunes (Seniors : $t(27) = 2,4$; $p < 0,05$; Jeunes : $p = 0,36$).

L'adaptation environnementale de la cheville au trottoir relevé se traduit par un contact, quasi-systématique, du pied droit en flexion plantaire (extension du pied se traduisant par une valeur négative dans le Tableau) sur la chaussée alors qu'à plat le contact du pied se fait majoritairement en dorsiflexion, comme déjà évoqué antérieurement. L'impact du trottoir sur cette articulation a été relevé jusqu'au début de phase oscillante du pied droit (Ch6). Le décollement des orteils du pied gauche (Ch2, Figure V.20), est marqué par une baisse significative de la dorsiflexion en condition T (-4,2° ; $t(27) = 4,54$; $p < 0,001$) et ce, plus particulièrement, chez les seniors (-5,81° ; $t(13) = 5,84$; $p < 0,001$; Jeunes : -2,86° ; $t(13) = 1,82$; $p = 0,091$). Le maximum de dorsiflexion (Ch3) précédant le contact du pied gauche sur la chaussée présente également une diminution significative pour l'ensemble de la population (- 3° ; $t(27) = 2,91$; $p < 0,01$), apparemment plus prononcée chez les jeunes (-3,4° $t(13) = 3,85$; $p < 0,001$; Agés : -2,5°; $p = 0,18$). La flexion plantaire (Ch5 et Ch6) est, quant à elle, augmentée en présence d'un trottoir dans l'ensemble de la population (Ch5 : augmentation moyenne de 2,37° ; $t(27) = 3,36$; $p < 0,01$) et dans chaque groupe étudié séparément. Cette augmentation se retrouve également au niveau de l'amplitude globale de la cheville ($t(27) = 6,28$; $p < 0,001$).

Les résultats obtenus tendent à montrer que le pattern de descente de marche traduit une adaptation efficace dans les deux groupes d'âge, malgré la présence de composantes spécifiquement

affectées par le vieillissement (essentiellement la moindre flexion plantaire avec ses répercussions au niveau de la hanche et du genou). Reste à savoir si les possibilités d'adaptation sont également préservées dans des conditions de pression temporelle.

Tableau V.14: Moyennes (écart-types) des points caractéristiques au niveau des trois articulations du membre inférieur (hanche, genou, cheville) chez les participants jeunes et âgés en fonction de la surface de départ (P : Plat ; T : Trottoir).

	Plat (P)		Trottoir (T)		Différence
	Jeunes (J)	Agés (A)	Jeunes (J)	Agés (A)	statistique
H1	32,9 (4,6)	35,1 (6,9)	22,9 (4,1)	21,9 (6,8)	E
H2	28,8 (4,9)	30,3 (7,0)	19,6 (4,7)	18,1 (7,5)	E
H3	-9,2 (4,9)	-11,3 (4,5)	-9,9 (4,7)	-12,1 (4,8)	*ns*
H4	-10,1 (4,9)	-12,1 (4,3)	-10,6 (4,8)	-12,8 (4,8)	*ns*
H5	3,2 (5,0)	2,3 (4,9)	2,6 (4,5)	1,1 (4,5)	*ns*
H 6	30,7 (3,4)	29,8 (5,2)	30,6 (3,8)	30,4 (5,0)	*ns*
H7	44,5 (2,8)	47,7 (6,7)	41,2 (2,8)	43,4 (5,4)	E
G 1	16,7 (4,1)	20,1 (6,9)	13,1 (2,9)	13,2 (6,4)	E
G 2	23,2 (4,9)	24,8 (7,5)	19,1 (3,4)	17,5 (6,5)	E
G 3	23,8 (4,8)	26,8 (7,9)	22,4 (4,4)	21,1 (7,1)	A
G 4	9,3 (3,4)	9,6 (4,4)	10,7 (3,8)	10,1 (5,8)	*ns*
G 5	14,4 (3,6)	13,3 (4,4)	16,1 (4,1)	15,3 (4,6)	E
G 6	51,7 (5,0)	48,7 (6,6)	53,1 (3,4)	49,5 (7,2)	*ns*
G 7	41,5 (3,6)	44,6 (3,0)	36,8 (7,5)	40,1 (4,1)	E
G 8	55,2 (3,1)	51,6 (5,9)	55,5 2,8)	53,3 (7,2)	E / A
Ch1	4,2 (7,1)	6,2 (5,3)	-18,2 (8,5)	-14,4 (10,6)	E
Ch2	5,7 (4,5)	7,3 (4,4)	2,9 (5,1)	1,5 (5,5)	A
Ch3	21,5 (5,9)	19,8 (6,3)	18,1 (7,5)	17,3 (8,6)	E / J
Ch4	20,3 (5,8)	18,4 (6,4)	14,9 (9,7)	13,9 (7,6)	E
Ch5	-11,6 (6,5)	-6,1 (5,6)	-14,5 (7,8)	-7,9 (6,6)	E
Ch6	-10,6 (5,8)	-4,8 (6,4)	-12,9 (6,5)	-6,8 (6,9)	E
Ch7	9,4 (4,4)	10,1 (3,8)	9,5 (5,1)	10,2 (5,2)	*ns*
Ch8	35,9 (11,5)	28,4 (2,9)	40,6 (5,5)	37,9 (4,6)	E
Ch9	17,3 (6,3)	13,6 (6,1)	36,3 (12,6)	31,8 (12,1)	E
Ch10	31,9 (9,8)	24,5 (6,6)	29,4 (8,8)	21,9 (7,3)	*ns*

E : $p < 0,05$ chez les deux groupes ; J : $p < 0,05$ chez les jeunes ; A : $p < 0,05$ chez les âgés ; *ns* : $p > 0,05$.

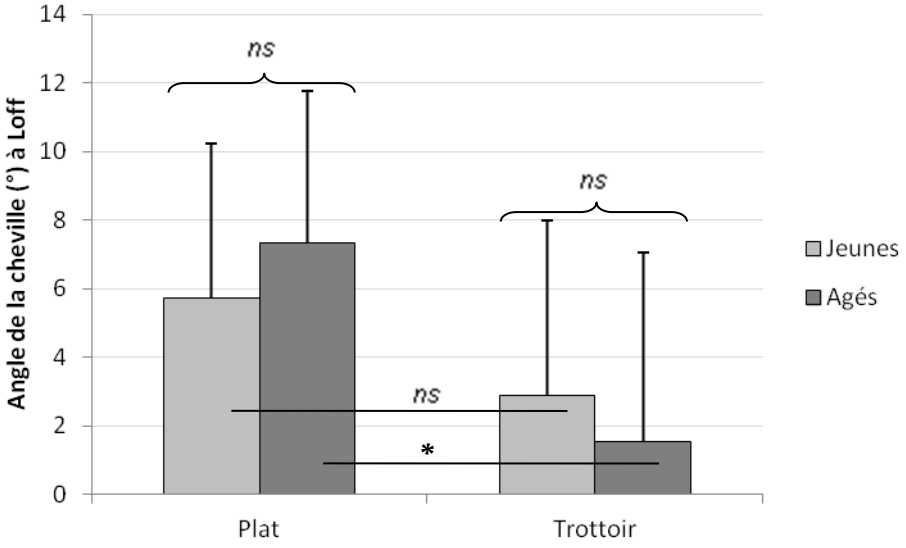


Figure V.20.: Cinématique de la cheville au décollement des orteils du pied gauche (Ch2) chez les participants jeunes et âgés.

En ce qui concerne l'influence de la **pression temporelle**, et de manière à limiter la présentation des résultats, l'analyse s'intéresse exclusivement à la comparaison des intervalles long et court (Tableau V.15). Les analyses de la variance suggèrent que la pression temporelle induit une légère adaptation au niveau de la hanche et de la cheville dans les deux groupes d'âge. En effet, sous pression temporelle élevée, les amplitudes des articulations de la hanche et de la cheville droites augmentent sensiblement (hanche : $F(1,26) = 5,98$; $p < 0,05$ et cheville : $F(1,26) = 5,74$; $p < 0,05$) et ce, sans modification de l'amplitude du genou ($p = 0,20$).

De façon plus précise, la stratégie visant à favoriser une vitesse de marche plus élevée semble se dérouler principalement durant la phase de double appui 2. Au contact du pied gauche marquant le début de la phase de double appui, la pression temporelle élevée (gap court) provoque une sensible augmentation de l'extension de hanche droite (H3 : +1° en moyenne dans l'ensemble de la population étudiée ; $F(1,26) = 6,05$; $p < 0,05$) et de la flexion de genou (G5 : +1° ; $F(1,26) = 15,0$; $p < 0,001$). La phase de double appui est également marquée par une augmentation de l'extension maximale de hanche (H4 : +1° en moyenne dans l'ensemble de la population étudiée ; $F(1,26) = 4,96$; $p < 0,05$) ainsi que de la flexion plantaire maximale (Ch5 : +1° en moyenne dans l'ensemble de la population étudiée ; $F(1,26) = 6,06$; $p < 0,05$). Le décollement des orteils marquant la fin de double appui témoigne également d'une sensible augmentation de la flexion de hanche (H5 : +1,5° en moyenne dans l'ensemble de la population étudiée ; $F(1,26) = 10,0$; $p < 0,01$) et de flexion plantaire (Ch6 : +1° en moyenne dans l'ensemble de la population étudiée $F(1,26) = 6,80$; $p < 0,05$).

Les gains obtenus en cas de pression temporelle sont faibles mais mettent en avant la capacité des deux groupes d'âge à s'adapter positivement à la pression temporelle élevée à partir du second double appui du cycle droit.

Tableau V.15: Moyennes (écart-types) des points caractéristiques au niveau de la hanche (H), du genou (G) et de la cheville (Ch) chez les participants jeunes et âgés en fonction de la pression temporelle (L: Long, C: Court).* : $p < 0,05$; *ns* : $p > 0,05$.

	Long (L)		Court (C)		Différence statistique	
	Jeunes	Agés	Jeunes	Agés	L vs C	valeur de *p*
H1	27,9 (3,7)	28,8 (6,9)	28,7 (4,1)	28,6 (6,5)	*ns*	$p = 0,36$
H2	24,0 (4,0)	24,5 (7,6)	25,3 (4,4)	24,4 (6,9)	*ns*	$p = 0,14$
H3	-9,3 (4,7)	-11,4 (4,0)	-10,1 (5,1)	-12,1 (5,0)	*	$p < 0,05$
H4	-10,1 (4,7)	-12,2 (3,9)	-10,9 (5,1)	-12,7 (4,9)	*	$p < 0,05$
H5	3,4 (4,7)	2,1 (4,0)	1,9 (4,8)	1,2 (4,9)	*	$p < 0,05$
H6	30,7 (3,6)	30,3 (5,1)	31,0 (3,6)	30,1 (4,9)	*ns*	$p = 0,99$
H7	44,4 (2,9)	47,4 (6,7)	45,5 (3,7)	48,3 (6,7)	*	$p < 0,05$
G1	14,9 (3,1)	16,5 (6,2)	15,0 (3,4)	16,3 (6,6)	*ns*	$p = 0,92$
G2	21,0 (3,2)	21,3 (7,3)	21,5 (3,2)	20,4 (7,1)	*ns*	$p = 0,67$
G3	22,9 (3,6)	23,7 (7,4)	24,1 (3,8)	24,6 (7,5)	*ns*	$p = 0,072$
G4	10,0 (3,5)	9,5 (5,0)	10,1 (3,1)	9,9 (5,3)	*ns*	$p = 0,32$
G5	15,0 (3,6)	14,1 (4,5)	16,3 (3,8)	14,9 (4,4)	*	$p < 0,05$
G6	52, 9 (3,8)	49,2 (7,5)	52,3 (3,5)	49,4 (6,7)	*ns*	$p = 0,56$
G7	39,4 (4,0)	42,6 (2,8)	39,9 (3,5)	41,8 (3,4)	*ns*	$p = 0,29$
G8	54,8 (3,1)	51,5 (6,2)	55,3 (3,3)	51,9 (5,9)	*ns*	$p = 0,20$
Ch1	-5,8 (5,6)	-4,0 (8,2)	-8,7 (6,3)	-3,4 (5,4)	*ns*	$p = 0,70$
Ch2	4,4 (3,8)	4,7 (4,6)	4,4 (4,2)	4,2 (5,3)	*ns*	$p = 0,45$
Ch3	19,9 (6,9)	18,1 (6,6)	20,2 (6,8)	19,3 (7,6)	*ns*	$p = 0,13$
Ch4	18,2 (7,3)	16,0 (6,1)	17,3 (7,8)	16,1 (6,9)	*ns*	$p = 0,40$
Ch5	-12,9 (7,6)	-6,6 (5,6)	-13,4 (6,8)	-7,9 (6,7)	*	$p < 0,05$
Ch6	-11,6 (6,5)	-5,3 (6,2)	-12,2 (5,9)	-6,6 (7,1)	*	$p < 0,05$
Ch7	9,5 (4,9)	10,0 (4,3)	9,6 (4,8)	10,5 (4,3)	*ns*	$p = 0,20$
Ch8	36,1 (11,8)	28,0 (7,2)	36,5 (12;4)	29,3 6,6)	*ns*	$p = 0,46$
Ch9	26,5 (8,3)	21,7 (8,9)	26,1 (8,1)	23,3 (9,9)	*ns*	$p = 0,45$
Ch10	31,2 (10,1)	22,58 (5,5)	30,70 (9,3)	24,10 (6,5)	*	$p < 0,05$

V.1.4.3. Force de propulsion

Objectifs

Pour rappel, la force de propulsion maximale correspond au pic de force verticale précédant le décollement des orteils du pied droit. En lien avec une flexion plantaire plus faible chez les participants âgés (*Cf.* ci-dessus), l'objectif est de déterminer si la force de propulsion est diminuée dans cette population d'âge. L'objectif secondaire est d'observer l'influence du trottoir ou de la pression temporelle.

Résultats

La **comparaison des deux groupes d'âge** ne montre pas de différence significative au niveau de la force de propulsion et ce, quelle que soit la hauteur du trottoir (tous les $p > 0,76$). Il en est de même au niveau de la comparaison de l'incidence de la **hauteur du trottoir** dans l'ensemble de la population et pour chaque groupe étudié séparément (tous les $p > 0,48$). Le Tableau V.16. présente, à titre d'exemple les valeurs moyennes issues de ces deux comparaisons.

Tableau V.16: Moyenne (Ecarts-types) de la force de propulsion chez les participants jeunes et âgés en fonction de la hauteur du trottoir (Aucun effet significatif observé).

	Jeunes		Agés	
	Plat	Trottoir	Plat	Trottoir
Force de propulsion (N/kg)	10,7 (0,5)	10,8 (0,4)	10,8 (0,8)	10,8 (0,9)

En ce qui concerne la pression temporelle, les données ne permettaient pas de recourir à une analyse de la variance (Test de Levene : tous les $F > 5,3$; tous les $p < 0,05$). L'analyse séparée des deux groupes au niveau de la comparaison des intervalles long et court montre que la pression temporelle élevée (gap court) provoque une augmentation significative de la force de propulsion uniquement chez les jeunes (10,7 ±0,4 vs 10,9 ±0,4 N/kg ; $t(10) = 2,95$; $p < 0,05$; Agés : $p = 0,57$). Ce résultat est à mettre en relation avec l'augmentation significative de la vitesse de marche chez les jeunes entre ces deux intervalles (les vitesses de marche ne différaient pas dans les deux intervalles chez les participants âgés).

V.1.4.4. Résumé des principaux résultats biomécaniques relatifs à la traversée engagée

La phase de traversée engagée met en exergue le fait que la vitesse supérieure des participants âgés est liée à l'augmentation de la cadence (pas/min) et non à la longueur des pas. La hauteur du trottoir provoque une légère adaptation du cycle permettant de pallier l'amortissement de la descente dans les deux groupes (la mise en charge du poids du corps vers l'avant induit une baisse de 4,6% de la durée du premier double appui et au final une réduction de 4 cm de la distance parcourue à l'issue du troisième pas, soit 3,5% de la longueur du cycle droit). De même, la pression temporelle induit chez tous les participants une adaptation du cycle permettant de favoriser le mouvement vers l'avant (légère baisse des durées de doubles appuis au profit des simples appuis, réduction de la durée du cycle et augmentation de la distance parcourue au troisième pas). En revanche, contrairement aux hypothèses initiales, la vitesse de traversée dans le simulateur n'est pas stabilisée au premier pas, et elle augmente à chaque pas observé. Il n'est pas possible d'attester que la vitesse du troisième pas soit stabilisée.

L'analyse cinématique de l'inclinaison de la tête suggère que le comportement de traversée est sensible à la hauteur du trottoir. La tête des participants est moins inclinée vers le sol dans le cas d'une descente de bordure. Cette observation pourrait être liée au fait que les participants ont orienté leur tête davantage vers le sol au moment de l'initiation de la marche afin de contrôler le passage de la bordure. La moindre inclinaison dans le cas d'un trottoir relevé pourrait aussi être liée à une modification générale de la posture permettant de maintenir au mieux l'équilibre dynamique. En revanche, la pression temporelle élevée augmente l'inclinaison de la tête, ce qui pourrait être relié à l'augmentation de la vitesse de marche et à l'intérêt d'un contrôle accru pour garantir l'équilibre dans cette condition.

L'analyse cinématique du membre inférieur met en évidence une baisse de l'efficacité de la cheville chez les participants âgés lors de la flexion plantaire. Toutefois, la moindre flexion plantaire dans le groupe âgé lors du décollement des orteils du pied droit semble être compensée par une augmentation de la flexion du genou. Cette observation traduirait une adaptation sécuritaire de la locomotion des seniors. La hauteur du trottoir induit une préparation à la réception sur la pointe grâce à la diminution de la flexion de hanche et à la réception en flexion plantaire sur la chaussée. Cette phase d'amortissement se traduit par une baisse de la dorsiflexion voire le maintien de la flexion plantaire à la fin du premier double appui suivi d’une diminution de la flexion maximale du genou lors de la phase de simple appui droit et ce, principalement chez les participants âgés. Chez les jeunes, l'influence de la hauteur de trottoir se traduit par une légère baisse de la dorsiflexion maximale durant la phase de simple appui droit. Ces observations suggèrent la mise en place, quel que soit l'âge, d'une stratégie compensatrice de la hauteur de trottoir visant probablement à favoriser la rigidité de la cheville de manière à maintenir l'équilibre dynamique du mouvement et son accélération. L'étude des moments et des puissances au niveau de ses 3 articulations lors de la descente pourrait tenter d'expliquer la nécessiter d'adopter cette stratégie.

L'ajout d'une pression temporelle élevée influence sensiblement le pattern de marche au niveau de la hanche et de la cheville dans les deux groupes d'âge. Même si la flexion plantaire maximale des seniors est plus faible que celle des jeunes, celle-ci est augmentée lors de la phase pré-oscillante dans l'ensemble de la population étudiée. En lien avec la dangerosité de la condition de traversée, l'augmentation de la flexion plantaire et de l'extension de hanche pourrait être le reflet d'une vitesse accrue en lien avec une réactivité permettant de s'adapter aux situations potentiellement dangereuses.

V.2. DISCUSSION GENERALE

V.2.1. Effet du vieillissement

Les variables indépendantes reliées au simulateur (intervalle de temps disponible, nombre de véhicules, hauteur de trottoir) ont donné lieu à l'observation de patterns de résultats cohérents, qu'ils soient généraux ou spécifiques à une classe d'âge. Ces résultats renforcent les conclusions positives quant à la pertinence d'un outil tel que le SRP pour l'étude de la traversée de rue par les piétons. L'intérêt de l'adjonction de dispositifs biomécaniques dans la plate-forme SRP s'est confirmé, permettant à plusieurs reprises d'apporter des compléments à l'interprétation de résultats issus des approches comportementales globales.

La conclusion majeure de cette approche globale concerne la convergence de données autorisant à décrire comme prudente la population de seniors qui a participé à l'étude principale. Une telle conclusion s'oppose donc au stéréotype de la personne âgée en difficulté et à risques dans des activités de la vie quotidienne telle la traversée de rue. Les participants âgés étaient tous actifs et en bonne santé, compte tenu de leur âge. Nos critères d'inclusion et d'exclusion ont été définis *a priori* dans le but de disposer d'observations de référence, mais il n'est pas inconsidéré de conclure que les comportements observés sont assez représentatifs de beaucoup de personnes de cette classe d'âge, même si les statistiques européennes indiquent une diminution sensible de l'espérance de vie en bonne santé à partir de 2006 (ex. Sieurin *et al.,* 2011). Quantifiées dans le SRP sur la traversée de la voie proximale (véhicules venant de la gauche), les marges de sécurité des seniors se sont révélées plus longues que celles des participants jeunes, ces derniers ayant au final effectué trois fois plus de traversées dangereuses que le groupe âgé. Si les ajustements initiaux des intervalles de temps disponibles pour traverser ont pu contribuer à cette différence intergroupe (puisqu'ils ont été augmentés pour les seniors selon des estimations basées sur la littérature et sur des données recueillies dans deux expériences préliminaires), ils ne peuvent à eux seuls rendre compte de l'ensemble de l'effet. Notamment dans le cas d'intervalles classifiés comme « courts » et supposés induire une pression temporelle, bon nombre de participants du groupe âgé ne s'est pas engagé sur la chaussée dans les conditions temporelles proposées. Il a donc été nécessaire de leur octroyer du temps supplémentaire pour qu'ils acceptent de traverser. Un tel effet corrobore l'observation de Lobjois et Cavallo (2009). Le comportement de traversée des seniors serait donc principalement motivé par un besoin accru de sécurité. Les réponses de nos participants au questionnaire EPCUR (Granié, 2008) testant les comportements piétonniers à risque (avec un score des seniors inférieur à celui des jeunes pour chaque sous-échelle ; *Cf.* Chapitre 4), confortent la conclusion et soutiennent l'idée que le comportement en simulateur peut refléter celui que les participants adoptent dans leurs déplacements en situation naturelle. Cette description d'une classe d'âge sécuritaire rejoint les conclusions issues des

travaux de Granié *et al.* (2013) ou de Bernhoft et Carstensen (2008) et sont compatibles avec les observations effectuées par Harrel (1990, 1991). Les auteurs suggèrent qu'une meilleure conscience du partage des espaces (principalement entre les automobilistes et les piétons, ce qui renverrait donc à des appréciations moins ego-centrées) conduit les personnes âgés à plus de régulation comportementale. Une telle prise de conscience pourrait être liée à un sentiment de plus grande vulnérabilité lors de la marche en ville. Cependant, les participants âgés de la présente étude n'ont pas exprimé se sentir plus vulnérables que les jeunes (*Cf.* Chapitre 4), mais un manque de puissance statistique ne peut être exclu à l'égard de ce paramètre.

Le sentiment de vulnérabilité peut ne pas refléter uniquement les dangers intrinsèques à la situation (évaluation primaire dans le sens de Lazarus, 1991) mais tenir compte des possibilités d'adaptation (évaluation secondaire et réévaluation), et donc des capacités d'adaptation de l'individu. Ne pas s'engager sur la chaussée si l'intervalle disponible est jugé trop court traduirait bien une telle adaptation. Savoir qu'ils se comportent de façon prudente peut donc réduire ultimement la sensation de vulnérabilité des seniors. Se pose alors la question des facteurs susceptibles de motiver la sélection d'intervalles plus longs pour traverser. Certains peuvent ne pas être liés au piéton lui-même, comme évoqué ci-avant, le piéton âgé pourrait se méfier davantage du comportement des conducteurs. Mais d'autres facteurs pourraient dépendre d'une prise de conscience de l'incidence du vieillissement sur les aptitudes sensori-motrices. Parmi elles, le ralentissement de la **vitesse de marche** et, possiblement, l'augmentation des risques de chutes retiennent l'attention dans cette discussion.

Contrairement aux attentes, les participants âgés de la présente étude n'ont pas marché plus lentement que les jeunes, c'est même l'effet inverse qui est constaté lorsqu'il n'y avait pas de circulation ou lorsque l'intervalle laissé pour traverser était long, alors que la différence inter-groupe n'était pas significative lors du test TM6. Plusieurs explications possibles et non exclusives sont envisageables. Tout d'abord, les jeunes pourraient avoir sous-performé, comme le suggère la confrontation de leurs données à la littérature sur la distance parcourue au TM6 (ex. Gibbons *et al.*, 2001). Il n'existe aucune raison évidente de penser que les participants jeunes n'étaient pas en mesure d'acquérir une vitesse de marche appropriée (*Cf.* Brenière & Do, 1986). Leur comportement pourrait traduire une motivation, comparativement moindre que celle des seniors, à participer à la recherche et/ou des causes possibles sans rapport avec le contexte expérimental (consommation de drogues, fatigue liée à un mode de vie bien rempli, pression des pairs à paraître nonchalant), mais ces effets présumés ne se seraient pas répercutés notablement sur les latences d'exploration et d'initiation (*Cf.* ci-dessous). Incidemment, un port de tête moins relevé chez les jeunes comparativement aux seniors pendant la phase d'attente pourrait être interprété comme le signe de plus de fatigue. Rien n'exclut qu'il ne s'agisse d'un état assez fréquent dans cette classe d'âge (voir par exemple, les statistiques concernant les retards conséquents des horaires de coucher chez les jeunes, Léger *et al*., 2011).

D’autres hypothèses peuvent être formulées concernant la vitesse de marche des seniors. Il est possible que globalement, la marche de nos seniors (pour rappel, représentatifs du bien-vieillir) ne soit pas affectée par le vieillissement. En fait, il existe une dispersion notable des vitesses de marche dans ce groupe (ce qui peut diminuer la puissance des comparaisons statistiques intergroupes), et ces différences interindividuelles sont en partie prédictives de la vitesse de marche dans le simulateur. Rien n’indique toutefois que le vieillissement soit l’unique (ou au moins une) cause des ralentissements présentés par certains participants. Il est toutefois à noter que la différence entre les deux groupes d’âge se réduit au point de perdre la significativité statistique en condition d’intervalle court. En d'autres termes, compte tenu d’une vitesse plus grande dans les conditions moins dangereuses, la possibilité d’accélération de la marche se réduit chez les seniors. L’idée d’une surcompensation d’un ralentissement ne peut donc être exclue dans les autres phases de l’étude, en lien avec un corpus classique décrivant une évolution de l’organisation de la marche généralement vers une vitesse préférentielle et une vitesse maximale plus lentes chez les personnes âgées (Imms & Edholm, 1981 ; Bohannon, 1997). Une fois de plus, les enregistrements biomécaniques permettent de conclure si oui ou non la marche de nos participants âgés, toute rapide qu’elle ait été, garde toutes les caractéristiques de celles des jeunes.

Il s’avère que la marche des seniors ayant participé à cette étude se distingue essentiellement de celle des jeunes par une cadence plus rapide, alors que la longueur des pas n'est pas affectée. Ce profil comparatif se distingue une fois de plus d'observations antérieures. Ainsi, Winter *et al.* (1990) ont mis en évidence une diminution de la longueur du pas par rapport à celui de l’adulte jeune, ainsi qu’une augmentation du temps de double appui alors que la cadence reste sensiblement la même. Classiquement prédicteur d'une vitesse de marche plus rapide (Brenière *et al.*, 1987), un recul du centre de pression plus important dans l'axe antéro-postérieur est effectivement observé chez les seniors lors du premier pas qui, pour rappel, est significativement plus rapide dans ce groupe. Cet effet serait toutefois principalement imputable aux conditions de pression temporelle qui augmentent le recul du CP des participants âgés alors que, dans cette condition, les vitesses de marche ne diffèrent pas significativement entre les groupes ; aucune augmentation de ce déplacement du CP n'est retrouvée chez les participants jeunes, bien qu'ils accélèrent significativement. Chez eux, l'amplitude des déplacements antéro-postérieurs du CP et leur vitesse lors de la phase d'exploration suggèrent davantage de mobilité que chez les seniors. En condition de stabilité posturale initiale précaire, Aruin *et al.* (1998) ont conclu que la réduction (voire la suppression) des activités musculaires en lien avec les APA durant la station debout constituerait une stratégie protectrice destinée à minimiser l'effet déstabilisateur.

En ce qui concerne la cinématique de marche, le point le plus caractéristique du groupe âgé concerne une moindre flexion plantaire maximale et au décollement des orteils. Il s'agit d'un effet classique (Kerrigan *et al.*, 1998) dont l'impact en termes de diminution de la vitesse de marche n'est pas observé dans notre étude. Le fait que la largeur des pas ne soit pas influencée par la pression temporelle (à l'exception du premier pas) montre que les participants âgés ne nécessitent pas de plus de stabilisation lorsque leur vitesse de traversée de rue augmente. Les premiers effets du vieillissement sur la stabilité de la marche ne sont pas toujours visibles, ceux-ci étant observés lors de conditions plus déstabilisantes telles que les surfaces irrégulières ou faisant appel au paradigme de la double tâche. Sur le plan cinétique, Winter *et al.* (1990) ont mis en évidence une diminution de la force propulsive sous l'effet du vieillissement. Larish *et al*. (1988) arrivent à cette conclusion mais uniquement pour une vitesse rapide. Dans notre étude, même si la vitesse de marche des seniors peut être considérée comme rapide, aucune différence par rapport aux jeunes n'a été relevée au niveau de la force de propulsion, quelle que soit la condition de pression temporelle. L'explication d'une telle dissociation est encore hypothétique et l'analyse ultérieure des données du cycle de marche gauche pourra peut-être fournir des renseignements pertinents.

Au final, l'acquisition d'une vitesse de marche supérieure dans les essais sans trafic ou avec intervalle long serait le résultat d'un phénomène de compensation. Celui-ci serait rendu perceptible compte tenu des distances courtes à parcourir et serait motivé de façon non exclusive par la volonté des participants âgés de donner une bonne image d'eux-mêmes et par le souhait de limiter leur temps de présence sur la chaussée, considérée comme source de danger. L'hypothèse d'une adaptation secondaire (Lazarus, 1991) à des déficits potentiels serait donc pertinente. Néanmoins, dans la présente étude, la présence du trottoir n'impute pas négativement le pattern de marche.

Il convient maintenant de s'interroger sur **le processus décisionnel** lui-même. Sur le plan purement temporel, la phase décisionnelle entraîne un coût plus important chez les seniors que chez les jeunes. Oxley *et al.* (2005) et Lobjois et Cavallo (2007) ont rapporté un effet similaire, interprété non pas comme un effet de prudence mais comme le reflet d'une difficulté à sélectionner les informations pertinentes dans l'environnement. Lobjois et Cavallo (2009) ont toutefois observé une tendance inverse, avec un temps d'initiation plus court chez les piétons âgés, ce qui a été interprété comme une stratégie visant à compenser le ralentissement de la marche. Les données biomécaniques de notre étude permettent d'approfondir ces interprétations. Tout d'abord, il est intéressant de souligner que la latence des ajustements exploratoires n'est pas influencée par l'âge de façon systématique et notable (à l'exception d'un effet de la pression temporelle possiblement lié au bruit des véhicules et discuté ci-dessous), même si une tendance à un retard est globalement constatée chez les

seniors, compatible avec les ralentissements classiquement décrits sous l'effet du vieillissement dans les tâches de temps de réaction (*Cf.* Der & Deary, 2009). Cet aspect de la procédure (autorisation de mouvement conditionnée à l'extinction d'une cible, dans le but de faciliter les comparaisons en homogénéisant les conditions de départ) est artificiel par rapport à une situation réelle de traversée mais il soutient la persistance d'une préparation satisfaisante à l'action dans notre population âgée, même si un manque de puissance statistique peut être évoqué. La latence de cette réaction initiale contribue donc peu à l'allongement du temps d'initiation de la traversée des seniors. En conséquence, ce serait l'exploration elle-même et/ou le processus décisionnel qui feraient la différence intergroupe. Les mouvements oculaires n'ont pas été enregistrés mais l'orientation de la tête et des épaules apporteraient ici des informations utiles bien que partielles.

Tout d'abord, comparativement aux jeunes, les participants âgés ont également eu tendance à incliner davantage la tête au moment d'initier la traverser lorsqu'un trafic routier est projeté à l'image et que le trottoir est relevé. Ainsi, la présence de véhicules pourrait les avoir incités à vérifier l'état de la chaussée lors de la phase d'initiation de la traversée afin d'assurer leur équilibre lors du premier pas, et donc à créer une étape supplémentaire dans le processus décisionnel.

Durant cette phase de prise de décision, les explorations des voies de circulation sont généralement bilatérales. Toutefois, l'occurrence d'orientations unilatérales est plus fréquente chez les jeunes, traduisant possiblement une application moins systématique des règles de prudence. Cette conclusion est formulée avec réserve, compte tenu de l'absence d'enregistrement des mouvements oculaires. Il est aussi possible que les jeunes aient complété leur exploration unilatérale (majoritairement de sens gauche puis droite) par une exploration controlatérale survenant alors que la marche est déjà initiée, cette hypothèse reste à vérifier. Aucun effet de l'âge n'a été observé sur la rotation médio-latérale maximale de la tête des participants dans le simulateur, contrairement aux études de Hole *et al.* (1995), Trott *et al.* (1996), ou Doriot et Wang (2006) montrant une baisse de l'amplitude de cette rotation maximale avec l'âge. Les rotations maximales nécessaires à l'exploration du trafic dans le simulateur sont toutefois inférieures aux amplitudes maximales de la tête constatées par Trott *et al.* (1996) dans des populations d'âge similaire, ce qui peut expliquer l'absence d'un effet d'âge dans notre contexte.

Bonnet et Depretz (2012) rapportent que la rotation de la tête provoque, chez les personnes âgées, une augmentation des oscillations médio-latérales sans modification des oscillations antéro-postérieures alors que dans notre étude, l'augmentation d'oscillation est constatée dans les deux plans quel que soit l'âge (même si les oscillations antéro-postérieures semblent plus faibles chez les seniors

que chez les jeunes). Cette divergence de résultat est à mettre en relation avec la tâche à réaliser puisque dans notre cas, les mouvements d'exploration étaient libres. Il est donc possible que la prise d'information en traversée de rue demande une orientation du haut du corps et que celle-ci soit à l'origine de l'augmentation des déplacements du CP dans l'axe antéro-postérieur. Les amplitudes maximales de la rotation des épaules ne diffèrent pas entre les deux groupes d'âge lors des ajustements exploratoires. Néanmoins, pour rappel, l'amplitude et la vitesse des déplacements antéro-postérieurs du CP dans le groupe âgé sont plus faibles que celles observées dans le groupe jeune. Le pattern général d'association d'orientations exploratoires avec un déplacement moindre du CP et un écartement moindre des pieds pourrait traduire une crispation plus importante des participants âgés reflétant, soit une augmentation de rigidité purement biomécanique, soit une anxiété-état accrue au moment d'initier la traversée. Celle-ci pourrait donc être en partie responsable des comportements sécuritaires mais aussi des temps d'initiation plus longs.

Dans leur majorité, les résultats biomécaniques rapportés ci-dessus soutiennent la description d'un groupe de piétons âgés prudent. Toutefois, plusieurs comportements interprétés comme prudents pourraient paradoxalement se révéler parfois contre-productifs. Ainsi, une latence d'initiation de la traversée plus longue, même si elle est consacrée en grande partie à une exploration efficace des voies de circulation, réduit le temps disponible et serait donc une source potentielle de danger si elle devient excessive. En lien avec cette latence de décision plus grande mais aussi possiblement avec le besoin de disposer d'un intervalle de temps de traversée plus long que les jeunes, les piétons âgés augmenteraient leur nombre de traversées manquées. En conséquence, dans un contexte de flux de trafic dense, ils resteraient plus longtemps debout en bord de trottoir d'où l'émergence possible d'inconfort et de fatigue. Ces derniers pourraient devenir problématiques puisqu'ils conduiraient les piétons âgés à changer leurs critères de décision de traverser et à s'engager dans des traversées à risque pour y mettre un terme (dans une analyse motivationnelle, la volonté de faire cesser l'inconfort deviendrait alors plus forte que la volonté de ne pas courir de risques en traversant). Des effets d'impatience peuvent également survenir. Une observation de Tiwari *et al.,* (2007) peut soutenir cette idée : ces auteurs décrivent l'occurrence accrue de comportements de traversée à risque lorsque le temps d'attente au feu est important. Ce constat amène l'idée qu'en parallèle de l'augmentation de la motivation à l'action, les traitements mis en œuvre pourraient devenir moins efficaces et aboutir à des erreurs. Il convient aussi de rappeler que l'accélération de la base de temps (ex., Block *et al*., 1998 ; Coehlo *et al.,* 2004), constatée chez certaines personnes âgées (augmentation dont nous avons montré l'impact dans le contexte de la traversée de rue ; *Cf.* discussion ci-après) pourrait les conduire à estimer les temps d'attente comme subjectivement plus longs qu'ils ne le sont, d'où une majoration de l'impatience et de la motivation à traverser.

Enfin, la présente étude ne conclut pas à l'absence totale de risque lors de la traversée du piéton âgé en bonne santé. Il est ainsi possible de rappeler que deux seniors ont fréquemment initié des traversées précédées uniquement d'une orientation exploratoire vers la droite, soit la configuration la moins sécuritaire par rapport à un trafic rapproché venant de gauche. Les signes les plus patents de mise en danger concernent les participants âgés dont la base de temps est la plus distordue. Dans l'expérience principale comme dans la première expérience préliminaire, la tâche de production du temps a révélé que les durées produites étaient significativement plus courtes que les durées à produire dans le groupe âgé, comparativement au groupe jeune où les productions étaient considérées correctes. Ce résultat est cohérent avec les observations antérieures (Block *et al*., 1998 ; Coehlo *et al.*, 2004). Il est important de rappeler que le groupe senior est hétérogène quant à sa performance, alors que la variabilité intra-individuelle est assez faible. De plus, des écarts à la valeur à produire apparaissent de façon notable chez certains seniors pour des durées situées dans la gamme de temps de la traversée. Pour rappel, selon la théorie du temps scalaire (*Cf.* Gibbon *et al.*, 1984), les productions plus courtes (correspondant à une surestimation de la durée produite) seraient liées à une accumulation plus rapide des impulsions. Un tel phénomène se traduit également classiquement par des estimations plus longues de durées écoulées (lié au fait qu'un plus grand nombre d'impulsions a été accumulé pendant ce laps de temps). Sur la base d'une hypothèse reliant partiellement et négativement la perception subjective du danger encouru à la perception du temps dont l'individu a disposé pour traverser, le résultat d'une moindre sensation de mise en danger subjective chez ceux qui ont une base de temps plus accélérée par le vieillissement (attesté par une production de durée plus longue) prend tout son sens. La pression temporelle, définie comme un état subjectif (Coeugnet *et al.*, 2013), est alors réduite. Les piétons concernés seraient donc à tort rassurés par ce biais de perception du temps et ce, de façon récurrente. Ultimement, ils pourraient donc modifier leurs critères de décision et augmenter la probabilité d'accidents liés à l'engagement dans des traversées hasardeuses. L'importance en termes de sécurité routière de l'incidence de l'âge sur le fonctionnement de la base de temps est donc mise en évidence deux fois dans le cadre de cette thèse. En effet, au biais d'évaluation rétrospective s'ajoute le biais d'évaluation prospective, à savoir la sous-estimation *a priori* du temps nécessaire pour traverser (comparaison temps de traversées réelle et imaginaire ; Naveteur *et al.*, 2013).

Les paragraphes suivants sont consacrés à la discussion d'effets qui, soit sont indépendants de l'âge des participants, soit y sont partiellement reliés mais concernant des caractéristiques plus spécifiques de la traversée. Seront plus particulièrement discutés les effets relatifs à l'influence de la hauteur du trottoir et de la pression temporelle ou encore du bruit d'approche des véhicules.

V.2.2. Effet de la hauteur de trottoir

Lors de l'attente, la position des pieds plus rapprochés chez les seniors semble moins adéquate au maintien de l'équilibre et ce, davantage sur un trottoir relevé. Toutefois, ils n'ont à aucun moment modifié ce positionnement durant l'étude, même si un écartement supérieur leur aurait permis davantage de stabilité (*Cf.* Kirby *et al.* 1987 ; Maki *et al*. 1991). La hauteur de bordure semble être un élément perturbant dans la planification de l'initiation de la traversée de rue des participants âgés, la hauteur du trottoir induisant une **hausse des oscillations posturales** dans les deux plans.

La hauteur du trottoir influence également l'**inclinaison de la tête**. Dans le cas d'un trottoir relevé, les participants inclinent davantage la tête vers le sol au moment d'initier la traversée. En revanche, la phase de réception du premier pas ainsi que les pas suivants sont accompagnés d'une position de la tête plus neutre (sans toutefois exclure que les participants jeunes comme âgés aient pu fixer le sol en baissant les yeux plutôt qu'en inclinant la tête). L'hypothèse d'une orientation majorée de la tête vers le sol lors du premier pas chez les participants âgés, en ligne avec Avineri *et al.* (2012), n'est confirmée que partiellement, à savoir uniquement au début de l'exécution du pas. Ceci suggère un contrôle visuel de la descente lors de l'initiation du mouvement afin de mieux préparer la phase de réception. Timmis *et al.* (2009), dans une tâche de descente de marche présentant la particularité de ne pas disposer du champ visuel inférieur concluent effectivement que la maîtrise de la réception sur le sol a lieu principalement avant ou lors de l'initiation du mouvement et que le champ visuel inférieur permet de se réceptionner de façon plus adaptée. L'inclinaison de la tête joue donc un rôle préparatoire à la descente de trottoir afin de maintenir au mieux l'équilibre dynamique. Dans le cas d'une population plus vulnérable, ce phénomène devrait alors être amplifié et accompagné d'une diminution de la longueur du pas de manière à assurer au mieux la pose du pied au sol.

Dans la présente étude, **l'attaque du pied au premier pas** est influencée par la hauteur de départ. Le rehaussement du trottoir provoque une diminution de la hauteur du pied lors du franchissement de la bordure et ce, quel que soit l'âge. Ce résultat s'entend puisque le piéton doit amorcer une phase de descente. Selon Lark *et al.* (2003), la descente d'une marche nécessite la mise en place d'une stratégie particulière chez les personnes âgées, celles-ci posant le pied à plat lors du contact initial alors que les jeunes adultes utilisent de préférence le talon. Une telle différence inter-âge n'a pas été observée dans notre étude, la phase de descente s'achevant par un premier contact quasi systématique de la pointe du pied avec le sol. Ce constat est similaire à celui effectué par Lythgo *et al.* (2007). Toutefois, contrairement aux travaux d'Azizah *et al.* (2003) ou de Henrikson et Hirchefled (2005), le contact initial par la pointe des pieds dans la descente du trottoir n'est pas associé, dans notre étude, à une diminution de la longueur du premier pas par rapport à une condition à plat. Il est possible

que les participants se réceptionnent sur la pointe du pied afin de maintenir leur distance de progression tout en palliant l'augmentation de la force de réception au sol liée à la descente du trottoir. D'après Van Dieen et *al.* (2009), la réception sur les orteils permettait de réduire l'élan acquis lors de la descente afin de faciliter la stabilité en dépit de la vitesse ; la probabilité de réception sur les talons augmente lorsque la vitesse acquise augmente et ce phénomène pourrait expliquer le maintien de la réception par la pointe dans notre groupe âgé. Nos résultats se rapprochent également de cette observation car la hauteur du talon lors de la réception sur la pointe de pied diminue sous l'effet de la pression temporelle. Il est d'ailleurs notable que certains participants ont dû recourir à la pose du talon droit sur le sol avant de poursuivre leur traversée. Par ailleurs, Larish *et al.* (1988) présentent la force de réception comme une force de freinage lors du contact du talon, celle-ci est décrite significativement plus faible chez les personnes âgées quelle que soit la vitesse de marche. Pourtant, dans notre étude, la force de réception des deux populations ne diffère pas quelle que soit la hauteur de départ. Cette non différence pourrait être le reflet d'un biais lié à la volonté de bien faire de la part des participants âgés ou, à l'inverse, suggérerait que la phase de traversée provoque un comportement plus dynamique que celui de se déplacer sur le trottoir.

En ce qui concerne la **vitesse de marche**, comparativement à l'initiation d'un déplacement à plat, il est classiquement rapporté que la montée d'une marche ou le franchissement d'un obstacle provoque une diminution de la vitesse acquise (Brunt *et al.* 2005). A notre connaissance, la descente de marche est moins renseignée dans la littérature, les études n'incluant pas une phase de déplacement consécutive à la descente. Dans notre recherche, la descente de marche s'accompagne également d'une baisse de la vitesse au premier pas chez le groupe jeune et tend également à diminuer chez les participants âgés ; toutefois, un manque de puissance statistique pourrait être à l'origine de cette non significativité. L'étude de cette phase mériterait donc d'être approfondie.

V.2.3. Effet d'une perturbation externe

V.2.3.1. Bruit d'approche des véhicules

L'influence du bruit d'approche des véhicules n'a pas véritablement été testée dans cette expérience. Pour ce faire, il aurait fallu proposer des conditions de traversée avec et sans sonorisation. Avec le présent protocole, la latence de la réaction exploratoire pourrait avoir été influencée par le bruit des véhicules. Elle est en effet plus courte chez les jeunes dans les conditions de pression temporelle élevée. Les jeunes auraient alors pris davantage en compte le bruit du trafic et/ou anticipé davantage leur comportement. La moindre influence de cette information auditive chez les seniors pourrait être la conséquence d'un engagement plus important par rapport à la consigne de focalisation

sensorielle sur le signal visuel et/ou de la presbyacousie (aucun participant n'était appareillé). Même si l'effet rapporté ici est très spécifique de la procédure, il appelle d'autres recherches comportementales dans des populations recrutées sur des critères d'audition validés par un spécialiste puisque ce résultat révélerait une gestion différente des informations sensorielles pertinentes dans des circonstances naturelles de traversée. Une telle étude permettrait également de questionner notre conclusion concernant l'absence d'impact du bruit du véhicule en approche sur l'équilibre postural lors de la phase d'attente. Elle rejoint Mainenti *et al.* (2007) qui n'ont montré aucune modification de l'équilibre lorsqu'une stimulation sonore est ajoutée. Toutefois, d'autres études montrent la présence d'un effet du son sur la posture (Agaeva et Altman 2005 ; Agaeva *et al.* 2006 ; Park *et al.* 2011). Il est donc également envisageable que les paramètres utilisés pour caractériser l'équilibre postural ne soient pas assez fins pour constater cet effet. L'étude fréquentielle des oscillations posturales pourraient aider à éclaircir ce résultat. En outre, nous avons abouti à cette conclusion dans les deux groupes d'âge et ce, malgré le positionnement moins stable des aînés. Or, il ne peut être exclu que l'absence d'effet soit, dans ce groupe, la conséquence d'une moindre perception du signal auditif liée à la répartition de l'attention et/ou à la presbyacousie. Si tel est le cas, une réduction de l'équilibre par la survenue d'une stimulation forte et soudaine (tel un coup de klaxon) serait à tester et pourrait conforter d'autres conclusions (Raper & Soames, 1991).

V.2.3.2. Pression temporelle

Lors des ajustements posturaux exploratoires, la pression temporelle exerce une influence délétère sur le contrôle du trafic, l'exploration bilatérale diminuant au profit d'une exploration uniquement centrée vers le côté gauche. En lien avec les résultats de Mitobe *et al.* (2012), ce type de comportement pourrait être à l'origine d'accidents. Comme souligné ci-avant, nos analyses n'ont pas encore déterminé si l'exploration a été uniquement unilatérale ou si le second côté a été observé durant l'initiation de la traversée. Un tel comportement pourrait être considéré comme adapté, dans un contexte de perception du danger propre à chacun (Wilde, 1984). En effet, une exploration du côté droit lors de l'initiation de la marche pourrait être assimilée à la mise en place d'un compromis entre le fait de répondre à ses attentes (traverser la rue rapidement) et de ne pas se mettre en danger. Regarder le côté gauche de la chaussée permettrait l'engagement sécuritaire sur la voie proximale, sachant que si un danger est identifié ultérieurement sur la voie de droite, le piéton pourrait toujours faire le choix de stopper, de ralentir ou encore d'accélérer sa marche. A noter également que le piéton pourrait aussi bénéficier d'une adaptation de ses processus cognitifs à la pression temporelle, avec une efficacité possible mais peut être limitée à certaines conditions ; il s'agit essentiellement d'une accélération du processus de traitement et un filtrage renforcé des informations non pertinentes (*Cf.* Maule *et al*., 2000).

La pression temporelle influence également le comportement durant la phase d'exécution de la traversée. Elle provoque un premier pas plus large et plus long. Cette adaptation montre une fois encore la volonté des participants de maintenir l'équilibre du premier pas de manière à favoriser leur accélération. En outre, cette même volonté se traduit également par l'augmentation du pic de force de réception sous pression temporelle et ce, d'autant plus en condition de descente de trottoir. Une optimisation du mouvement vers l'avant serait obtenue grâce à une sensible baisse des durées de doubles appuis au profit des simples appuis afin, d'une part, d'acquérir une vitesse de marche supérieure et, d'autre part, d'augmenter leur distance de progression. En complément, il convient de rappeler l'augmentation discutée ci-dessus de l'orientation de la tête vers le sol sous pression temporelle, interprétée également comme favorable au maintien de l'équilibre (Avineri *et al.,* 2012). Par ailleurs, même si les seniors font preuve d'une flexion plantaire maximale plus faible que les jeunes, l'ajout de pression temporelle provoque chez eux une sensible augmentation de ce paramètre qui s'accompagne d'une tendance à l'augmentation de l'extension de hanche. La modulation par la pression temporelle de ces deux paramètres, classiquement diminués avec l'avancée en âge, aurait ainsi contribué à favoriser une vitesse optimale dans le but d'éviter des situations potentiellement dangereuses.

V.2.3.3. Nombre de véhicules

L'ajout d'un véhicule sur la voie de droite n'a eu qu'une incidence réduite sur le comportement des participants dans le simulateur. Il est possible que cette absence d'effet soit liée au fait que, d'une part, l'éloignement et la vitesse du véhicule n'en faisaient pas un véritable danger et, d'autre part, le simulateur n'autorisait pas la traversée de la voie de droite. La présence du véhicule provoque toutefois une diminution de l'amplitude maximale de la **rotation de la tête** vers la gauche et tend à augmenter celle de la rotation vers la droite. Les ajustements posturaux seraient alors modifiés par la détection initiale de ce véhicule en vision périphérique, son placement en vision fovéale grâce aux ajustements se ferait donc au détriment de l'exploration de la voie de gauche. Or, l'étude en simulateur de Mitobe *et al.* (2012) a mis en évidence la relation négative entre la rotation de la tête dans le plan médio-latéral et le plus faible risque d'accident. Ceci illustre la nécessité d'une bonne stratégie exploratoire, et donc d'orienter davantage la tête vers la droite après le contrôle du trafic du côté gauche, ce qui apparaît comme un comportement adapté et sécuritaire.

CHAPITRE VI. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Le travail résumé dans le présent document a eu pour objectif de contribuer à améliorer les connaissances relatives au piéton âgé, avec un intérêt particulier porté à la traversée de rue. Les approches biomécaniques et comportementales sont privilégiées. Les collectes de données ont principalement été effectuées lors d'une expérimentation en simulateur, dont la conception fait partie intégrante de la thèse. Il s'y adjoint trois études préliminaires : deux en laboratoire et une *in situ*. Les questions liées au temps y sont prépondérantes (références temporelles des diverses séquences comportementales et ajustements préparatoires, processus cognitifs assurant la perception du temps dans l'empan temporel d'une traversée de rue) ainsi que celles liées au risque, tant en ce qui concerne sa perception que sa gestion. Toutes les expérimentations comparatives ont permis d'observer des différences entre participants jeunes et seniors sur ces processus et sur le comportement envisagé dans sa globalité ou analysé plus finement sur le plan biomécanique. Il n'est pas dans le propos de ce chapitre de reprendre ces résultats mais il est possible d'insister sur l'intérêt des approches multidisciplinaires pour mieux décrire et *in fine* mieux comprendre le comportement des piétons âgés.

Si certains résultats ont déjà donné lieu à la rédaction d'articles, publiés ou soumis, et à des communications orales, le recueil de données permis par ce type d'expérimentation reste très important. En conséquence l'exploitation du travail réalisée dans le cadre de cette thèse nécessite d'être complétée. Les prolongements les plus directs consistent à poursuivre la publication des résultats, notamment dans des revues de biomécanique appliquée. Pour ce faire, des compléments d'analyse sont souhaitables. En effet, toutes les données recueillies n'ont pas encore été traitées. C'est le cas notamment de l'inclinaison du tronc, de la cinématique du cycle gauche et de l'étude cinétique en termes de moment et de puissance. En particulier, une analyse de la vitesse du centre de gravité mériterait de compléter l'analyse déjà réalisée pas par pas.

En outre, tant les expérimentations que la synthèse bibliographique qui les a accompagnées ont fait émerger des idées d'expérimentations complémentaires, susceptibles de clarifier certains points. Parmi celles-ci, une étude *in situ* sera mise en œuvre très prochainement concernant le positionnement des piétons en attente de traversée. En effet, les données recueillies en simulateur n'ont pas corroboré l'observation d'un positionnement des seniors plus en retrait du bord du trottoir comparativement à des piétons jeunes (Harell, 1991). C'est même une tendance inverse que nous décrivons en situation de trottoir plat (non rehaussé par rapport à la chaussée). De plus, l'interprétation d'un retrait en termes de comportement prudent n'a pas été testée. L'objectif sera donc de tenter de mettre en relation des données biomécaniques (position par rapport au trottoir et position relative des pieds) avec le danger perçu. Un autre exemple d'étude gérontologique complémentaire de l'incidence des modulations des bases de temps sur la sécurité des piétons porterait plus précisément sur le temps de pré-contact (aspect de la littérature peu couvert dans notre état de l'art) dans un contexte de traversée de rue.

D'autres perspectives s'inscrivent dans une problématique plus large en termes de sécurité routière. Même si l'avancée en âge a eu, incontestablement, une incidence sur le plan moteur et cognitif dans nos populations expérimentales composées essentiellement de participants âgés valides, la majeure partie des comparaisons effectuées entre eux et des adultes jeunes conduit à la conclusion que le comportement des piétons âgés est sécuritaire. Même si avant nous, d'autres sont arrivés à la même conclusion (Harrell, 1990, 1991 ; Granié *et al.* 2013), celle-ci est difficilement conciliable avec les données de prévalence accidentologiques montrant sans conteste que les facteurs de risque sont majorés dans cette tranche d'âge.

Certains de nos résultats ont pointé des causes potentielles de mise en danger. Sur le plan biomécanique, il s'agit notamment d'un positionnement en bord de trottoir moins stable chez les seniors et d'une flexion plantaire plus faible pour ce même groupe d'âge lors de la traversée. Toutefois, comparativement à l'étude de la marche classique et décontextualisée, les participants mettent en place des patterns spécifiques en fonction des conditions (âge, hauteur de trottoir, pression temporelle) et ce malgré l'automaticité de la marche. Sur le plan cognitif, il s'agit des distorsions de la base de temps. Mais ces effets, soit n'affectent que quelques participants, soit ne constituent que des signes potentiels de danger sans en donner des évidences. Si elles apportent un socle de repères comportementaux intéressants, la portée accidentologique directe de nos études reste donc limitée. D'une part, les populations recrutées sont caractéristiques du « bien vieillir » et, d'autre part, les contextes expérimentaux sont relativement simples (à savoir, sans trafic dense) et sollicitent au final assez peu sur le plan physique. Pour preuve s'il en faut, les participants âgés n'ont jamais réclamé d'autres pauses que celles initialement prévues dans les procédures alors que cette possibilité avait toujours été clairement explicitée. De plus, même si nous n'avons hélas pas quantifié cet aspect, les participants âgés étaient incontestablement très motivés par leur contribution à une recherche scientifique (ce qui n'est pas toujours interprétable en termes de distraction opposé à l'ennui, car la plupart ont un emploi du temps chargé) ; en particulier, leur volonté de bien faire pouvait fréquemment dépasser celle des adultes jeunes recrutés en tant que contrôles. Les seniors pouvaient penser que ce travail avait pour eux, un intérêt plus direct. La perspective même d'être utile devait aussi compter pour beaucoup. Il est donc possible que leur vigilance lors des passations ait été accrue, et était possiblement supérieure à celle dont ils font preuve lors de leurs déplacements routiniers.

Ces considérations guident le choix des suites qu'il conviendrait de donner à ce travail. Il s'agit de poursuivre l'exploitation du simulateur SRP pour traquer au plus près les causes de mise en danger dans les populations vieillissantes. L'approche expérimentale par essais de traversées garde toute sa pertinence dans des plans expérimentaux qui viseraient à induire des dégradations par rapport à l'expérience princeps. Celles-ci peuvent survenir à différents niveaux. L'environnement pourrait inclure des éléments distracteurs apparaissant sur l'image de fond lors de la phase de prise de décision et d'initiation de la traversée. Par exemple, il pourrait s'agir d'une personne faisant un signe au

participant au moment d'initier la traversée. L'objectif serait ici de raisonner en référence à la littérature montrant un déclin lié à l'âge dans l'aptitude à ignorer des informations non pertinentes et une interférence avec le traitement d'informations pertinentes (Hasher & Zacks, 1988 ; Valeriani et al. 2003 ; Bolton & Staines, 2012; Turner & Spreng, 2012). Dans le modèle de Zacks et Hasher (1997), ces données seraient interprétables en lien avec la diminution des contrôles inhibiteurs. Si tel est le cas, il serait possible que les indices biomécaniques varient dans le sens d'une moindre prudence (ex. les ajustements exploratoires pourraient être réduits). Placer des participants âgés dans des situations justifiant l'arrêt de l'initiation de la traversée, avec une procédure inspirée des paradigmes stop et Go/NoGo, permettrait également de tester ces contrôles inhibiteurs mais aussi les ajustements biomécaniques impliqués dans l'interruption de la traversée ou et subséquents à celle-ci, tels qu'ils peuvent parfois être mis en œuvre en situation naturelle.

D'autres effets interprétables en termes de réduction de la prudence pourraient être obtenus en agissant au niveau des participants eux-mêmes. Ainsi, des modulations de la charge attentionnelle pourraient être mises en œuvre, notamment en adjoignant une tâche mnésique à la tâche de traversée de rue. L'exemple de la mémorisation d'une liste de courses pourrait ainsi s'apparenter à une situation réelle de la vie quotidienne. Dans le respect des contraintes éthiques, l'effet de la fatigue serait également à prendre en compte et pourrait affecter plus spécifiquement les participants âgés (Eldadah, 2010). L'étude initiale pourrait peut-être fournir quelques informations interprétables en ces termes ou en termes d'apprentissage, à l'issue d'une nouvelle analyse des données axée sur la répétition des différents essais. Ultimement, les travaux pourraient s'orienter vers des populations présentant des troubles cognitifs, tels ceux liés à des maladies dégénératives à un stade précoce. Ceci étant, dans une perspective biomécanique, les critères de sélections qui s'imposent dans cette tâche de descente de trottoir concernent principalement les troubles du mouvement. Le simulateur SRP est de ce fait bien adapté à leur étude. Il serait par conséquent intéressant d'étudier les ajustements exploratoires de personnes âgées souffrant de problèmes de raideurs cervicales réduisant l'empan des orientations latérales de la tête. L'ensemble des ajustements et le processus décisionnel de participants souffrant de troubles locomoteurs qui ralentissent de façon notable leur vitesse de marche seraient également à étudier, avec possiblement la comparaison de patients ralentis progressivement et de longue date avec des patients qui ont dû faire face à un ralentissement plus soudain. Enfin, le comportement des chuteurs mérite également de retenir l'attention ; une étude biomécanique en simulateur permettrait également peut-être de mieux isoler quels sont les paramètres susceptibles de prédisposer à la chute dans un contexte de traversée de rue. Le recrutement des participants pourrait alors se faire en fonction du score au test unipodal, pour comparer des personnes dont le score se situe entre 30 et 60 s des personnes plus à risque (score entre 5 et 30 s).

Les contacts établis sous l'égide de la Fondation Sécurité Routière ont également nourri une réflexion concernant les moyens de limiter les dangers rencontrés par les piétons âgés. Nos travaux

ont, à deux reprises, illustré les risques potentiels liés à des estimations temporelles physiologiquement biaisées par l'avancée en âge. Or, si les distorsions des bases de temps peuvent avoir des conséquences pratiques dans différentes actions de la vie quotidienne autres que la traversée de rue, le senior et le grand public en général n'en ont pas connaissance. Il ne peut donc pas s'élaborer spontanément des stratégies d'adaptation visant à prévenir leurs conséquences délétères. Compte tenu de la prudence dont ont fait preuve les participants âgés, il est fort probable que favoriser la prise de conscience des distorsions temporelles par ceux chez qui elles sont les plus importantes soit bénéfique. Associer cette démarche à un entraînement à des stratégies permettant des réajustements comportementaux est une démarche qui mérite d'être testée, notamment dans le cadre de collaboration avec des équipes qui ont déjà conduit des études d'entraînement à la traversée de rue dans des populations âgées, comme c'est le cas de l'IFFSTAR. Dans ce contexte, il est également possible que des dispositifs d'aide puissent être conçus et testés dans le simulateur SRP.

Au total, ce travail a donc jeté les bases de programmes de recherches ambitieux et touchant plus directement aux questionnements accidentologiques relatifs aux piétons âgés. Les résultats présentés dans ce mémoire aideront incontestablement au choix des variables dépendantes et indépendantes, de sorte que la stratégie de recherche sera moins exploratoire que celle mise en œuvre ici au regard de nombreux effets présentés dans ce mémoire. Enfin, la mise en œuvre bénéficiera de la fonctionnalité de la plate-forme SRP, qui a nécessité les réponses à de multiples interrogations émergeant à toutes les étapes de la conception et de la réalisation.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

Abel, L. A., Troost, B. T., & Dell'Osso, L. F. (1983). The effects of age on normal saccadic characteristics and their variability. *Vision Research, 23*(1), 33-37.

Abrahamova, D., & Hlavacka, F. (2008). Age-related changes of human balance during quiet stance. *Physiological Research, 57*(6), 957-964.

Adkin, A. L., Frank, J. S., Carpenter, M. G., & Peysar, G. W. (2002). Fear of falling modifies anticipatory postural control. *Experimental Brain Research, 143*(2), 160-170.

Agaeva, M. Y., & Altman, Y. A. (2005). Effect of a sound stimulus on postural reactions. *Human Physiology, 31*(5), 511-514.

Agaeva, M. Y., Al'tman, Y. A., & Kirillova, I. Y. (2006). Effects of a sound source moving in a vertical plane on postural responses in humans. *Neuroscience and Behavioral Physiology, 36*(7), 773-780.

Ajzen, I. (1991). The theory of planned behavior. *Organizational Behavior and Human Decision Processes, 50*(2), 179-211.

Akyol, A. D. (2007). Falls in the elderly: What can be done?. *International Nursing Review, 54*(2), 191-196.

Alexander, B. H., Rivara, F. P., & Wolf, M. E. (1992). The cost and frequency of hospitalization for fall-related injuries in older adults. *American Journal of Public Health, 82*(7), 1020-1023.

Allard, R. (1982). Excess mortality from traffic accidents among elderly pedestrians living in the inner city. *American Journal of Public Health, 72*(8), 853-854.

Alund, M., & Larsson, S. E. (1990). Three-dimensional analysis of neck motion. A clinical method. *Spine, 15*(2), 87-91.

Amiridis, I. G., Hatzitaki, V., & Arabatzi, F. (2003). Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neuroscience Letters, 350*(3), 137-140.

Andriacchi, T., Andersson, G., Fermier, R., Stern, D., & Galanta J. (1980). A study of lowerlimb mechanics during stair-climbing. *The Journal of Bone and Joint Surgery, 62*(A), 749-757.

Aruin, A. S., Forrest, W. R., & Latash, M. L. (1998). Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 109*, 350-359.

Avineri, E., Shinar, D., & Susilo, Y. O. (2012). Pedestrians' behaviour in cross walks: The effects of fear of falling and age. *Accident Analysis & Prevention, 44*(1), 30-34.

Azizah, M. G., Lajoie, Y., & Teasdale, N. (2003). Step length variability at gait initiation in elderly fallers and non-fallers, and young adults. *Gerontology, 49*(1), 21-26.

Barbieri, F. A., Lee, Y. J., Gobbi, L. T. B., Pijnappels, M., & Van Dieën, J. H. (2013). The effect of muscle fatigue on the last stride before stepping down a curb. *Gait & posture, 37*(4), 542-546.

Bart, O., Katz, N., Weiss, P. L., & Josman, N. (2008). Street crossing by typically developed children in real and virtual environments. *OTJR: Occupation, Participation and Health, 28*(2), 89-96.

Baudouin, A., Vanneste, S., & Isingrini, M. (2004). Age-related cognitive slowing: The role of spontaneous tempo and processing speed. *Experimental Aging Research, 30*(3), 225-239.

Baudouin, A., Vanneste, S., Isingrini, M., & Pouthas, V. (2006a). Differential involvementof internal clock and working memory in the production and reproduction ofduration: A study on older adults. *Acta Psychologica, 121*(3), 285-296.

Baudouin, A., Vanneste, S., Pouthas, V., & Isingrini, M. (2006b). Age-related changes induration reproduction: Involvement of working memory processes. *Brain and Cognition, 62*(1), 17-23.

Baum, S. K., Boxley, R. L., & Sokolowski, M. (1984). Time perception and psychological well-being in the elderly. *Psychiatric Quarterly, 56*(1), 54-61.

Beauchet, O., & Berrut, G. (2006). Marche et double tâche: Définition, intérêts et perspectives chez le sujet âgé. *Psychologie & NeuroPsychiatrie du Vieillissement, 4*(3), 215-225.

Bejek, Z., Paróczai, R., Illyés, A., & Kiss, R.M. (2006). The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 14*(7), 612-622.

Bendall, M. J., Bassey, E. J., & Pearson, M. B. (1989). Factors affecting walking speed of elderly people. *Age and Ageing, 18*(5), 327-332.

Benedetti, M. G., Catani, F., Leardini, A., Pignotti, E., & Giannini, S. (1998). Data management in gait analysis for clinical applications. *Clinical Biomechanics, 13*(3), 204-215.

Benlahrech, N., Le Ruyet, A., & Liveboardon, C. (2001). La mobilité des personnes âgées. Analyse des enquêtes ménages déplacements. Rapport d'étude, CERTU.

Berger, L., Entenich, A., Rougier, P., & Buisson, G. (2002). Spécificités posturales chez des sujets âgés chuteurs et non-chuteurs. *Revue de Gériatrie, 27*(9), 703-10.

Bernhoft, I. M., & Carstensen, G. (2008). Preferences and behaviour of pedestrians and cyclists by age and gender. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour, 11*(2), 83-95.

Black, F. O., Wall, C. 3rd, Rockette, H. E. Jr, & Kitch, R. (1982). Normal subject postural sway during the Romberg test. *American Journal of Otolaryngology, 3*(5), 309-318.

Blanpain, N., & Chardon, O. (2010). Projections de population à l'horizon 2060. Un tiers de la population âgé de plus de 60 ans. *INSEE Première n° 1320 - octobre 2010.*

Block, R. A., Zakay, D., & Hancock, P. A. (1998). Human aging and duration judgments: A meta-analytic review. *Psychology and Aging, 13*(4), 584-596.

Bohannon, R. W. (1997). Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: Reference values and determinants. *Age and Ageing, 26*(1), 15-19.

Bolton, D. A., Staines, W. R. (2012). Age-related loss in attention-based modulation of tactile stimuli at early stages of somatosensory processing. *Neuropsychologia, 50*(7), 1502-13.

Bonnet, C. T., & Despretz, P. (2012). Large lateral head movements and postural control. *Human Movement Science, 31*(6), 1541-1551.

Bouffard, V., Nantel, J., Therrien, M., Vendittoli, P. A., Lavigne, M., & Prince, F. (2011). Center of mass compensation during gait in hip arthroplasty patients: Comparison between large diameter head total hip arthroplasty and hip resurfacing. *Rehabilitation Research and Practice*, 2011.

Brenière, Y., & Do, M. C. (1986). When and how does steady state gait movement induced from upright posture begin?. *Journal of Biomechanics, 19*(12), 1035-1040.

Brenière, Y., & Do, M. C. (1987). Modifications posturales associées au lever du talon dans l'initiation du pas de la marche normale. *Journal de Biophysique et de Biomécanique, 11*(4), 161-167.

Brenière, Y., Do, M. C., & Bouisset, S. (1987). Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking? *Journal of Motor Behaviour, 19*(1), 62-76.

Briggs, R. C., Gossman, M. R., Birch, R., Drews, J. E., & Shaddeau, S. A. (1989). Balance performance among noninstitutionalized elderly women. *Physical Therapy, 69*(9), 748-756.

Bruder, G., Steinicke, F., Bolte, B., Wieland, P., Frenz, H., & Lappe, M. (2013). Exploiting perceptual limitations and illusions to support walking through virtual environments in confined physical spaces. *Displays, 34*(2), 132-141.

Brunt, D., Santos, V., Kim, H. D., Light, K., & Levy, C. (2005). Initiation of movement from quiet stance: Comparison of gait and stepping in elderly subjects of different levels of functional ability. *Gait & Posture, 21*(3), 297-302.

Burle, B., & Casini, L. (2001). Dissociation between activation and attention effects in time estimation: Implications for internal clock models. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance, 27*(1). 195-205.

Callaghan, J. P., Patla, A. E., & McGill, S. M. (1999). Low back three-dimensional joint forces, kinematics, and kinetics during walking. *Clinical Biomechanics, 14*(3), 203-216.

Cambon de Lavalette, B., Tijus, C., Poitrenaud, S., Leproux, C., Bergeron, J., & Thouez, J. P. (2009). Pedestrian crossing decision-making: A situational and behavioral approach, *Safety Science, 47*, 1248-1253.

Carlsöö, S. (1966). The initiation of walking. *Acta Anatomica, 65*, 1-9.

Carmeli, E., Coleman, R., Omar, H. L., & Brown-Cross, D. (2000). Do we allow elderly pedestrians sufficient time to cross the street in safety? *Journal of Aging and Physical Activity, 8*(1), 51-58.

Carrasco, M. C., Bernal, M. C., & Redolat, R. (2001). Time estimation and aging: A comparison between young and elderly adults. *International Journal of Aging and Human Development, 52*(2), 91-102.

CERTU (2010). Amélioration de la sécurité des usagers vulnérables. Le trottoir. Fiche n°2. 1-5.

CETE Nord Picardie (2007). Élaborer un plan de mise en accessibilité de la voirie et des aménagements des espaces publics. Expérimentation à Valenciennes. Mars 2007. 118p.

Charron, C., & Jouanne, E. (2009). Modification des comportements de traversée de rue des enfants-piétons de 9-10 ans au fil d'une pratique sur simulateur. Actes du 2ème colloque francophone de la Plate-Forme Intégratrice COPIE (Comportement du PIéton dans son Environnement), Le piéton: Nouvelles connaissances, nouvelles pratiques et besoins de recherche, Lyon-Ecully, France.

Cho, B. L., Scarpace, D., & Alexander, N. B. (2004). Tests of stepping as indicators of mobility, balance, and fall risk in balance-impaired older adults. *Journal of the American Geriatrics Society, 52*(7), 1168-1173.

Chumlea, W. M. C., Choh, A., Lee, M., Towne, B., Sherwood, R. J., Duren, D., Czerwinski, S., & Siervogel, R. M. (2009). The first seriatim study into old age for weight, stature and BMI: The fels longitudinal study. *JNHA - The Journal of Nutrition, Health and Aging, 13*(1), 3-5.

Clancy, T. A., Rucklidge, J. J., & Owen, D. (2006). Road-crossing safety in virtual reality: A comparison of adolescents with and without ADHD. *Journal of Clinical Child and Adolescent Psychology, 35*(2): 203-215.

Claude Got, http://www.securite-routiere.org/

Cloutier, M. S., Tremblay, M., & Morency, P. (2011). Aménager les intersections en milieu urbain : Quelle place pour le piéton?, *Actes du 3e Colloque International du GERI COPIE 2011: Qualité et sécurité du déplacement piéton : Facteurs, enjeux et nouvelles actions*.

Coehlo, M., Ferreira, J. J., Dias, B., Sampaio, C., Pavao Martins, I., & Castro-Caldas, A. (2004). Assessment of time perception: The effect of aging. *Journal of the International Neuropsychological Society, 10*(3), 332-341.

Cœugnet, S., Miller, H., Anceaux, F., & Naveteur, J. (2013). How do time pressured drivers estimate speed and time? *Accident Analysis & Prevention 55,* 211-218.

Coffin, A., & Morrall, J. (1995). Walking speeds of elderly pedestrians at crosswalks. *Transportation Research Record, 1487*, 63-67.

Collins, J. J., & De Luca, C. J. (1993). Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental Brain Research,95,* 308-318.

Connelly, M. L., Conaglen, H. M., Parsonson, B. S. & Isler, R. B. (1998). Child pedestrians' crossing gap thresholds. *Accident Analysis & Prevention, 30*(4), 443-453.

Couillandre, A., Brenière, Y., & Maton, B. (2000). Is human gait initiation program affected by a reduction of the postural basis?. *Neuroscience Letters, 285*(2), 150-154.

Craik, F. I. M., & Hay, J. F. (1999). Aging and judgments of duration: Effects of task complexity and method of estimation. *Perception & Psychophysics, 61*(3), 549-560.

Crosbie, J., Durward, B., & Rowe, P. (1996). Upper and lower trunk translations associated with stepping. *Gait & Posture, 4*(1), 26-33.

Crosbie, J., & Ko, V. (2000). Changes in the temporal and distance parameters of gait evoked by negotiation of curbs. *Australian Journal of Physiotherapy, 46*(2), 103-114.

Cunningham, D. A., Rechnitzer, P. A., Pearce, M. E., & Donner, A. P. (1982). Determinants of self-selected walking pace across ages 19 to 66. *Journal of Gerontology, 37*(5), 560-564.

Cutting, J. E., & Vishton, P. M. (1995). *Perception of Space and Motion*, Chapter Perceiving layout and knowing distances: The integration, relative potency, and contextual use of different information about depth, pages 69-117. Academic Press, New-York, USA.

Da Silva., J. A. (1985). Scales for perceived egocentric distance in a large open field : Comparison of three psychophysical methods. *The American Journal of Psychology, 98*(1), 119-144.

David, S. S., Chapman, A. J., Foot, H. C., & Sheehy, N. P. (1986). Peripheral vision and child pedestrian accidents. *British Journal of Psychology, 77*(4), 433-450.

De Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics, 29*(9), 1223-1230.

De Lucia, P. R., Bleckley, M. K., Meyer, L. E., & Bush, J. M. (2003). Judgments about collision in younger and older drivers. *Transportation Research Part F, 6*, 63-80.

Delval, A., Krystkowiak, P., Blatt, J. L., Labyt, E., Destée, A., Derambure, P., & Defebvre, L. (2005). Caractérisation des ajustements posturaux lors d'une initiation de la marche déclenchée par un stimulus sonore et autocommandée chez 20 sujets sains. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology, 35*(5), 180-190.

Demetre, J. D., Lee, D. N., Pitcairn, T. K., Grieve, R., Thomson, J. A., & Ampofo-Boateng K. (1992). Errors in young children's decisions about traffic gaps : Experiments with roadside simulations. *British Journal of Psychology, 83*, 189-202.

Demetriades, D., Murray, J., Martin, M., Velmahos, G., Salim, A., Alo, K., & Rhee, P. (2004). Pedestrians injured by automobiles: Relationship of age to injury type and severity. *Journal of the American College of Surgeons, 199*(3), 382-387.

Der, G., & Deary, I. J. (2006). Age and sex differences in reaction time in adulthood: Results from the United Kingdom Health and Lifestyle Survey. *Psychology and Aging. 21*(1). 62-73.

Dommes, A., & Cavallo, V. (2009). A simulator-based street-crossing training for older pedestrians: Short and long term effects. *Proceedings of the Fifth International Driving Symposium on Human Factors in Driver Assessment, Training and Vehicle Design, 5*, 83-89.

Dommes, A., & Cavallo, V. (2011). The role of perceptual, cognitive, and motor abilities in street-crossing decisions of young and older pedestrians. *Ophthalmic and Physiological Optics, 31*(3), 292-301.

Dommes, A., & Cavallo, V. (2012). Can simulator-based training improve street-crossing safety for elderly pedestrians?. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour, 15*(2), 206-218.

Dommes, A., Cavallo, V., Vienne, F., & Aillerie, I. (2012). Age-related differences in street-crossing safety before and after training of older pedestrians. *Accident Analysis & Prevention, 44*(1), 42-47.

Doriot, N., & Wang, X. (2006). Effects of age and gender on maximum voluntary range of motion of the upper body joints. *Ergonomics, 49*(3), 269-281.

Dujardin, F. H., Roussignol, X., Mejjad, O., Weber, J., & Thomine, J. M. (1997). Interindividual variations of the hip joint motion in normal gait. *Gait & Posture, 5*(3), 246-250.

Dunbar, G., Holland, C. A., & Maylor, E. A. (2004). Older pedestrians: A critical review of the literature. *Road Safety Research Report No. 37, Department for Transport, London*

Elble, R. J., Thomas, S. S., Higgins, C., & Colliver, J. (1991). Stride-dependent changes in gait of older people. *Journal of Neurology, 238*(1), 1-5.

Eldadah, B. A. (2010). Fatigue and Fatigability in Older Adults. *PM&R*. 2(5). 406-413.

Era, P., & Heikkinen, E. (1985). Postural sway during standing and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages. *Journal of Gerontology, 40*(3), 287-295.

Ermanel, C., & Thélot, B. (2004). Mortalité par accidents de la vie courante: Près de 20 000 décès chaque année en France métropolitaine. *Numéro thématique Les accidents de la vie courante, 19-20*, 76-78.

Evans, D., & Norman, P. (1998). Understanding pedestrians' road crossing decisions: An application of the theory of planned behaviour. *Health Education Research, 13*(4), 481-489.

Fernie, G. R., Gryfe, C. I., Holliday, P. J., & Llewellyn, A. (1982). The relationship of postural sway in standing to the incidence of falls in geriatric subjects. *Age and Ageing, 11*(1), 11-16.

Ferry, M., Martin, L., Termoz, N., Côté, J., & Prince, F. (2004). Balance control during an arm raising movement in bipedal stance: which biomechanical factor is controlled? *Biological Cybernetics , 91*(2), 104-114.

Firth, D.E. (1982). Pedestrian Behavior, In: Chapman, A.J. Wade, F.M., Foot, H.C. (eds), Pedestrian Accidents. John Wiley & Sons Ltd, 41-69.

Fitzpatrick, R., & McCloskey, D. I. (1994). Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *The Journal of Physiology, 478*, 173-186.

Folstein, M. F., Folstein, S. E., & McHugh, P. R. (1975). "Mini-mental state": A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *Journal of Psychiatric Research, 12*(3), 189-198.

Fontaine, H., & Gourlet, Y. (1997). Fatal pedestrian accidents in France: A typological analysis. *Accident Analysis & Prevention, 29*(3), 303-312.

Fozard, J. L., Vercruyssen, M., Reynolds, S. L., Hancock, P. A., & Quilter, R. E. (1994). Age differences and changes in reaction time: The Baltimore longitudinal study of aging. *Journal of Gerontology, 49*(4), 179-189.

Fuller, R. (1984). A conceptualisation of driving behaviour as threat avoidance. *Ergonomics, 27*(11), 1139-1155.

Fung, J., Malouin, F., McFadyen, B. J., Comeau, F., Lamontagne, A., Chapdelaine, S., Beaudoin, C., Laurendeau, D., Hughey, L., & Richards, C.L. (2004). Locomotor rehabilitation in a complex virtual environment. *26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 4859-4861.

Fung, J., Richards, C.L., Malouin, F., McFadyen, B.J., & Lamontagne, A. A. (2006). Treadmill and motion coupled virtual reality system for gait training post-stroke. *CyberPsychology & Behavior, 9*(2), 157-162.

Gantchev, N., Viallet, F., Aurenty, R., & Massion, J. (1996). Impairment of posturo-kinetic co-ordination during initiation of forward oriented stepping movements in Parkinsonian patients. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control, 101*(2), 110-120.

Gårder, P. E. (2004). The impact of speed and other variables on pedestrian safety in Maine, *Accident Analysis & Prevention, 36*(4), 533-542.

Gehlsen, G. M., & Whaley, M. H. (1990). Falls in the elderly: Part II. Balance, strength, and flexibility. *Archive of Physical Medicine and Rehabilitation, 71*, 739-741.

Ghorra-Gobin, C. (2010). Promouvoir la figure symbolique du piéton : Conceptualiser les espaces publics. *Les collections de l'INRETS,* 83-91.

Gibbon, J., Church, R. M., & Meck, W. H. (1984). Scalar timing in memory. *Annals of the New York Academy of sciences, 423*(1), 52-77.

Gibbons, W. J., Frutcher, N., Sloan, S., Levy, R. D. (2001). Reference values for a multiple repetition six-minute walk test in healthy adults older than 20 years. *Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation 21*(2), 87-93.

Gibson, J. J. (1979). The ecological approach to visual perception.

Gill, J., Allum, J. H. J., Carpenter, M. G., Held-Ziolkowska, M., Adkin, A. L., Honegger, F., & Pierchala, K. (2001). Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests effects of age. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences, 56*(7), 438-447.

Granié, M. A. (2008). Influence de l'adhésion aux stéréotypes de sexe sur la perception des comportements piétons chez l'adulte. *Recherche, Transports, Sécurité, 101*, 253-263.

Granié, M. A. (2011). Différences de sexe et rôle de l'internalisation des règles sur la propension des enfants à prendre des risques à vélo. *Recherche Transports Sécurité-RTS, 27*(1), 34-41.

Granié, M. A., Pannetier, M., & Guého, L. (2013). Developing a self-reporting method to measure pedestrian behaviors at all ages. *Accident Analysis & Prevention, 50*, 830-839.

Grasso, R., Bianchi, L., & Lacquanti, F. (1998). Motor patterns for human gait: backward versus forward locomotion. *Journal of Neurophysiology, 80*, 1868-1886.

Hageman, P. A., & Blanke, D. J. (1986). Comparison of Gait of Young Women and Elderly Women. *Physical Therapy, 66*(9), 1382-1387.

Halliday, S. E., Winter, D. A., Frank, J. S., Patla, A. E., & Prince, F. Y. (1998). The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson's disease subjects. *Gait & Posture, 8*, 8-14.

Harrell, W. A. (1990). Perception of risk and curb standing at street corners by older pedestrians. *Perceptual and Motor Skills, 70*(3c), 1363-1366.

Harrell, W. A. (1991). Precautionary street crossing by elderly pedestrians. *International Journal of Aging and Human Development, 32*(1), p. 65-80.

Harris, G. F., Knox, T. A., Larson, S. J., Sances, A. Jr, & Millar, E. A. (1982). A method for the display of balance platform center of pressure data. *Journal of Biomechanics, 15*(10), 741-745.

Harruff, R. C., Avery, A., & Alter-Pandya, A. S. (1998). Analysis of circumstances and injuries in 217 pedestrian traffic fatalities. *Accident Analysis & Prevention, 30*(1), 11-20.

HAS (Haute Autorité de Santé), (2009). Recommandations de bonnes pratiques professionnelles. Évaluation et prise en charge des personnes âgées faisant des chutes répétées. Avril 2009.

Hasher, L., & Zacks, R. T. (1988). Working memory, comprehension, and aging: A review and a new view. In G. H. Bower (Ed.), The Psychology of Learning and Motivation, Vol. 22 (pp. 193-225). New York: Academic Press.

Hatfield, J., & Murphy, S. (2007). The effects of mobile phone use on pedestrian crossing behaviour at signalised and unsignalised intersections. *Accident Analysis & Prevention, 39*(1), 197-205.

Hatoyama, K., Shimomura, S., & Ieda, H. (2003). Pedestrian-oriented intersection design by the concept of spacio-temporal informativity toward effective cycle time shortening. *Journal of the Eastern Asia Society for Transportation Studies, 5*, 2565-2580.

Héam, A. S., & Dejeammes, M. (2000). L'insécurité routière des piétons âgés à travers le système Mobilité - Urbanisme - Réseau, *Rapport d'étude - Insécurité routière des piétons âgés, CERTU.*

Heinrich, S., Rapp, K., Rissmann, U., Becker, C., & König, H. H. (2010). Cost of falls in old age: A systematic review. *Osteoporosis International, 21*(6), 891-902.

Henderson, L. F., & Lyons, D. J. (1972). Sexual differences in human crowd motion. *Nature, 240,* 353-355.

Henriksson, M., & Hirschfeld, H. (2005). Physically active older adults display alterations in gait initiation. *Gait & Posture, 21*(3), 289-296.

Hoc, J. M., & Amalberti, R. (1994). Diagnostic et prise de décision dans les situations dynamiques. *Psychologie Française, 39*, 177-192.

Hoc, J. M., & Amalberti, R. (1995). Diagnosis: Some theoretical questions raised by applied research. *Current Psychology of Cognition, 14*, 73-101.

Hoffrage, U., Weber, A., Hertwig, R., & Chase, V. M. (2003). How to keep children safe in traffic: Find the daredevils early. *Journal of Experimental Psychology: Applied, 9*(4), 249-260.

Hole, D., Cook, J. M., & Bolton, J. E. (1995). Realiability and concurrent validity of two instruments for measuring cervical range of motion : Effet of age and gender. *Manual Therapy, 1*, 36-42.

Holland, C. A., & Rabbitt, P. M. A. (2007). People's awareness of their age-related sensory and cognitive deficit and the implications for road safety. *Applied Cognitive Psychology, 6*(3), 217-231.

Holland C., & Hill R., (2010). Gender differences in factors predicting unsafe crossing decisions in adult pedestrians across the lifespan: A simulation study. *Accident Analysis & Prevention, 42*(4), 1097-1106.

Hollman, J. H., Kovash, F. M., Kubik, J. J., & Linbo, R. A. (2007). Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking. *Gait & Posture, 26*(1), 113-119.

Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age and Ageing, 35*(suppl 2), ii7-ii11.

Hoxie, R. E., & Rubenstein, L. Z. (1994). Are older pedestrians allowed enough time to cross intersections safely?. *Journal of the American Geriatrics Society, 42*(3), 241-244.

Hurvitz, E. A., Richardson, J. K., Werner, R. A., Ruhl, A. M., & Dixon, M. R. (2000). Unipedal stance testing as an indicator of fall risk among older outpatients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 81*(5), 587-591.

Huxhold, O., Li, S. C., Schmiedek, F., & Lindenberger, U. (2006). Dual-tasking postural control: Aging and the effects of cognitive demand in conjunction with focus of attention. *Brain Research Bulletin, 69*(3), 294-305.

Imms, F. J., & Edholm, O. G. (1981). Studies of gait and mobility in the elderly. *Age and Ageing, 10*(3), 147-156.

INSEE (2012). Pyramide des âges au 1er janvier 2012. Estimations de population (Résultats provisoires arrêtés à fin 2011).

INSEE (2013). Pyramide des âges au 1er janvier 2013. Estimations de population (Résultats provisoires arrêtés à fin 2012).

Jensen, S. U. (1999). Pedestrian safety in Denmark. *Transportation Research Record: Journal of the Transportation Research Board, 1674*(1), 61-69.

Jian, Y., Winter, D. A., Ishac, M. G., & Gilchrist, L. (1993). Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait. *Gait & Posture, 1*(1), 9-22.

Johnston, L., & Peace, V. (2007). Where did that car come from? Crossing the road when the traffic comes from an unfamiliar direction. *Accident Analysis & Prevention, 39*(5), 886-893.

Jonah, B. A., & Engel, G. (1983). Measuring the relative risk of pedestrian accidents. *Accident Analysis & Prevention, 15*(3), 193-206.

Jones, S. F., Twigg, P. C., Scally, A. J., & Buckley, J. G. (2006). The mechanics of landing when stepping down in unilateral lower-limb amputees. *Clinical Biomechanics, 21*(2), 184-193.

Josman, N., Ben-Chaim, H., Friedrich, S., & Weiss, P. L. (2008). Effectiveness of virtual reality for teaching street-crossing skills to children and adolescents with autism. *International Journal on Disability and Human Development, 7*(1), 49-56.

Julien & Carré, 2002, "Cheminements piétonniers et exposition au risque", Recherche Transports Sécurité 76 (2002) 173–189

Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. E., Gainey, J., Gorton, G., Cochran, G. V. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research, 7*(6), 849-860.

Kapandji, I. A. (1975). Physiologie articulaire. 3. Tronc et Rachis. *Editions Maloine,* 255 pages.

Kaplan, M. F., Wanshula, T., & Zanna, M. P. (1993). Time Pressure and Information Integration in Social Judgment : The Effect of Need for Structure. *In O. Svenson & J. A. Maule (Eds.), Human Judgment and Decision Making*. 255-267. New York : Plenum.

Kapteyn, T. S., Bles, W., Njiokiktjien, C. J., Kodde, L., Massen, C. H., & Mol, J. M. (1983). Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. *Agressologie: Revue Internationale de Physio-biologie et de Pharmacologie Appliquées aux Effets de l'Agression, 24*(7), 321-326.

Katz, N., Ring, H., Naveh, Y., Kizony, R., Feintuch, U., & Weiss, P. L. (2005). Interactive virtual environment training for safe street crossing of right hemisphere stroke patients with unilateral spatial neglect. *Disability & Rehabilitation, 27*(20), 1235-1243.

Kemoun, G., Durlent, V., Revuelta, N., & Thevenon, A. (1994). Evaluation de la marche chez le sujet âgé. *La marche humaine et sa pathologie,* Masson (Paris), 322-328.

Kemoun, G., Benaim, C., Blatt, J. L., Thevenon, A., & Guieu, J. D. (1999). Les stratégies de marche peuvent-elles prédire les chutes chez les personnes âgées?. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique, 42*(3), 125-135.

Kemoun, G., & Defebvre, L. (2001). Gait disorders in Parkinson disease. Clinical description, analysis of posture, initiation of stabilized gait. *Presse médicale, 30*(9), 452-459.

Kemoun, G., Watelain, E., Defebvre, L., Guieu, J. D., & Destee, A. (2002). Stratégies posturales et chutes chez la personne âgée et le sujet parkinsonien. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique, 45*(9), 485-492.

Kennedy, R. S., Lane, N. E., Berbaum, K. S., & Lilienthal, M. G. (1993). Simulator sickness questionnaire: An enhanced method for quantifying simulator sickness. *The International Journal of Aviation Psychology, 3*(3), 203-220.

Kerrigan, D. C., Todd, M. K., Della Croce, U., Lipsitz, L. A., & Collins, J. J. (1998). Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: Evidence for specific limiting impairments. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 79*(3), 317-322.

Khan, H. A., Leibowitz, H. M., Ganley, J. P., Kini, J. P., Colton, T., Nickerson, R. S., Dawber, T. R. (1977). The Framingham eye study I. Outline and major prevalence findings. *American Journal of Epidemiology.*106 (1). 17-32.

Kim, D. Y., Chang, W. H., Park, C. I., Ohn, S. H., Han, K., Ku, J., Nam, S. W., Kim, I. Y., & Kim, S. I. (2007). Virtual environment training system for rehabilitation of stroke patients with unilateral neglect: Crossing the virtual street. *Cyberpsychology & Behavior, 10*(1), 7-15.

Kim, D. Y., Ku, J., Chang, W. H., Park, T. H., Lim, J. Y., Han, K., Kim, I. Y., & Kim, S. I. (2010). Assessment of post-stroke extrapersonal neglect using a three-dimensional immersive virtual street crossing program. *Acta Neurologica Scandinavica, 121*(3), 171-177.

Kirby, R. L., Price, N. A., & MacLeod, D. A. (1987). The influence of foot position on standing balance. *Journal of Biomechanics, 20*(4), 423-427.

Klein, E., Swan, J.E., Schmidt, G.S., Livingston, M.A., & Staadt, O.G. (2009). Measurement Protocols for Medium-Field Distance Perception in Large-Screen Immersive Displays. In *IEEE Virtual Reality Conference, VR'2009*, pages 107-113, Lousiana, USA, March 14–18.

Knoblauch, R. L., Pietrucha, M. T., & Nitzburg, M. (1996). Field studies of pedestrian walking speed and start-up time. *Transportation Research Record: Journal of the Transportation Research Board, 1538*(1), 27-38.

Knoblauch, R. L., Pietrucha, M. T., & Nitzburg, M. (1999). Field studies of pedestrian walking speed and start-up time. *Transportation Research Record, 1538*, 27-38.

Koepsell, T., McCloskey, L., Wolf, M., Moudon, A. V., Buchner, D., Kraus, J., & Patterson, M. (2002). Crosswalk markings and the risk of pedestrian–motor vehicle collisions in older pedestrians. *JAMA: The Journal of the American Medical Association, 288*(17), 2136-2143.

Krebs, D. E., Wong, D., Jevsevar, D., Riley, P. O., & Hodge, W. A. (1992). Trunk kinematics during locomotor activities. *Physical Therapy, 72*(7), 505-514.

Lakany, H. (2008). Extracting a diagnostic gait signature. *Pattern Recognition, 41*(5), 1627-1637.

Langevin, S., Dommes, A., Cavallo, V., Oxley, J., & Vienne, F. (2011). Cognitive, perceptual and motor decline as predictors of risky street-crossing decisions in older pedestrians. *In Driving Assessment 2011: 6th International Driving Symposium on Human Factors in Driver Assessment, Training, and Vehicle Design*, 409-416.

Langlois, J. A., Keyl, P. M., Guralnik, J. M., Foley, D. J., Marottoli, R. A., & Wallace, R. B. (1997). Characteristics of older pedestrians who have difficulty crossing the street. *American Journal of Public Health, 87*(3), 393-397.

Lapidot, M. B. (1987). Does the brain age uniformly? Evidence from effects of smooth pursuit eye movements on verbal and visual tasks. *Journal of Gerontology, 42*(3), 329-331.

Larish, D. D., Martin, P. E., & Mungiole, M. (1988). Characteristic patterns of gait in the healthy old. *Annals of the New York Academy of Sciences, 515*(1), 18-32.

Lark, S. D., Buckley, J. G., Bennett, S., Jones, D., & Sargeant, A. J. (2003). Joint torques and dynamic joint stiffness in elderly and young men during stepping down. *Clinical Biomechanics, 18*(9), 848-855.

Lark, S. D., Buckley, J. G., Jones, D. A., & Sargeant, A. J. (2004). Knee and ankle range of motion during stepping down in elderly compared to young men. *European Journal of Applied Physiology, 91*(2-3), 287-295.

Laudani, L., Casabona, A., Perciavalle, V., & Macaluso, A. (2006). Control of head stability during gait initiation in young and older women. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 16*(6), 603-610.

Lavergne, J.-P. (1983). La décision: Psychologie et méthodologie. Les éditions E.S.F. (Paris), 102 pages.

Lazarus, R.S., (1991). Emotion and adaptation. New York: Oxford Press.

Lee, D. N.,Young, D. S., & McLaughlin, C. M. (1984). A roadside simulation of road crossing for children. *Ergonomics. 27*(12), 1271-1281.

Lee, C., & Abdel-Aty, M. (2005). Comprehensive analysis of vehicle–pedestrian crashes at intersections in Florida. *Accident Analysis & Prevention*, 37(4), 775-786.

Lee, S. J., & Hidler, J. (2008). Biomechanics of overground vs treadmill walking in healthy individuals. *Journal of Applied Physiology, 104*(3), 747-755.

Léger, D., Du Roscoat, E., Bayon, V., Guignard, R., Pâquereau, J., & Beck, F. (2011). Short sleep in young adults: Insomnia or sleep debt? Prevalence and clinical description of short sleep in a representative sample of 1004 young adults from France. *Sleep Medicine, 12*(5), 454-462.

Lepers, R., & Breniere, Y. (1995). The role of anticipatory postural adjustments and gravity in gait initiation. *Experimental Brain Research, 107*(1), 118-124.

Lepers, R., Brenière, Y., & Maton, B. (1999). Changes to the gait initiation programme following a running exercise in human subjects. *Neuroscience Letters, 260*(1), 69-73.

Likert, R. (1932). A technique for the measurement of attitudes. *Archives of Psychology, 22*, 5-55.

Lilley, J. M., Arie, T., & Chilvers, C. E. D. (1995). Accidents involving older people: A review of the literature. *Age and Ageing, 24*(4), 346-365.

Limbourg, M. & Gerber D. (1981). A parent training program for the road safety education of preschool children. *Accident Analysis & Prevention, 13*(3), 255-267.

Lobjois, R., Cavallo, V., Vienne, F., & Aknin, P. (2005). Les effets du vieillissement sur les comportements de traversée de rue. *Recherches actuelles en sciences du sport, 11ème Congrès International de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (Paris)*, 405-406.

Lobjois, R., & Cavallo, V. (2007). Age-related differences in street-crossing decisions: The effects of vehicle speed and time constraints on gap selection in an estimation task. *Accident Analysis & Prevention, 39*(5), 934-943.

Lobjois, R., & Cavallo, V. (2009). The effects of aging on street-crossing behavior: From estimation to actual crossing. *Accident Analysis & Prevention, 41*(2), 259-267.

Lobjois, R., Benguigui, N., & Cavallo, V. (2013). The effects of age and traffic density on street-crossing behavior. *Accident Analysis & Prevention, 53*, 166-175.

Lord, S. R. L., & Ward, J. A. (1994). Age-associated Differences in Sensori-motor Function and Balance in Community Dwelling Women. *Age and Ageing, 23*(6), 452-460.

Lord, S. R., Lloyd, D. G., & Li, S. K. (1996). Sensori-motor function, gait patterns and falls in community-dwelling women. *Age and Ageing, 25*(4), 292-299.

Lord, S. R. (2006). Visual risk factors for falls in older people. *Age and Ageing, 35*(2), 42-45.

Lythgo, N., Begg, R., & Best, R. (2007). Stepping responses made by elderly and young female adults to approach and accommodate known surface height changes. *Gait & posture, 26*(1), 82-89.

Mainenti, M. R. M., De Oliveira, L. F., De Melo Tavares De Lima, M. A., & Nadal, J. (2007). Stabilometric signal analysis in tests with sound stimuli. *Experimental Brain Research, 181*(2), 229-236.

Maki, B. E., Holliday, P. J., & Topper, A. K. (1991). Fear of falling and postural performance in the elderly. *Journal of Gerontology, 46*(4), 123-131.

Maki, B. E. (1993). Biomechanical approach to quantifying anticipatory postural adjustments in the elderly. *Medical and Biological Engineering and Computing, 31*(4), 355-362.

Maki, B. E., Holliday, P. J., & Topper, A. K. (1994). A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *Journal of Gerontology, 49*(2), 72-84.

Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (1997). The role of limb movements in maintaining upright stance : The "Change-in-Support" strategy. *Physical Therapy, 77*(5), 488-507.

Maki, B. E., Edmondstone, M. A., & McIlroy, W. E. (2000). Age-related differences in laterally directed compensatory stepping behavior. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences, 55*(5), M270-M277.

Malouin, F., Richards, C. L., Jackson, P. L., Lafleur, M. F., Durand, A., & Doyon, J. (2007). The Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire (KVIQ) for assessing motorimagery in persons with physical disabilities: A reliability and construct validity study. *Journal of Neurologic Physical Therapy, 31*(1), 20-29.

Mann, R. A., Hagy, J. L., White, V., & Liddell, D. (1979). The initiation of gait. *The Journal of Bone and Joint surgery, American volume, 61*(2), 232-239.

Marigold, D. S., & Patla, A. E. (2007). Gaze fixation patterns for negotiating complex ground terrain. *Neuroscience, 144*(1), 302-313.

Marsh, E., Sale, D., McComas, A. J., & Quinlan, J. (1981). Influence of joint position on ankle dorsiflexion in humans. *Journal of Applied Physiology, 51*, 1160-1167.

Massion, J., Alexandrov, A., & Frolov, A. (2004). Why and how are posture and movement coordinated? *Progress in Brain Research, 143*, 13-27.

Maule, A. J., Hockey, G. R. J., & Bdzola, L. (2000). Effects of time-pressure on decision making under certainty: Changes in affective state and information processing strategy. *Acta Psychologica, 104*, 283-301.

McComas, J., MacKay, M., & Pivik, J. (2002). Effectiveness of virtual reality for teaching pedestrian safety. *CyberPsychology & Behavior, 5*(3), 185-190.

McDowd, J., Vercruyssen, M., & Birren, J.E. (1991). Aging, divided attention, and dual-task performance. *In D.L. Damos (Ed.), Multiple-task performance* (pp. 387-414). London: Taylor & Francis

McIlroy, W. E, & Maki, B. E. (1997). Preferred placement of the feet during quiet stance: Development of a standardized foot placement for balance testing. *Clinical Biomechanics, 12*(1), 66-70.

Menz, H. B., Lord, S. R., & Fitzpatrick, R. C. (2003a). Age-related differences in walking stability. *Age and Ageing, 32*(2), 137-142.

Menz, H. B., Lord, S. R., & Fitzpatrick, R. C. (2003b). Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait & posture, 18*(1), 35-46.

Menz, H. B., Lord, S. R., St George, R., & Fitzpatrick, R. C., (2004). Walking stability andsensorimotor function in older people with diabetic peripheral neuropathy. *Archive of Physical Medicine and Rehabilitation, 85*(2), 245-252.

Menz, H. B., Morris, M. E., & Lord, S. R. (2005). Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *Journal of Gerontology: Medical Sciences, 60*(12), 1546-1552.

Meslé, F. (2005). Espérance de vie et mortalité aux âges élevés. *Retraite et société, 2*(45), 89-113.

Michon, J.A. (1985). A critical view of driver behavior models: What do we know, what should we do? *Human Behavior and Traffic Safety,* Plenum Press, 485-520.

Mills, P. M., & Barrett, R. S. (2001). Swing phase mechanics of healthy young and elderly men. *Human Movement Science, 20*(4-5), 427-446.

Mitobe, K., Suzuki, M., & Yoshimura, N. (2012). Development of pedestrian simulator for the prevention of traffic accidents involving elderly pedestrians. *In Proceedings of SICE Annual Conference,* 1365-1368.

Morasso, P. G., & Sanguineti, V. (2002). Ankle muscle stiffness alone cannot stabilize balance during quiet standing. *Journal of Neurophysiology, 88*(4), 2157-2162.

Morris, J. N., & Hardman, A. E. (1997). Walking to health. *Sports Medicine, 23*(5), 306-332.

Murray, M. P., Seireg, A. A., & Sepic, S. B. (1975). Normal postural stability and steadiness: Quantitative assessment. *Journal of Bone and Joint Surgery, American Volume, 57*(4), 510-516.

Näätänen, R., & Summala, H. (1974). A model for the role of motivational factors indrivers' decision-making. *Accident Analysis & Prevention, 6*(3-4), 243-261.

Naci, H., Chisholm, D., & Baker T. D. (2009). Distribution of road traffic deaths by road user group: A global comparison. *Injury Prevention, 15*(1), 55-59.

Nashner, L. M., & Cordo, P. J. (1981). Relation of automatic postural responses and reaction-time voluntary movements of human leg muscles. *Experimental Brain Research, 43*(3-4), 395-405.

Naveteur, J., Delzenne, J., Sockeel, P., Watelain, E., & Dupuy, M. A. (2013). Crosswalk time estimation and time perception: An experimental study among older female pedestrians. *Accident Analysis & Prevention, 60*, 42-49.

Neckel, N. D., Blonien, N., Nichols, D., & Hidler, J. (2008). Abnormal joint torque patterns exhibited by chronic stroke subjects while walking with a prescribed physiological gait pattern, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 5: 19.

Neider, M. B., Gaspar, J. G., McCarley, J. S., Crowell, J. A., Kaczmarski, H., & Kramer, A. F. (2011). Walking and talking: Dual-task effects on street crossing behavior in older adults. *Psychology and Aging, 26*(2), 260-268.

Nissan, M., & Whittle, M.W. (1990). Initiation of gait in normal subjects: A preliminary study. *Journal of Biomedical Engineering, 12*(2), 165-171.

OCDE (2011). Piétons: Sécurité, espace urbain et santé. *Forum International des Transports. Rapport de recherche de l'Organisation de Coopération et de Développement Economiques.*

Okubo, J., Watanabe, I., Takeya, T., & Baron, J. B. (1979). Influence of foot position and visual field condition in the examination for equilibrium function and sway of the centre of gravity innormal persons. *Agressologie, 20*(2), 127-132.

ONISR (2009). La sécurité routière en France. Bilan de l'année 2009. *Observatoire National Interministériel de Sécurité Routière*, La documentation Française.

ONISR (2012). Les accidents corporels de la circulation. Recueil de données brutes. Document de travail de l'année 2011.V2 du 5 juillet 2012 de l'*Observatoire National Interministériel de Sécurité Routière*.

ONISR (2013). Bilan de l'accidentalité du 1er semestre 2013 de l'*Observatoire National Interministériel de Sécurité Routière*.

Öström, M., & Eriksson, A. (2001). Pedestrian fatalities and alcohol. *Accident Analysis & Prevention, 33*(2), 173-180.

Overstall, P. W., Exton-Smith, A. N., Imms, F. J., & Johnson, A. L. (1977). Falls in the elderly related to postural imbalance. *British Medical Journal, 1*(6056), 261-264.

Oxley, J., Fildes, B., Ihsen, E., Charlton, J., & Day, R. (1997). Differences in traffic judgements between young and old adult pedestrians. *Accident Analysis & Prevention, 29*(6), 839-847.

Oxley, J., Ihsen, E., Fildes, B., & Charlton, J. (2001). Age-related functional impairments and the impact on the ability to cross roads safely. *Proceedings Traffic Safety on Three Continents International Conference,* 19-21 September 2001, Moscow.

Oxley, J., Ihsen, E., Fildes, B., Charlton, J., & Day, R. (2005). Crossing roads safely: An experimental study of age differences in gap selection by pedestrians. *Accident Analysis & Prevention, 37*(5), 962-971.

Oxley, J., Lenné, M., & Corben, B. (2006). The effect of alcohol impairment on road-crossing behaviour. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour, 9*(4), 258-268.

Oxley, J., Congiu, M., Whelan, M., D'Elia, A., & Charlton, J. (2007). The impacts of functional performance, behaviour and traffic exposure on road-crossing judgements of young children. *In Annual Proceedings, Association for the Advancement of Automotive Medicine, 51*, 81-96.

Oxley, J., Congiu, M., Whelan, M., D'Elio, A., & Charlton, J. (2008). Teaching young children to cross roads safely. *In Annual Proceedings, Association for the Advancement of Automotive Medicine, 52*, 215-223.

Özkan, T., Lajunen, T., Chliaoutakis, J. E., Parker, D., & Summala, H. (2006). Cross-cultural differences in driving skills: A comparison of six countries. *Accident Analysis & Prevention, 38*(5), 1011–1018.

Paillard, J., & Amblard, B. (1985). Static versus kinetic visual cues for the processing of spatial relationships. In D. J.Ingle, M. Jeannerod, & D. N. Lee (Eds.) *Brain mechanisms in spatial vision*, pp. 299–330, La Haye: Martinus Nijhof.

Papon, F. (1997). Les modes oubliés : Marche, bicyclette, cyclomoteur, motocyclette. *Recherche, Transports, Sécurité, 56*, 61-75.

Park, S. H., Lee, K., Lockhart, T., & Kim, S. (2011). Effects of sound on postural stability during quiet standing. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 8*(1): 67, 1-5.

Payne, J. W. (1982). Contingent decision behavior. *Psychological Bulletin, 92*, 382-402.

Perbal, S., Couillet, J., Azouvi, P., & Pouthas, V. (2003). Relationships between time estimation, memory, attention and processing speed in patients with severe traumatic injury. *Neuropsychologia 41*(12), 1599-1610.

Perneger, T. V., Leplège, A., Etter, J. F., & Rougemont, A. (1995). Validation of a French-language version of the MOS 36-Item Short Form Health Survey (SF-36) in young healthy adults. *Journal of Clinical Epidemiology, 48*(8), 1051-1060.

Perry, J. (1992). Gait Analysis: Normal and pathological function, *Slack Incorporated*, Thorofare, NJ, USA

Persaud, B. N., Hauer, E., Retting, R., Vallurapalli, R., & Mucsi, K. (1997). Crash reductions following traffic signal removal in Philadelphia. *Accident Analysis & Prevention, 29*(6), 803-810.

Philbeck, J. W., & Loomis, J. M. (1997). Comparison of two indicators of perceived egocentric distance under full-cue and reduced-cue conditions. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance, 23*(1), 72-85.

Pitcairn, T. K., & Edlmann, T. (2000). Individual differences in road crossing ability in young children and adults. *British Journal of Psychology, 91*(3), 391-410.

Plumert, J. M., Kearney, J. K., Cremer J. F., & Recker, K. (2005). Distance perception in real and virtual environments. *ACM Transactions on Applied Perception, 2*(3), 216-233.

Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The Timed "Up & Go": A test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society, 39*(2), 142-148.

Polcyn, A., Lipsitz, L., Kerrigan, D., & Collins, J. (1998). Age-related changes in the initiation of gait: Degradation of central mechanisms for momentum generation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 79*(12), 1582-1589.

Pöppel, E., 1997. A hierarchical model of temporal perception. *Trends in Cognitive Sciences, 1*(2), 56-61.

Pouthas, V., & Perbal, S. (2004). Time perception depends on accurate clock mechanisms as well as unimpaired attention and memory processes. *Acta Neurobiologiae Experimentalis 64*(3), 367-385.

Pozzo, T., Berthoz, A., & Lefort L. (1990). Head stabilization during various locomotor tasks in humans. I. Normal subjects. *Experimental Brain Research, 82*(1), 97-106.

Prieto, T. E., Myklebust, J. B., Hoffmann, R. G., Lovett, E. G., & Myklebust, B. M. (1996). Measures of postural steadiness: Differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 43*(9), 956-966.

Prudham, D., & Evans, J. G. (1981). Factors associated with falls in the elderly: A community study. *Age and Ageing, 10*(3), 141-146.

Raper, S. A., & Soames, R. W. (1991). The influence of stationary auditory fields on postural sway behaviour in man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 63*(5), 363-367.

Räsänen, M., Lajunen, T., Alticafarbay, F., & Aydin, C. (2007). Pedestrian self-reports of factors influencing the use of pedestrian bridges. *Accident Analysis & Prevention, 39*(5), 969-973.

Rasmussen, J. (1983). Skills, rules, and knowledge: Signals, signs and symbols, and other distinctions in human performance models. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, 3*, 257-266.

Rasmussen, J. (1986). Information processing and human machine interaction. An approach to cognitive engineering. New York: Elsevier.

Renaud, M., & Bherer, L. (2005). L'impact de la condition physique sur le vieillissement cognitif. *Psychologie & NeuroPsychiatrie du Vieillissement, 3*(3), 199-206.

Revue du CGDD (2010). La mobilité des Français, panorama issu de l'enquête nationale transports et déplacements 2008. « La Revue » du Service de l'Observation et des Statistiques (SOeS) du Commissariat Général au Développement Durable (CGDD). Décembre 2010.

Ricard, C., & Thélot B. (2007). Plusieurs centaines de milliers de chutes chez les personnes âgées chaque année en France. *Bulletin Epidémiologique Hebdomadaire thématique, 37-38*, 322-324.

Riley, P. O., Mann, R. W., & Hodge, W. A. (1990). Modelling of the biomechanics of posture and balance. *Journal of Biomechanics, 23*(5), 503-506.

Romero-Ortuno, R., Cogan, L., Cunningham, C. U., & Kenny, R. A. (2010). Do older pedestrians have enough time to cross roads in Dublin? A critique of the traffic management guidelines based on clinical research findings. *Age and Ageing, 39*(1), 80-86.

Rothkopf, C. A., Ballard, D. H., & Hayhoe, M. M. (2007). Task and context determine where you look. *Journal of Vision, 7*(14): 16, 1-20.

Roudsari, B. S., Mock, C. N., Kaufman, R., Grossman, D., Henary, B. Y., & Crandall, J. (2004). Pedestrian crashes: Higher injury severity and mortality rate for light truck vehicles compared with passenger vehicles. *Injury Prevention, 10*(3), 154-158.

Rougier, P. R. (2008). What insights can be gained when analysing the resultant centre of pressure trajectory?. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology, 38*(6), 363-373.

Saint-Pierre, J., & Dubé, M., (1993). Temporal skills of the elderly people (in French). *Canadian Journal on Aging, 12*(3), 323-331.

Savelberg, H. H., Vorstenbosch, M. A., Kamman, E. H., van de Weijer, J. G., & Schambardt, H. C. (1998). Intra-stride belt-speed variation affects treadmill locomotion. *Gait & posture, 7*(1), 26-34.

Schellenbach, M., Lövdén, M., Verrel, J., Krüger, A., & Lindenberger, U. (2010). Adult age differences in familiarization to treadmill walking within virtual environments. *Gait & Posture, 31*(3), 295-299.

Schiff, W., Oldak, R. & Shah, V. (1992). Aging persons' estimates of vehicular motion. *Psychology and Aging, 7*(4), 518-525.

Schott, N., & Munzert, J. (2007). Temporal accuracy of motor imagery in older women. *International Journal of Sport Psychology, 38*(3), 304-320.

Schott, N. (2012). Age-related differences in motor imagery: Working memory as a mediator. *Experimental Aging Research, 38*(5), 559-583.

Schwebel, D. C., Gaines, J., & Severson, J. (2008). Validation of virtual reality as a tool to understand and prevent child pedestrian injury. *Accident Analysis & Prevention, 40*(4), 1394-1400.

Schwebel, D. C., Pitts, D. D., & Stavrinos, D. (2009a). The influence of carrying a backpack on college student pedestrian safety. *Accident Analysis & Prevention, 41*(2), 352-355.

Schwebel, D. C., Stavrinos, D., & Kongable, E. M. (2009b). Attentional control, high intensity pleasure, and risky pedestrian behavior in college students. *Accident Analysis & Prevention, 41*(3), 658-661.

Schwebel, D. C., & McClure, L. A. (2010). Using virtual reality to train children in safe street-crossing skills. *Injury prevention, 16*(1), e1-e5.

Scott, V., Votova, K., Scanlan, A., & Close, J. (2007). Multifactorial and functional mobility assessment tools for fall risk among older adults in community, home-support, long-term and acute care settings. *Age and Ageing, 36*(2), 130-139.

Seward, A. E., Ashmead, D. H., & Bodenheimer, B. (2007). Using virtual environments to assess time-to-contact judgments from pedestrian viewpoints. *ACM Transactions on Applied Perception, 4*(3): 18.

Sharpe, J. A., & Sylvester, T. O. (1978). Effect of aging on horizontal smooth pursuit. *Investigative Ophthalmology & Visual Science, 17*(5), 465-468.

Shumway-Cook, A., Woollacott, M., Kerns, K. A., & Baldwin, M. (1997). The effects of two types of cognitive tasks on postural stability in older adults with and without a history of falls. *Journals of Gerontology Series A, 52*(4), 232-240.

Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2000). Attentional demands and postural control: The effect of sensory context. *Journals of Gerontology Series A, 55A*(1), 10-16.

Sieurin, A., Cambois, E., & Robine J. M. (2011). Les espérances de vie sans incapacité en France : Une tendance récente moins favorable que dans le passé. *Ined, Document de travail n° 170,* 30 p.

Simoneau, G. G., Cavanagh, P. R., Ulbrecht, J. S., Leibowitz, H. W., & Tyrrell, R. A. (1991). The influence of visual factors on fall-related kinematic variables during stair descent by older women. *Journal of Gerontology, 46*(6), 188-195.

Simpson, G., Johnston, L., & Richardson, M. (2003). An investigation of road crossing in a virtual environment. *Accident Analysis & Prevention, 35*(5), 787-796.

Small, T. J., Sheedy, J. M., & Grabs, A. J. (2006). Cost, demographics and injury profile of adult pedestrian trauma in inner Sydney. *ANZ Journal of Surgery, 76*(1-2), 43-47.

Sparrow, W. A., Bradshaw, E. J., Lamoureux, E., & Tirosh, O. (2002). Ageing effects on the attention demands of walking. *Human Movement Science, 21*(5), 961-972.

Spooner, J. W. Sakala, S. M., & Baloh, R. W. (1980). Effect of aging on eye tracking. *Archives of Neurology, 37*(9), 575-576.

Staplin, L., & Lyles, R. W. (1991). Age differences in motion perception and specific traffic maneuver problems. *Transportation Research Board Business Office*, *1325*, 23-33.

Stavrinos, D., Byington, K. W., & Schwebel, D. C. (2011). Distracted walking: Cell phones increase injury risk for college pedestrians. *Journal of Safety Research*, *42*(2), 101-107.

Stolze, H., Kuhtz-Buschbeck, J. P., Mondwurf, C., Jöhnk, K., & Friege, L. (1998). Retest reliability of spatiotemporal gait parameters in children and adults. *Gait & posture*, *7*(2), 125-130.

Stolze, H., Klebe, S., Zechlin, C., Friege, L., & Deuschl, G. (2004). Falls in frequent neurological diseases. *Journal of Neurology*, *251*(1), 79-84.

Strickland, D., Marcus, L. M., Mesibov, G. B., & Hogan, K. (1996). Brief report: Two case studies using virtual reality as a learning tool for autistic children. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, *26*(6), 651-659.

Strubel, D. (1994). Perte de l'autonomie à la marche. *La marche humaine et sa pathologie*, Masson (Paris), 313-322.

Sturnieks, D. L., St George, R., & Lord, S. R. (2008). Balance disorders in the elderly. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, *38*(6), 467-478.

Stutts, J. C., Hunter, W. W., & Pein, W. E. (1996). Pedestrian crash types: 1990s update. *Transportation Research Record: Journal of the Transportation Research Board*, *1538*(1), 68-74.

SUD INSEE L'essentiel (2002). Marseille, Nice et Toulon: 530.000 piétons chaque jour. *INSEE*, *50*. Mai 2002.

Sutherland, D. H., Olshen, R., Cooper, L., & Woo, S. L. (1980a). The development of mature gait. *The Journal of bone and joint surgery, American volume*, *62*(3), 336-353.

Sutherland, D. H., Cooper, L., & Daniel, D. (1980b). The role of the ankle plantar flexors in normal walking. *The Journal of bone and joint surgery, American volume*, *62*(3), 354-363.

Termoz, N., Halliday, S. E., Winter, D. A., Frank, J. S., Patla, A. E., & Prince, F. (2008). The control of upright stance in young, elderly and persons with Parkinson's disease. *Gait & posture*, *27*(3), 463-470.

Thomas, R. (2010). Marcher en ville: Faire corps, prendre corps, donner corps aux ambiances urbaines. *Editions des archives contemporaines*. 196 pages.

Thompson, L. L., Rivara, F. P., Ayyagari, R. C., & Ebel, B. E. (2013). Impact of social and technological distraction on pedestrian crossing behaviour: an observational study. *Injury Prevention*, *19*(4), 232-237.

Thomson, J. A., Tolmie, A. K., Foot, H. C., Whelan, K. M., Sarvary, P., & Morrison, S. (2005). Influence of virtual reality training on the roadside crossing judgments of child pedestrians. *Journal of Experimental Psychology: Applied*. *11*(3), 175-186.

Timmis, M. A., Bennett, S. J., & Buckley, J. G. (2009). Visuomotor control of step descent: evidence of specialised role of the lower visual field. *Experimental Brain Research*, *195*, 219-227.

Tinetti, M. E. (2003). Preventing falls in elderly persons. *New England journal of medicine*, *348*(1), 42-49.

Tinetti, M. E., Richman, D., & Powell, L. (1990). Falls efficacy as a measure of fear of falling. *Journal of Gerontology*, *45*(6), 239-243.

Titianova, E. B., Mateev, P. S., & Tarkka, I. M. (2004). Footprint analysis of gait using a pressure sensorsystem. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *14*(2), 275-281.

Tiwari, G., Bangdiwala, S., Saraswat, A., & Gaurav, S. (2007). Survival analysis: Pedestrian risk exposure at signalized intersections. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, *10*(2), 77-89.

Tom, A., Auberlet, J. M., & Bremond, R. (2008). Approche psychologique de l'activité de traversée des piétons: Implications pour la simulation. *Recherche, Transports, Sécurité, 101*, 265-279.

Tom, A., Auberlet, J.M., Brémond, R. (2007). Perceptive and cognitive process in the pedestrian decision-making: How do pedestrians cross at intersection? *Proceedings of the Extra ICTCT Workshop*, 44-54.

Tombaugh, T. N. (2004). Trail Making Test A and B: Normative data stratified by age and education. *Archives of Clinical Neuropsychology, 19*(2), 203-214.

Toulotte, C., Thevenon, A., Watelain, E., & Fabre, C. (2006). Identification of healthy elderly fallers and non-fallers by gait analysis under dual-task conditions. *Clinical rehabilitation, 20*(3), 269-276.

Troosters, T., Gosselink, R., & Decramer, M. (1999). Six minute walking distance in healthy elderly subjects. *European Respiratory Journal, 14*(2), 270-274.

Trott, P. H., Pearcy, M. J., Ruston, S. A., Fulton, I., & Brien, C. (1996). Three-dimensional analysis of active cervical motion: The effect of age and gender. *Clinical Biomechanics, 11*(4), 201-206.

Tsauo, J. Y., Lee, W. C., & Wang, J. D. (1996). Age-period-cohort analysis of motor vehicle mortality in Taiwan, 1974–1992. *Accident Analysis & Prevention, 28*(5), 619-626.

Turner, G. R., & Spreng, R. N. (2012). Executive functions and neurocognitive aging: dissociable patterns of brain activity. *Neurobiology of Aging, 33(4),* 826-826

Vaillant, J., Rouland, A., Martigné, P., Braujou, R., Nissen, M. J., Caillat-Miousse, J. L., Vuillerme, N., Nougier, V., & Juvin, R. (2009). Massage and mobilization of the feet and ankles in elderly adults: Effect on clinical balance performance. *Manual Therapy, 14*(6), 661-664.

Valeriani, M., Ranghi, F., Giaquinto, S. (2003). The effects of aging on selective attention to touch: a reduced inhibitory control in elderly subjects? *International Journal of Psychophysiology, 49*(1), 75-87. Erratum in: *International Journal of Psychophysiology*, 2005 *55*(1), 131.

Van Dieën, J. H., & Pijnappels, M. (2009). Effects of conflicting constraints and age on strategy choice in stepping down during gait. *Gait & Posture, 29*(2), 343-345.

Vanneste, S., Pouthas, V., & Wearden, J.H., 2001. Temporal control of rhythmic performance: A comparison between young and old adults. *Experimental Aging Research, 27*(1), 83-102.

Vayre, P. (2001). Le risque accidentel du piéton dans agglomération parisienne. *Comptes Rendus de l'Académie des Sciences-Series III-Sciences de la Vie, 324*(2), 1175-1179.

Viel, E. (2000). La marche humaine, la course et le saut. Ed. Masson, Paris, France.

Vuillerme, N., Forestier, N., & Nougier, V. (2002). Attentional demands and postural sway: The effect of the calf muscles fatigue. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 34*(12), 1907-1912.

Wallach, M., & Green, L. (1961). On age and the subjective speed of time. *Journal of Gerontology, 16*, 71-74.

Ward, N. S. (2006). Compensatory mechanisms in the aging motor system. *Ageing Research Reviews, 5*(3), 239-254.

Ware Jr, J. E., & Sherbourne, C. D. (1992). The MOS 36-item short-form health survey (SF-36): I. Conceptual framework and item selection. *Medical Care, 30*(6), 473-483.

Watelain, E., Dujardin, F., Barbier, F., Dubois, D., & Allard, P. (2001). Pelvic and lower limb compensatory actions of subjects in an early stage of hip osteoarthritis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 82*(12), 1705-1711.

Weaver, W. B., & Thomas E. A. C. (1975). Cognitive processing and time perception. *Perception & Psychophysics, 17*(4), 363-367.

Weiss, P. L., Naveh, Y., & Katz, N. (2003). Design and testing of a virtual environment to train stroke patients with unilateral spatial neglect to cross a street safely. *Occupational Therapy International, 10*(1), 39-55.

Wheatstone, C. (1838). Contributions to the physiology of vision. Part I. On some remarkable, and hitherto unobserved, phenomena of binocular vision. *Philosophical transactions of the Royal Society of London, 128,* 371-394.

Whipple, R. H., Wolfson, L. I., & Amerman, P. M. (1987). The relationship of knee and ankle weakness to falls in nursing home residents: An isokinetic study. *Journal of the American Geriatrics Society 35*(1), 13-20.

Whitebread, D., & Neilson, K. (2000). The contribution of visual search strategies to the development of pedestrian skills by 4-11 year-old children. *British Journal of Educational Psychology, 70*(4), 539-557.

Whittle, M. W., & Levine, D. F. (1995). Sagittal plane motion of the lumbar spine during normal gait. *Gait & Posture, 3*(2), 82.

Whittle, M. (2002). Gait analysis: an introduction. Oxford, *Butterworth-Heinemann.*220p.

Wild, D., Nayak, U. S., & Isaacs, B. (1981). How dangerous are falls in old people at home? *British Medical Journal, 282*, 266-268.

Wilde, G. J. (1982). The theory of risk homeostasis: Implications for safety and health. *Risk Analysis, 2*(4), 209-225.

Winter, D. A. (1979). A new definition of mechanical work done in human movement. *Journal of Applied Physiology, 46*(1), 79-83.

Winter, D. A. (1982). Camera speeds for normal and pathological gait analyses. *Medical & Biological Engineering & Computing, 20,* 408-412.

Winter, D. A., Patla, A. E., Frank, J. S., & Walt, S. E. (1990). Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical Therapy, 70*(6), 340-347.

Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture, 3*(4), 193-214.

Winter, D. A., Prince, F., Franck, J. S., Powel, C., & Zabjek, K. F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology, 75*(6), 2334-2343.

Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Perczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology, 80*(3), 1211-1221.

Winter, D. A., Patla, A. E., Rietdyk, S., & Ishac, M. G. (2001). Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing. *Journal of Neurophysiology, 85*(6), 2630-2633.

Woltring, H. J. (1986). A Fortran package for generalized, cross-validatory spline smoothing and differentiation. *Advances in Engineering Software, 8*(2), 104-113.

Woollacott, M. H., Vonhosten, C., & Rosblad, B. (1986). Aging and postural control: Changes in sensory organisation and muscular coordination. *The International Journal of Aging and Human Development, 23*(2), 97-114.

Woollacott, M. H., & Shumway-Cook, A. (1990). Changes in posture control across the life span - A systems approach. *Physical Therapy, 70*(12), 799-807.

Wu, B., Ooi, T. L., & He, Z. J. (2004). Perceiving distance accurately by a directional process of integrating ground information. *Nature,* 428, 73-77.

Yagil, D. (2000). Beliefs, motives and situational factors related to pedestrians' self-reported behavior at signal-controlled crossings. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour,* 3(1), 1-13.

Yang, Y. R., Tsai, M. P., Chuang, T. Y., Sung, W. H., & Wang, R. Y. (2008). Virtual reality-based training improves community ambulation in individuals with stroke: A randomized controlled trial. *Gait & Posture. 28*(2), 201-206.

Young, D. S., & Lee D. N. (1987). Training children in road crossing skills using a roadside simulation. *Accident Analysis & Prevention. 19*(5), 327-341.

Zachazewski, J. E., Riley, P. O., & Krebs, D. E. (1993). Biomechanical analysis of body mass transfer during stair ascent and descent of healthy subjects. *Journal of Rehabilitation Research and Development, 30*(4), 412-422.

Zacks, R., Hasher, L. (1997). Cognitive gerontology and attentional inhibition: a reply to Burke and McDowd. *The Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social 52*(6), 274-83. Review.

Zakay, D. (1989). Subjective time and attentional resource allocation: An integrated model of time estimation. *In: I. Levin and D. Zakay (Eds.), Time and human cognition: A life span perspectives.* Amsterdam: North-Holland.

Zatsiorsky, V. M., Werner, S. L., Kaimin, M. A. (1994). Basic kinematics of walking. Step length and step frequency. A review. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, 34*(2), 109-134.

Zeeger, C. V., Stutts, J. C., & Huang, H. (1993). Prevention of motor vehicule injuries to elderly pedestrians. *Family & Community Health, 15*(4), 38-56.

Zeeger, C. V., & Bushell, M. (2012). Pedestrian crash trends and potential countermeasures from around the world. *Accident Analysis & Prevention, 44*(1), 3-11.

Ziemer, C. J., Plumert, J. M., Cremer, J. F., & Kearney, J. K. (2009). Estimating distance in real and virtual environments: Does order make a difference? *Attention, Perception, & Psychophysics, 71*(5), 1095-1106.

Zivotofsky, A. Z., Eldror, E., Mandel, R., & Rosenbloom, T. (2012). Misjudging their own steps why elderly people have trouble crossing the road. *The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society, 54*(4), 600-607.

ANNEXES

ANNEXE 1

Accident Analysis and Prevention 60 (2013) 42–49

Contents lists available at SciencesDirect

Accident Analysis and Prevention

journal homepage: www.elsevier.com/locate/aap

Crosswalk time estimation and time perception: An experimental study among older female pedestrians

J. Naveteur[a,b,*], J. Delzenne[a], P. Sockeel[c], E. Watelain[a,d], M.A. Dupuy[a,e]

[a] Université Lille Nord de France, UVHC, LAMIH-DEMoH, CNRS-UMR 8201, F-59313 Valenciennes, France
[b] Université Lille Nord de France, Lille 1, Neurosciences, F-59655 Villeneuve d'Ascq, France
[c] Université Lille Nord de France, Lille 3, PSITEC EA4072, F-59655 Villeneuve d'Ascq, France
[d] HandiBio, Université du Sud Toulon-Var, BP 20132, F-83957 La Garde Cedex, France
[e] Université Lille Nord de France, UA, F-62000 Arras, France

ARTICLE INFO

Article history:
Received 22 March 2013
Received in revised form 28 July 2013
Accepted 14 August 2013

Keywords:
Aging
Pedestrians
Time perception
Walking disability
Motor imagery

ABSTRACT

Since the sense of time is strongly influenced by advancing age, this laboratory study aimed to find out more about older pedestrians' decisions to cross the road, focusing on their estimates of how long it would take them to cross. The walking times of older female adults with or without any walking impairment and of healthy young adults were recorded on a walkway representing a road section. Participants also performed actual and imagined crossings of this "road" as well as a duration production task. Results showed that misestimated crossing times were related to the individual time base, with stronger time distortions in some older participants. A comparison between the older participants with disabilities and their age-paired counterparts without disabilities revealed an overestimation of crossing time in the former, affording them a bigger safety margin.

© 2013 Published by Elsevier Ltd.

1. Introduction

Successful aging is closely associated with mobility. Using transportation, driving and walking often call for temporal skills. As for pedestrians, properly judging whether or not a traffic gap is suitable is a key skill for safely crossing the road. It involves accurately estimating not only the speed of the incoming traffic but also one's own speed and crossing time. Crossing a road is a critical moment for older pedestrians, and it has been shown that they frequently try to cross in a duration that is too short (Oxley et al., 2005; Lobjois and Cavallo, 2007). A partial explanation for this error of judgment is that they tend to rely mostly on distance rather than vehicle speed cues when assessing whether or not it is safe to cross (Lobjois and Cavallo, 2007).

Another risk factor in this assessment process could be that older pedestrians underestimate how long they take to cross the road. Few studies to date have addressed this particular issue. Holland and Hill (2010) used a traffic simulator to try to pinpoint factors affecting road crossing choices and investigated crossing time estimates separately with a task where participants were asked to walk 7 m (corresponding to the width of the road in the simulation task) along a corridor. The actual crossing duration was compared to the duration of an imagined crossing (imagined duration), corresponding to the delay between the 'go' command given by the researcher and the 'now' signal given by participants upon reaching the arrival mark in their imagination. An age-related effect occurred independently of gender or driver status. People between the ages of 25 and 59 were the most accurate. People between the ages of 60 and 74 were most likely to underestimate their walking duration, whereas people over the age of 74 were most likely to over-estimate it. The authors considered these effects to result from the participants' failure to adapt sufficiently to impairments that contribute to slow walking speed, which could be neglected by the former and overestimated by the latter. Importantly, the discrepancy (squared difference between actual and imagined walking durations) was related to a higher percentage of unsafe crossings and a smaller safety margin in the simulation task. On real roads approximately 7 m wide, free of incoming traffic, Zivotofsky et al. (2012) also observed that able-bodied persons mostly in their 70s underestimated their crossing duration, whereas younger controls were accurate. Smaller age-related effects were reported by Schott and Munzert (2007) and Schott (2012) who implemented an imagined crossing task that was performed with eyes closed, across distances ranging from 7 m to respectively 25 m or 40 m. The difference between actual and imagined crossing durations was small in participants under 70, regardless of the distance involved. Shorter estimates were provided by older participants, especially those aged 80, but for distances greater than usual road distances (more than 7 m). Since the imagined crossing was probably performed

* Corresponding author at: UVHC – LAMIH, Le Mont Houy, F-59313 Valenciennes Cedex, France. Tel.: +33 3 27 51 14 90.
E-mail address: janick.naveteur@univ-valenciennes.fr (J. Naveteur).

0001-4575/$ – see front matter © 2013 Published by Elsevier Ltd.
http://dx.doi.org/10.1016/j.aap.2013.08.014

with their eyes open in the other studies, one tentative consideration could be that visual information (necessarily processed when crossing a road) may increase the inaccuracy of crossing duration estimates with advancing age.

An additional explanation for participants' performance as regards their crossing duration estimates may have to do with their sense of time, especially for durations intuitively expressed in seconds, i.e., that have to be processed in many everyday situations, including crossing the road; these durations are mostly studied with reference to the scalar timing theory (cf Gibbon et al., 1984).[1] Underestimating the time needed to cross is potentially the more dangerous disturbance and may be related to the fact that time passes more quickly for older adults. In a review of 16 studies that examined durations ranging from 1.3 s to 480 s without concomitant non-temporal tasks, Block et al. (1998) concluded that some older adults actually produce shorter durations (by marking the beginning and end of an interval specified by the experimenter) and their verbal estimates (in time units) of a given duration are compatibly higher than those of younger adults (see also Coelho et al., 2004). Explanations assumed a faster internal pacemaker in the older individuals, or overcompensation for a slower pacemaker.

However, there is also some support for the opposite idea, namely that time passes more slowly for some older people, and this could result in safer crossings. It has been reported that older adults' verbal duration estimates are sometimes shorter than those of young adults (e.g., Craik and Hay, 1999; Pouthas and Perbal, 2004), and their duration productions are longer, in the range of 5–120 s (e.g., Craik and Hay, 1999; Perbal et al., 2003; Pouthas and Perbal, 2004). They also have lower tapping rates in motor tempo tasks (Baudouin et al., 2004; Vanneste et al., 2001) seen as reflecting the pulse-emitting rate of the pacemaker (Baudouin et al., 2006a), which is therefore described as slower in older people and itself putatively related to an age-related decrease in body temperature or metabolism (Block et al., 1999). In addition, an age-related decline in attentional resources may influence the experienced time and prevent the pulses from entering the accumulator by closing the switch (Block and Zakay, 1997; Burle and Casini, 2001).

Since the time memory system (short-term working and reference memories) is a main component of the scalar timing theory, memory impairments have also been seen as a causal factor for increased time distortion in older people. Memory processes are mainly studied by requiring participants to reproduce a time sample (Baudouin et al., 2006a; Eisler and Eisler, 1994), but these reproduction tasks have been inconclusively related to aging (Carrasco et al., 2001; Baudouin et al., 2006a,b; Perbal et al., 2002; for negative findings, see Block et al., 1998).

The apparent contradiction between the two sets of findings relating to aging and time perception (overestimation or underestimation of time) may be linked to within-individual and between-individual influences, which may be stronger in older individuals. Inter-individual differences in time competence have been shown to depend on their state of health, quality of life and psychological functioning (e.g., Baum et al., 1984; Saint-Pierre and Dubé, 1993; Wallach and Green, 1961). Intra-individual differences may be related to the participants' current arousal state, but they may also have to do with procedural components that allow participants to allocate more or less attention to the time task (Block and Zakay, 1997). The latter is particularly relevant for crossing the road. However, an initial research step should relate performance in a classical laboratory time task aimed at assessing the sense of time with time performance for a road crossing task, both designed without any concurrent tasks in order to minimize cognitive load. The present study addressed this issue.

In the present study, older participants and younger controls performed two tasks in the context of a single, within-participant experimental session: (1) a duration production task and (2) a task aimed at comparing actual and imagined crossing durations, which was performed by participants with their eyes open in an impoverished artificial environment meant to represent a section of road. The expected results were (1) the occurrence of an age-related time distortion, (2) an age-related reduction of accuracy of crossing time estimates, with less accuracy for slower people, and (3) a link between the performances of these two tasks. After first collecting data with healthy participants, we added a group of older participants who all reported having a disease impairing their ability to walk. These participants were expected to underestimate their crossing duration more than age-paired healthy controls, due to a failure to adapt to the impairments that slowed their walking speed. Since imagined crossing duration could depend on the extent to which a person is able to generate a mental representation of movement, an ability that decreases with age (Mulder et al., 2007), participants in both experiments answered a kinesthetic and visual imagery questionnaire. Finally, as a subsidiary concern, we were also keen to examine (1) the time cost of negotiating/going up and down road curbs in an actual crossing and (2) whether such a time cost is taken into account in an imagined crossing. The crossing data were therefore collected with and without curbs.

2. Method

2.1. Participants

A total of 36 female participants between the ages of 63 and 91, and 12 younger females between the ages of 22 and 31 took part in the study. Only female volunteers were allowed to enroll since there were more women than men in our samples of older participants, i.e., essentially leisure groups in three northern French towns (La Bassée, Liévin, and Valenciennes). They were screened based on their answers to a health questionnaire. Twenty-four older participants were selected first and split into two age groups based on a median split, i.e., 64–73 years (young–old group) versus 74–91 years (old–old group), the cutting point being close to the one used by Holland and Hill (2010). These participants reported not having any particular walking disability, other than normal aging. By contrast, the remaining 12 older participants recruited in a second experimental phase reported suffering from hip or lower limb diseases impairing their ability to walk (disabled old group). Osteoarthritis was the most frequent diagnosis (9 participants). The other problems were essentially persistent after-effects of fractures caused by accidents or falls. Importantly, these disabled participants were included providing they kept up a walking activity in spite of their impairment. With respect to the counterbalancing, these disabled participants in the 63–78 age range (with only 2 over the age of 73) were paired as closely as possible for age with participants recruited during the first experimental phase, who were assigned a posteriori to a non-disabled old group constituted for comparative purposes. Members of these two groups had a similar body mass index, although the participants in the disabled group were taller ($F(1,22) = 4.62$, $p < 0.04$, partial $\eta^2 = 0.17$) and heavier ($F(1,22) = 4.93$, $p < 0.04$, partial $\eta^2 = 0.18$) than their counterparts. It was not possible to obtain better pairing within the constraints of the experimental schedule.

[1] At the first processing step (clock stage), a pacemaker produces pulses at a given rate and a switch controls the access of the pulses to an accumulator. The accumulator sums the pulses which increase in number as time elapses. After consulting a reference memory where durations have been stored in the past, a comparator may decide the appropriate temporal responses for the duration currently in working memory.

Table 1
Sample characteristics. Means (standard deviation) are shown for each group with a statistical decision (p-value) on differences between groups in the last columns for the two sets of comparisons: non-disabled groups (columns 2–5), disabled versus non-disabled old groups (columns 6–7) (ns = non-significant differences; BMI: Body Mass Index; KVIQ: Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire, maximum total score: 5).

	Young group	Young old group	Old old group	Between-group differences	Disabled old group	Control old group	Between-group differences
Age	25.17 (2.92)	67.58 (2.17)	81.52 (4.85)	$p<0.01$	68.42 (4.66)	69.52 (5.57)	ns
Height (m)	1.61 (0.07)	1.60 (0.07)	1.56 (0.06)	ns	1.61 (0.06)	1.57 (0.07)	$p<0.01$
Weight (kg)	57.75 (8.50)	66.08 (13.43)	64.08 (9.75)	ns	73.75 (12.05)	61.24 (10.03)	$p<0.01$
BMI (kg/m²)	22.14 (2.82)	25.95 (4.44)	26.14 (3.92)	$p<0.02$	27.73 (4.31)	25.49 (3.26)	ns
Sight	9.33 (1.07)	8.67 (1.43)	7.33 (1.30)	$p<0.01$	7.25 (1.54)	7.52 (1.68)	ns
KVIQ score	3.44 (0.61)	3.72 (0.52)	3.28 (0.61)	ns	3.77 (0.71)	3.51 (0.93)	ns

The younger participants making up the control group were recruited via convenience sampling among the researchers' acquaintances. Exclusion criteria in each case were neurological and cardiac diseases. Diabetic patients were also excluded because of a possible depletion of bodily sensitivity (e.g., Menz et al., 2004). Table 1 shows the main characteristics of the study groups. We used the Mini-Mental State Examination (MMSE, Folstein et al., 1975) to screen for cognitive dysfunction, and all participants scored above 26; i.e., two points above the threshold indicating cognitive dysfunctions that could herald dementia. Despite an unavoidable reduction in visual acuity with age (Table 1), all the participants' far visual acuity was within normal limits or corrected to within normal limits, as assessed by their binocular identification of varying sizes of letters of the alphabet (Optometric Monoyer chart viewed at 3 m).

2.2. Material

As shown in Fig. 1, a walkway was designed as a 1 m wide strip of thin black linoleum placed on the floor. Part of it represented a 7 m wide road section. Two wooden boxes (1 m × 1.20 m × 0.14 m) covered in thin carpet were used to represent the curbs. When required, they were placed on top of the strip of linoleum, at each end of the 7 m road section. Markings were added on the linoleum and on the boxes, 50 cm from the sides of the "road". The markings indicated participants' starting position at the beginning of each trial. The total length of the walkway was therefore 8 m.

An Ergo Timer Globus stopwatch linked up to photoelectric cells was used to measure the duration of the actual and imagined crossings with greater accuracy than a hand-held stopwatch. The Ergo Timer Globus stopwatch can be used in either go/come back mode or start/stop mode. Accordingly, there was no need for any unmeasured crossings between successive trials, since both ends could be used as the starting point. A home-made chronometer was used in the duration production task. A response box with a response button and LED ("on" during the produced duration) was connected to a control box with a screen on which the experimenter could see the duration produced.

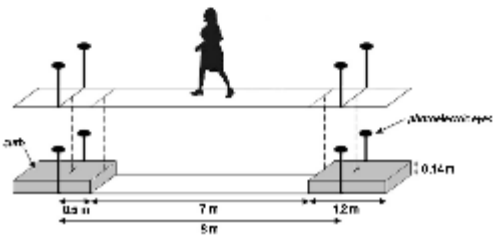


Fig. 1. Diagram showing the experimental design, with a participant (no-curb condition: top; curb condition: bottom).

2.3. Questionnaires

The Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire (KVIQ-10; French validation, Malouin et al., 2007) was chosen because it involved no complex movements. This questionnaire is used to assess both the visual and kinaesthetic dimensions of motor imagery, rated on a five-point ordinal scale in terms of both the clarity of the image or the intensity of sensation. The total score is a general index of motor imagery skill.

A questionnaire about walking habits and experiences was designed for the experiment. Participants were asked to give a mark of between 0 and 10 for the following aspects relating to walking as a pedestrian: (1) importance for their autonomy; (2) experienced pleasure; (3) fear of accidents; and (4) fear of falls. Likert scales were also used to assess the frequency with which participants walked in their everyday life (response modalities: less than once a month, 2 or 3 times a month, once a week, 2 or 3 times a week, at least once a day) and the mean duration of their walks (response modalities: <10 min, between 10 and 20 min, about 30 min, about an hour, more than an hour). Older participants were also invited to compare their present walking ability with how they walked when they were in their 20 s; their responses were given on a Likert scale (much better, better, same, worse, much worse), and converted into number coding (ranging from 2 to −2 values).

2.4. Procedure

The experiment was conducted in accordance with the Helsinki Declaration. Participants were initially contacted through information disseminated within a number of community groups. Older volunteers were met individually before the experimental session. On that occasion, they were given more explanations about the experiment and filled in the health questionnaire and MMSE. The experiment itself was performed in a large room usually used for sport or other recreational activities. Upon their arrival, participants answered questions designed to check for current problems that could abnormally impair their well-being (no positive answers were received), and they all gave their informed consent in writing. They then completed the questionnaire about their walking habits and experiences. We then checked their eye-sight, weighed them, and measured their height.

After that, participants performed the "crossing the road" task. At the start of each trial, participants had to stand on a mark just behind a stopwatch cell, either at floor level or on the 'curb'. In the actual walking trials, they were told to "cross the road" at their usual pace, as if they were in a natural setting in the absence of any traffic (actual crossing trials). The stopwatch was started as soon as they crossed the beam just in front of them and stopped as soon as they crossed the second beam on the opposite side (Fig. 1). In the imagined crossing trials, participants stood still on the marking with their eyes open and had to imagine they "were crossing the road" at their own pace. They started and stopped the stopwatch by passing their hand twice through the beam in front of them, once

when they imagined themselves beginning to walk and once when they imagined they were passing between the cells on the opposite side of the road. There were 8 experimental trials, with each basic condition being completed twice. Half of the participants in each group began with the 'no-curb' condition and the other half with the 'curb' condition. During each of these curb conditions, actual and imagined crossings were alternated, with the order reversed for half of the participants in each subgroup. Participants initially took part in practice trials, with the 'curbs' placed 5 m apart, and actual walk training preceding imagined walk training.

The duration production task was proposed between the two sets of four experimental trials of the "crossing the road" task, in other words once the first environmental condition had been completed. The participants were seated at a table and had to produce durations of 5 s, 10 s, 20 s and 30 s once only and in counterbalanced order within each group. Each trial began as soon as the red LED on the response box was switched on, and participants had to press the button on this box when they estimated that the duration they were supposed to produce had elapsed. The KVIQ was performed just after the duration production task. No feedback was given on performance. A full session took approximately 45 min to complete.

2.5. Data analysis

We used the Statistica 8.0 package[2] to carry out the statistical analyses. When there was a breach of normality conditions and/or variance/covariance heterogeneity, a log transform was carried out. When the transformation proved to be insufficient to meet the requirements of parametric analyses, a non-parametric analysis, i.e., Wilcoxon *T* test, was performed. To avoid any trivial "time to be produced" effect, raw time production data were reduced to relative performances, such that negative values correspond to produced durations that were shorter than the requested duration. This procedure meant it was possible to compute a mean accuracy score for each participant, hereafter referred to as duration production (DP) accuracy. Accuracy of the crossing duration estimates, i.e., the difference between the actual and imagined crossing durations was also computed, and hereafter referred to as short crossing duration (CD) accuracy. We applied repeated measures ANOVAs according to the General Linear Model (GLM). Whenever necessary, we used planned comparisons (contrast analyses) to specify which pattern of means could explain the current effects. Attention was paid to effect size estimates (partial η^2). Links between variables were investigated by means of product–moment correlations and multiple regressions.

3. Results

3.1. Comparisons of the non-disabled groups

3.1.1. Time production

Regarding duration production, a 3 × 4 (Group × Duration) ANOVA performed on relative performance revealed a main effect of Group ($F(2,33) = 4.42$, $p < 0.02$, partial $\eta^2 = 0.21$), owing to an opposition between the young group and the two older groups ($F(1,33) = 8.82$, $p < 0.01$, partial $\eta^2 = 0.21$), since the two older groups did not significantly differ from each other ($F(1,33) < 1$, *ns*). There was also a significant Group × Duration interaction ($F(6,99) = 4.21$, $p < 0.01$, partial $\eta^2 = 0.20$; Fig. 3). There were no significant differences between the groups in respect of the 5 s production ($F(2,33) < 1$, *ns*). Concerning the other durations, and compared to the older participants, who under-produced them, the younger participants' productions were closer to the requested durations, and between-group comparisons increased along with the duration.

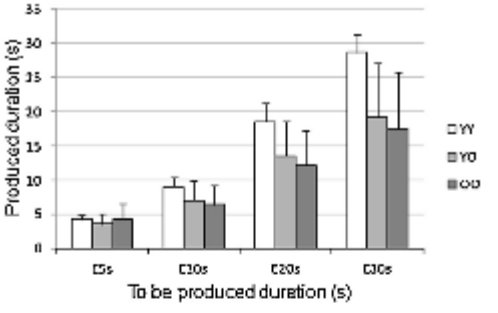


Fig. 2. Performance in the duration production task (mean and standard deviation), as a function of the requested duration and age group (YY: young–young group; YO: young–old group; OO: old–old group).

3.1.2. Walking self-report and crossing time

The statistics failed to show any differences between the three groups of the walking non-disabled participants for any of the questions about walking habits and experiences, although participants in the two old groups reported a decline in their walking ability since they were in their 20 s (overall mean: −0.54, $T(23) = -3.68$, $p < 0.01$, partial $\eta^2 = 0.37$).

Regarding actual crossing duration (log transformed), the 3 × 2 (Group × Curb) ANOVA revealed a main effect of Group ($F(2,33) = 7.83$, $p < 0.01$, partial $\eta^2 = 0.33$): crossing duration was shorter in the young group than in the two older groups ($F(1,33) = 15.65$, $p < 0.01$, partial $\eta^2 = 0.32$), which did not differ from each other ($F(1,33) < 1$, *ns*), with respective speeds of 1.32, 1.07, and 1.06 m/s. The main comparison between the curb and no-curb conditions reached significance, with an average crossing duration of 0.27 s longer in the curb condition ($F(1,33) = 8.94$, $p < 0.01$, partial $\eta^2 = 0.21$). The Age × Curb interaction was not significant ($F(2,33) = 2.00$, $p = 0.15$, partial $\eta^2 = 0.11$), but when contrast analyses were used to investigate the curb effect, significance was reached only in the old-old group ($F(1,33) = 10.52$, $p < 0.01$, partial $\eta^2 = 0.24$; mean difference: 0.49 s) (see Fig. 2).

3.1.3. Imagined crossing duration

The group factor was investigated using a non-parametric ANOVA, and did not reach significance ($H(2, N = 36) = 4.45$, $p = 0.11$).

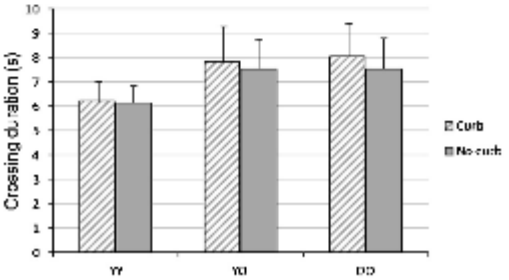


Fig. 3. Actual crossing duration (mean and standard deviation) on the 8 m walkway, with and without curbs in the three age groups (YY: young–young group; YO: young–old group; OO: old–old group).

[2] StatSoft, Inc. (2007). STATISTICA (data analysis software system), version 8.0. www.statsoft.com.

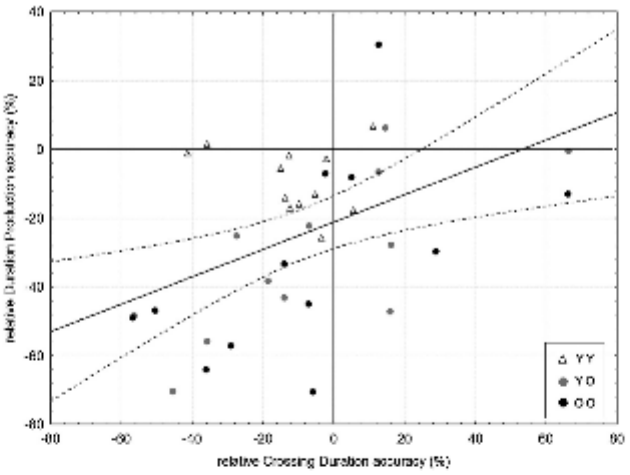


Fig. 4. Relative crossing duration accuracy (relative difference between the actual crossing duration and the imagined crossing duration, as a percentage) as a function of relative Duration production accuracy, for the young-young (YY), young-old (YO) and old-old (OO) participants.

In the imagined crossing condition, the difference between the curb and no-curb conditions no longer attained statistical significance ($T(36) = 321$, $p = 0.85$).

3.1.4. *Crossing duration accuracy*

Owing to the large increase in variances in the imagined crossing durations as opposed to the actual crossing durations (both log transformed, Box *M* test: $\chi^2(20) = 38.46$, $p < 0.01$), they were compared with non-parametric statistics. The imagined crossing durations were shorter than the actual crossing durations ($T(36) = 30.56$, $p < 0.05$).

As for the crossing duration (CD) accuracy, no significant effects resulted from the 3 × 2 (Group × Curb) ANOVA. The mean CD accuracy score was not significantly correlated with the actual crossing duration, irrespective of whether the correlation coefficient was calculated with or without the young group ($r = -0.06$, *ns*, in both cases), suggesting that people did not become less accurate when they became slower. In contrast, there was a significant correlation between the mean CD accuracy score and the mean duration production (DP) accuracy score, whether the correlation coefficient was calculated with or without the young group ($r(36) = 0.46$, and $r(24) = 0.63$, $p < 0.01$). Those who underestimated their crossing time more were generally those who produced the shorter durations at the duration production task (see Fig. 4). A multiple regression analysis was performed to try to find an explanation for the discrepancies between imagined and actual crossing durations in terms of potential predictors such as age, performance in time production, BMI, eyesight, fear of falling, perceived decline in walking ability, etc. The results of the analysis with forward and backward stepwise regression models confirmed that mean accuracy scores in time production ($F(1,33) = 16.68$, $p < 0.001$, partial $\eta^2 = 0.33$) and age ($F(1,33) = 6.20$, $p < 0.012$, partial $\eta^2 = 0.16$) were the two effective predictors. As shown in Fig. 4, both CD and DP accuracy scores in the young group were generally satisfactory (performance for the most part close to the origin), whereas the older participants showed a propensity to underestimate (performance mostly located in the lower left quadrant) despite huge inter-individual differences in these groups.

3.2. *Comparisons between the walking disabled and non-disabled old groups*

It is worth recalling Table 1, which showed there were no significant differences between the walking disabled group and the control group in terms of their characteristics, apart from their height and weight. The two groups did not differ in terms of their performance in the duration production task (regardless of the requested duration: $F(1,22) < 1$, *ns*). In line with the results set out above, all the participants produced shorter durations than the ones requested (about 36.6%: $F(1,22) = 80.67$, $p < 0.01$, partial $\eta^2 = 0.78$). There were no significant between-group differences in the KVIQ scores (cf. Table 1). In accordance with the selection criteria, the participants in the disabled old group indicated they walked less frequently than their counterparts ($F(1,22) = 4.77$, $p < 0.04$, partial $\eta^2 = 0.18$) and also reported a comparatively greater decline in their walking ability since they were in their 20 s (means: −1.33 (SD = 0.49) versus −0.42 (SD = 0.51), $F(1,22) = 19.87$, $p < 0.001$, partial $\eta^2 = 0.47$). No other significant differences emerged between the two groups as regards the other items covered by the questionnaire. During the experiment itself, the duration of their effective experimental crosswalks did not differ, whether they crossed with or without curbs (all $T(22) < 1$, *ns*; with a mean speed of 1.08 m/s).

After log transforming the actual and imagined crossing durations, the homogeneity of variance–covariance matrix assumption was satisfactory (Box *M* test: $\chi^2(10) = 11.48$, $p > 0.30$). Therefore, it was possible to analyze these data into a single 2 × 2 × 2 (Group × Crossing condition × Curb) ANOVA, with Crossing condition referring to the actual and imagined crossings. The potential effect of covariates such as weight and height was checked beforehand with a MANCOVA which showed that the Group × Height and Group × Weight interactions were not significant. The ANOVA revealed a significant difference between groups ($F(1,22) = 5.01$, $p < 0.03$, partial $\eta^2 = 0.18$), mainly due to the interaction with the Crossing condition ($F(1,22) = 20.43$, $p < 0.001$, partial $\eta^2 = 0.48$, Fig. 5), insofar as the imagined crossing durations of the disabled participants (overestimators) were longer than those of their counterparts (underestimators), whatever the curb condition ($F(1,22) < 1$, *ns*). The inclusion of age as a covariate in an ANCOVA

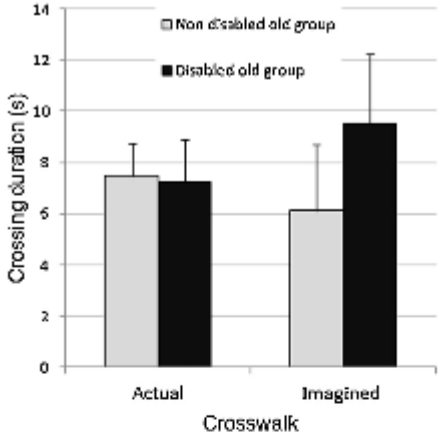


Fig. 5. Actual and imagined crossing durations (mean and standard deviation) for the walking disabled and non-disabled older participants.

did not eliminate this interaction and the main effect of age was non-significant.

4. Discussion

The present research study tested the idea that some older pedestrians may be at risk when crossing the road because they underestimate the time it takes them to cross as a result of (1) their failure to adapt to the reduction in their walking speed and/or (2) the acceleration of their subjective time. An acceleration of subjective time was observed, which is a finding that is consistent with previous findings relating to time psychology (Block et al., 1998; Coehlo et al., 2004). The older participants produced shorter empty durations than those who were younger. Overall, the 5 s duration appears less discriminative, possibly because it is closer to the lower limit of the temporal processing system (3 s, with great inter-individual variability according to Pöppel, 1997). Thus, in some individuals, it may involve different neural mechanisms than the longer durations. However, it is important to stress that for many of the older participants, their crossing duration was closer to 10 s or longer, with the present study confirming the well-identified slowing of walking pace with advancing years. Expressed in terms of walking speed, the mean values are similar to those recorded elsewhere (i.e., about 1.30 m/s for the younger participants, and closer to 1 m/s or less for the older participants; e.g., Romero-Ortuno et al., 2010). The greater data dispersion in the older groups also confirmed that older people are not a homogeneous population when it comes to walking speed.

The results did not support the idea that a failure to adapt sufficiently to the slowing of their walking pace might cause the older pedestrians to underestimate their crossing time in their go/no go decision-making process and consequently undertake hazardous crossings (Holland and Hill, 2010). First, among the participants without any disabling disease for walking, those with the slower walking speed were not those who underestimated their crossing time most. Second, the older participants suffering from hip or lower limb disease so ver- rather than underestimated their crossing time. The latter effect warrants further discussion since the walking speed of the disabled participants during the experiment proved to be similar to that of their non-disabled counterparts. It is possible their walking speed is not the walking parameter most impacted by their disease (for such a conclusion in the case of osteoarthritis, see cf. Bejek et al., 2006). Nevertheless, all the disabled participants in the present experiment reported walking difficulties that could cause them to walk more slowly: limping, stiffness, cramps, and/or pain, but such difficulties should be mostly episodic. It is possible to assume these difficulties with walking were taken into account in the disabled participants' imagined walk, producing a wider safety margin. This could be consistent with Harrell (1990, 1991), who illustrated that, contrary to the stereotyped portrayal of the older people as less aware of the danger because of their diminished cognitive abilities, older pedestrians were in fact the safest age group (see also Granié et al., 2013). However, prudence with regards to this conclusion is necessary, especially for the present study, since our results were obtained for a small sample of older participants with a good vitality status. A faster walking speed for our participants in the old–old group as compared to those included in the experiment by Holland and Hill (2010) sustain this idea, but Zivotofsky et al. (2012) also observed an underestimation of crossing duration, with participants in their 70 s who walked rather slowly.

From the point of view of hierarchical risk models, which distinguish strategic, tactical and operational processing (Rasmussen, 1983; Michon, 1985), choosing the suitable time to cross refers to tactical adjustments (Tom et al., 2007). Safely estimating crossing time is therefore an element of the tactical strategy, into which disabled old participants may factor in the intrinsic risk of potentially experiencing walking difficulties. However, the question of whether overestimating crossing time in this way reflects a deliberate safety-driven adjustment or is purely a by-product of emotional processing (e.g., fear of pain) remains unanswered. No firm conclusion can be drawn from the failure to establish a link between overestimating crossing time and the anxiety-related items of the questionnaire in our sample. More information on that point should help to establish which theoretical risk model (initially developed to conceptualize drivers' risky behavior) is a better explanation for the pedestrians' estimates. With that aim in mind, the question of the role played by emotions and consciousness is crucial. The zero-risk theory developed by Näätänen and Summala (1974) postulated that individuals tend to evade or avoid the experience of risk, which is perceived as unpleasant. Fuller (1984) shared this view but without reference to a deliberate decision-making process. In contrast, the risk homeostasis theory developed by Wilde (1982) was based on a rational cost-benefit assessment. Further research should thus not only include a biomechanical analysis of the participants' gait, but also investigate more thoroughly the emotions felt by the older pedestrians when crossing a road. A different but compatible explanation could be that the participants suffering from a disease tended to imagine a disabled walk, and not a non-disabled one, since the interoceptive feedback provided by the former is perhaps greater. Since there were no between-group differences in the second experiment as regards performance in the time production task, the disabled older participants' overestimation of their crossing time cannot be explained with reference to their sense of time.

In contrast, the first experiment revealed that performance in the time production task predicted the crossing time estimate with a strong effect size, lending credence to the idea that a distorted sense of time contributes to hazardous crossing. Focusing on the sense of time appears more relevant than focusing on aging itself for identifying intrinsic risks relating to time perception. Further explanation of this time effect remains highly speculative. With reference to the internal clock models, either reliable overcompensation for a slowing of the pacemaker or increased pulse-emitting rate could fit the data for those who underestimated durations (i.e., both the duration to be produced and the crossing duration). However in light of the literature about the positive impact of

arousal on the pulse-emitting rate, we cannot totally discard the idea that the present results could relate to the fact that the older participants were more aroused than the younger participants by taking part in the experiment. Arousal could therefore be seen as a factor for timing overcompensation of an initial slowing of the pulse-emitting rate. Considerable inter-individual differences in the impact of aging on time perception explained the entire spread of results, with some older participants having a performance deficit whereas others still performed as well as the youngest participants. Among aging populations, inter-individual differences in time competency have been shown to depend on health, quality of life and psychological functioning (e.g., Baum et al., 1984; Saint-Pierre and Dubé, 1993; Wallace and Green, 1961). Continued research involving applying the current procedure to a large sample of well-characterized older individuals would help toward developing a metric capable of identifying those who are at greater risk as regards crossing time estimates. Such an approach would require sufficient test/re-test reliability, another aspect to be tested.

Older pedestrians interviewed by Coffin and Morrall (1995) reported difficulty with negotiating curbs, but to the best of our knowledge, very few attempts have been made to quantify the time cost of curbs for older pedestrians (Knoblauch et al., 1999). We observed that the curbs led to longer crossing durations, an effect which tended to increase with age. For the participants in their mid-70 s and above, the curbs cost about half a second on average, with 25% of these participants taking more than a second longer to cross with curbs than without. The fact that the curb did not differentially affect the crossing duration of older pedestrians with or without a reported walking disability might be related to their not experiencing difficulties with walking during the experiment, as discussed above. The overall conclusion is that, for the older pedestrians, stepping on and off the curbs may affect the required crossing time, and not only increase the risk of falling. The attentional cost of these slower behavioral sequences warrants further investigation, bearing in mind that this experiment was performed in an impoverished environment. The aim will be to quantify the impact of traffic's attentional demands on the time cost of curbs. With regard to these aspects, this further research will no doubt take advantage of head pitch recordings as an indicator of more attention paid to walking (Avineri et al., 2012).

5. Study limitations

There are several potential limitations to the present investigation. There is a possibility that for several reasons older pedestrians sometimes pay less attention to their crossing time when crossing the road in everyday life than during the experiment. In particular, their willingness to perform well is probably weaker during their usual walkaround their neighborhood than during the experiment, and they may also be less tired during the experiment since the overall walking distance was small. Besides, the experiment was conducted in an impoverished, artificial environment, which is therefore not representative of urban streets with traffic and a multitude of distractors. To test the influence of these factors, future experiments would need to try to establish a link between crossing time and time processing when there are distracting stimuli in the environment. A traffic simulator could be put to good use in such studies. Importantly also, when people had to cross a road, they did not allow the subjective duration to pass but their decision is based on a temporal perspective. However, the results obtained by Holland and Hill (2010) suggest a link exists between experimental chronometric walking performance and risks taken by older individuals, at least the male participants, when crossing a road. The fact that only females were recruited in the present experiment is thus another limitation, despite that gender differences in walking time estimation have not been reported previously (Holland and Hill, 2010; Schott, 2012).

6. Conclusion and recommendations

The present study illustrated the specific influence of the sense of time as a potential source of the risk taken by older pedestrians when crossing the road. It also showed that older pedestrians who suffer from diseases affecting their walking ability increased their temporal safety margin. This may be consistent with the idea that older pedestrians are very keen to reduce their risk-taking. Distortions in time perception could be more difficult for the older people to identify themselves than motor impairments. However, a duration production task is very easy to implement and, when strong distortions are revealed, these can be explained in a manner that is understandable and acceptable for most older people. It is therefore possible that they might take care to adjust their time estimates in the light of this new knowledge.

Acknowledgements

This research was performed as part of the PISTES program sponsored by the Fondation Sécurité Routière (French Foundation for Road Safety). The authors are grateful to Catherine Blondel, Kevin Dumez, Aurélie Holand and François Kurek for their help with recruiting the participants and with data collection.

References

Avineri, E., Shinar, D., Susilo, Y.O., 2012. Pedestrians' behaviour in cross walks: the effects of fear of falling and age. Accid. Anal. Prev. 44, 30–34.
Baudouin, A., Vanneste, S., Isingrini, M., 2004. Age-related cognitive slowing: the role of spontaneous tempo and processing speed. Exp. Aging Res. 30, 225–239.
Baudouin, A., Vanneste, S., Isingrini, M., Pouthas, V., 2006a. Differential involvement of internal clock and working memory in the production and reproduction of duration: a study on older adults. Acta Psychol. (Amst.) 121 (3), 285–296.
Baudouin, A., Vanneste, S., Pouthas, V., Isingrini, M., 2006b. Age-related changes in duration reproduction: involvement of working memory processes. Brain Cogn. 62 (1), 17–23.
Baum, S.K., Bailey, R.L., Seltzekowski, M., 1984. Time perception and psychological well-being in the elderly. Psychiatr. Quart. 56 (1), 54–61.
Bejek, Z., Paróczai, R., Illyés, A., Kiss, R.M., 2006. The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis. Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. 14 (7), 612–622.
Block, R.A., Zakay, D., 1997. Prospective and retrospective duration judgments: a meta-analytic review. Psychonom. Bull. Rev. 4 (2), 184–197.
Block, R.A., Zakay, D., Hancock, P.A., 1998. Human aging and duration judgments: a meta-analytic review. Psychol. Aging 13 (4), 584–596.
Block, R.A., Zakay, D., Hancock, P.A., 1999. Developmental changes in human duration judgments: a meta-analytic review. Dev. Rev. 19 (1), 183–211.
Burle, B., Casini, L., 2001. Dissociation between activation and attention effects in time estimation: implications for internal clock models. J. Exp. Psychol.-Human Percept. Perform. 27 (1), 195–205.
Carrasco, M.C., Bernal, M.C., Redolat, R., 2001. Time estimation and aging: a comparison between young and elderly adults. Int. J. Aging Hum. Dev. 52 (2), 91–101.
Coelho, M., Ferreira, J.J., Dias, R., Sampaio, C., Pavão Martins, I., Castro-Caldas, A., 2004. Assessment of time perception: the effect of aging. J. Int. Neuropsychol. Soc. 10 (2), 332–341.
Coffin, A., Morrall, J., 1995. Walking speeds of elderly pedestrians at crosswalks. Transport. Res. Record 1487, 63–67.
Craik, F.I., Hay, J.F., 1999. Aging and judgments of duration: effects of task complexity and method of estimation. Percept. Psychophys. 61 (3), 549–560.
Elder, A.D., Elder, R., 1994. Subjective time scaling: influence of age, gender, and type A and type B behavior. Chronobiologia 21 (3-4), 185–200.
Folstein, M.F., Folstein, S.E., McHugh, P.R., 1975. "Mini-mental state": a practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. J. Psychiatr. Res. 12 (3), 189–198.
Fuller, R., 1984. A conceptualization of driving behaviour as threat avoidance. Ergonomics 27 (11), 1139–1155.
Gibbon, J., Church, R.M., Meck, W.H., 1984. Scalar timing in memory. In: Gibbon, J., Allan, L. (Eds.), Annals of New York Academy of Sciences, vol. 423: Timing and Time Perception. New York Academy of Sciences, New York, pp. 52–87.
Granié, M.A., Pannetier, M., Guého, L., 2013. Developing a self-reporting method of measure pedestrian behaviors at all ages. Accid. Anal. Prev. 50, 830–839.

Harrell, W.A., 1990. Perception of risk and curb standing at street corners by older pedestrians. Percept. Motor Skills 70 (3 Pt 2), 1361–1366.
Harrell, W.A., 1991. Precautionary street crossing by elderly pedestrians. Int. J. Aging Hum. Dev. 32 (1), 65–80.
Holland, C., Hill, R., 2010. Gender differences in factors predicting unsafe crossing decisions in adult pedestrians across the lifespan: a simulation study. Accid. Anal. Prev. 42 (4), 1097–1106.
Knoblauch, R.L., Pietrucha, M.T., Nitzburg, M., 1996. Field studies of pedestrian walking speed and start-up time. Transport. Res. Record 1538, 27–38.
Lobjois, R., Cavallo, V., 2009. Age-related differences in street-crossing decisions: the effects of vehicle speed and time constraints on gap selection in an estimation task. Accid. Anal. Prev. 39 (5), 934–943.
Malouin, F., Richards, C.L., Jackson, P.L., Lafleur, M.F., Durand, A., Doyon, J., 2007. The Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire (KVIQ) for assessing motor imagery in persons with physical disabilities: a reliability and construct validity study. J. Neurol. Phys. Therapy 31 (1), 20–29.
Menz, H.B., Lord, S.R., St George, R., Fitzpatrick, R.C., 2004. Walking stability and sensorimotor function in older people with diabetic peripheral neuropathy. Arch. Phys. Med. Rehabil. 85 (2), 245–252.
Michon, J.A., 1985. A critical view of driver behavior models: what do we know, what should we do? In: Evans, L., Schwing, R.C. (Eds.), Human Behavior and Traffic Safety. Plenum Press, pp. 485–520.
Mulder, T., Hochstenbach, J.B., van Heuvelen, M.J., den Otter, A.R., 2007. Motor imagery: the relation between age and imagery capacity. Human Movem. Sci. 26, 203–211.
Näätänen, R., Summala, H., 1974. A model for the role of motivational factors in drivers' decision-making. Accid. Anal. Prev. 6 (3–4), 243–261.
Oxley, J., Ihsen, E., Fildes, B.N., Charlton, J.L., Day, R.H., 2005. Crossing roads safely: an experimental study of age differences in gap selection by pedestrians. Accid. Anal. Prev. 37 (5), 962–971.
Perbal, S., Droit-Volet, S., Isingrini, M., Pouthas, V., 2002. Relationships between age-related changes in time estimation and age-related changes in processing speed, attention, and memory. Aging Neuropsychol. Cogn. 9 (3), 201–216.
Perbal, S., Couillet, J., Azouvi, P., Pouthas, V., 2003. Relationships between time estimation, memory, attention and processing speed in patients with severe traumatic injury. Neuropsychologia 41 (12), 1599–1610.
Pöppel, E., 1997. A hierarchical model of temporal perception. Trends Cogn. Sci. 1 (2), 56–61.
Pouthas, V., Perbal, S., 2004. Time perception depends on accurate clock mechanisms as well as unimpaired attention and memory processes. Acta Neurobiol. Exp. (Warsz.) 64 (3), 367–385.
Rasmussen, J., 1983. Skills, rules, and knowledge; Signals, signs and symbols, and other distinctions in human performance models. IEEE Trans. Systems Man Cybern. SMC 13 (3), 257–266.
Romero-Ortuno, R., Cogan, L., Cunningham, C.U., Kenny, R.A., 2010. Do older pedestrians have enough time to cross roads in Dublin? A critique of the Traffic Management Guidelines based on clinical research findings. Age Ageing 39 (1), 3–6.
Schott, N., 2012. Age-related differences in motor imagery: working memory as a mediator. Exp. Aging Res. 38, 593–613.
Schott, N., Munzert, J., 2007. Temporal accuracy of motor imagery in older women. Int. J. Sport Psychol. 38 (3), 304–320.
Saint-Pierre, J., Dubé, M., 1993. Temporal bias of the elderly people. Canad. J. Aging 12 (3), 323–331 (in French).
Tom, A., Auberlet, J.M., Bésnard, R., 2007. Perceptive and cognitive processes in the pedestrian decision-making: how do pedestrians cross at intersection? In: Proceedings of the Extra ICTCT Workshop, pp. 44–54.
Vanneste, S., Pouthas, V., Wearden, J.H., 2001. Temporal control of rhythmic performance: a comparison between young and old adults. Exp. Aging Res. 27 (1), 83–102.
Wallach, M., Green, L., 1961. On age and the subjective speed of time. J. Gerontol. 16, 71–74.
Wilde, G.J., 1982. The theory of risk homeostasis: implications for safety and health. Risk Anal. 2 (4), 209–225.
Zivotofsky, A.Z., Elkhar, E., Mandel, R., Rosenbloom, T., 2012. Misjudging their own steps: why elderly people have trouble crossing the road. Hum. Factors 54 (4), 600–607.

ANNEXE 2

Habitudes de déplacements

Code participant : _____

* Estimez le temps total de déplacements à pied : _____ par semaine.
* Quelle est la durée moyenne de vos déplacements à pied (cochez la colonne A) ? Pendant combien de temps pouvez-vous marcher sans fatigue ou difficulté (colonne B) ?

	A	B
- moins de 10 min	❑	❑
- 10 à 20 min	❑	❑
- environ 30 min	❑	❑
- environ une heure	❑	❑
- plus d'une heure	❑	❑

* Pour chacune des phrases suivantes, donnez une **note de 0 à 10**, « 0 » si la phrase ne vous correspond pas du tout à « 10 » si elle vous correspond tout à fait. *Ex. la phrase « j'aime le chocolat », vous répondez 0 si vous m'aimez pas du tout, 10 si vous adorez et vous choisissez une note intermédiaire si votre goût est moins tranché.*

- « Les déplacements à pied sont importants pour mon autonomie. » ☐

- « Je ressens généralement du plaisir au cours d'un déplacement à pied. » ☐

- « J'appréhende de me déplacer à pied. » ☐

- « En tant que piéton, je me sens vulnérable. » ☐

* Etes-vous déjà tombé ou avez-vous déjà été victime de chute(s) au cours de ces 5 dernières années, à votre domicile comme à l'extérieur ?

  ☐ Oui ☐ Non

  SI OUI, combien de fois ? _____

  A quel(s) endroit(s) (ex. rue, escalier, baignoire, etc…) : _____

  Causes de celle(s)-ci ?

  ☐ - problème(s) moteur (s)
  ☐ - inattention
  ☐ - liées à l'environnement (ex. trottoirs en mauvais état, sol glissant, etc.)
  ☐ - autres, précisez : _____

* Avez-vous peur de chuter lorsque vous traverser la rue ? Cochez la case correspondante à votre réponse :

  ☐ jamais
  ☐ rarement
  ☐ parfois
  ☐ souvent
  ☐ toujours

* Si vous avez peur de chuter lorsque vous traverser la rue (que cela soit parfois ou toujours), décrivez en quelques lignes pourquoi ?

_____

_____

ANNEXE 3

TTRV_TL – Code participant : ☐ Date : ☐

QUESTIONS

1. *Quelle est la cause de vos problèmes moteurs ?*.....
   accident ☐ maladie non liée à l'âge ☐ âge et/ou maladie liée à l'âge ☐

2. *Avez-vous subi un ou plusieurs actes chirurgicaux en rapport avec vos problèmes moteurs ?*
   OUI ☐ NON ☐
   Si une intervention réalisée depuis moins de 5 ans a entraîné une immobilisation prolongée, précisez la durée approximative de l'immobilisation :.....
   Commentaires :.....

3. *Depuis combien de temps avez-vous ces problèmes moteurs ?*
   (ou âge/année d'apparition) :.....
   3 ans au + ☐ 5 ans au + ☐ plus de 5 ans ☐

4. *Quelles zones sont concernées ?*
   Gauche : pied ☐ ; cheville ☐ ; mollet ☐ ; genou ☐ ; cuisse ☐ ; hanche ☐
   Droite : pied ☐ ; cheville ☐ ; mollet ☐ ; genou ☐ ; cuisse ☐ ; hanche ☐

5. *Lors de vos déplacements à pied, vous avez recours occasionnellement (**O**) ou régulièrement (**X**) à :*
   ☐1 canne ☐ 2 cannes ☐ 1 déambulateur ☐ 1 déambulateur à 2 roues ☐
   1 tiers qui vous donne le bras ☐ autre type d'aide ☐.....
   Commentaires :.....

6. *Précisez de quel type sont vos troubles moteurs (plusieurs réponses possibles) :*
   ☐- boiterie
   ☐- marche ralentie
   ☐- raideurs musculaires ou articulaires
   ☐- crampes
   ☐- fatigue physique
   ☐- problèmes épisodiques liés aux douleurs
   ☐- troubles de l'équilibre
   ☐- autre(s), précisez :.....

   - Avez-vous déjà été victime de chute(s) ces 5 dernières années ?
   OUI ☐ NON ☐
   SI OUI ➔ *Combien de fois ?*.....
   Causes de celle(s)-ci ?
   ☐- problème(s) moteur (s)
   ☐- inattention
   ☐- environnementales (ex. trottoirs en mauvais état)
   ☐- autres, précisez : .....

7. *En général, quelle est l'intensité de vos douleurs pendant la marche ?* ☐

   En marchant pendant l'étude, quelle a été l'intensité de vos douleurs ? ☐

8. *Si vous ressentez des douleurs liées à la marche, quelle est leur fréquence ?*
   ☐ - constante, j'ai toujours mal quand je marche
   ☐ - constante, mais les médicaments de type antidouleur me soulagent

☐ - quasi-systématique quand j'effectue certains mouvements (ex. descente de trottoirs)
☐ - occasionnelle, il m'arrive de ne ressentir aucune douleur certains jours
☐ - très occasionnelle

9. *Souffrez-vous d'autres douleurs récurrentes ?*
OUI ☐ Précisez la localisation et les conditions de survenue :……..
NON ☐

10. *Traitement des troubles moteurs :*
* *Prenez-vous un traitement médicamenteux continu en rapport avec les troubles moteurs ?*
OUI ☐ NON ☐
SI OUI ➔ - nom du (ou des) médicament(s) :……
- dosage (nombre de mg ou g par comprimé) :……
- quantité par jour :……
* *Prenez-vous des médicaments temporairement ?*
OUI ☐ NON ☐
SI OUI ➔ - nom du (ou des) médicament(s) :……
- fréquence des prises :……
- dosage ou quantité par prise :……
* *Avez-vous recours à des traitements non médicamenteux ?*
☐ - kinésithérapie
☐ - ostéopathie
☐ - acupuncture
☐ - autre(s), précisez :……

11. *Précisez l'impact de vos troubles moteurs sur votre autonomie dans la vie quotidienne.*
Vos troubles moteurs ont-ils réduit votre capacité à vous déplacer seule hors de chez vous ?
☐ pas du tout ☐ un peu ☐ modérément ☐ beaucoup ☐ extrêmement

Vos troubles moteurs ont-ils réduit votre capacité à réaliser seule des tâches ménagères à votre domicile ?
☐ pas du tout ☐ un peu ☐ modérément ☐ beaucoup ☐ extrêmement

Vos troubles moteurs ont-ils réduit votre capacité à prendre soin de vous (habillage, toilette) ?
☐ pas du tout ☐ un peu ☐ modérément ☐ beaucoup ☐ extrêmement

12. *Si vos troubles moteurs ont réduit vos déplacements à pieds :*
☐ - vous trouvez des services à proximité (boutiques, cabinets médicaux…)
☐ - vous avez recours aux transports en communs ou à des transports municipaux
☐ - vous trouvez facilement de l'aide parmi vos relations familiales ou amicales
☐ - vous n'avez pas de problème pour faire appel à des aides professionnelles

13. *Comparativement aux autres femmes de votre âge, vous vous estimez que vous vous déplacez à pied :*
☐ plus facilement ☐ de manière identique ☐ plus difficilement

Time up and go test (chronométré)
La tâche consiste à se lever d'un fauteuil, parcourir 3 mètres jusqu'à un mur. Faire demi-tour, revenir sur ses pas, faire le tour du fauteuil et se rassoire.

Résultat : …….secondes

ANNEXE 4

Contraintes inhérentes à la captation audiovisuelle

Caractéristiques des lieux à prendre en compte	Caractéristiques techniques de prise de vue des lieux
Largeur du trottoir suffisante Matérialisation du passage piéton Hauteur de la bordure du trottoir Largeur de la rue : ni trop basse ni trop haute Sens de circulation des voitures : unique ou double Forme de la rue : en T, en X ou en – Présence de virage Vitesse autorisée Panneaux de signalisation Poubelles Présences d'arbres, arbustes, pots de fleur, poteaux… Intensité du trafic routier Intensité du trafic piéton Formes et couleurs des voitures Formes et couleurs des bâtiments Luminosité/ Ensoleillement Conditions climatiques Emplacement du passage piéton : à l'angle de la rue, proche de l'angle, en milieu de rue Présence d'un dos d'âne Ce qu'il y a de l'autre coté de la rue : petit commerce, parc, parking… Stationnement des véhicules : en bordure de trottoir ou en épis Fond sonore : bruit du passage des voitures sur la route (rue pavé) ou travaux à proximité ou autre Heure de la journée	Avoir le recul suffisant pour le placement des caméras Sens du soleil Couleurs des voitures Taille du champ à couvrir Positionnement des caméras Réglage des caméras (ex : mise au point) identiques Formes et couleurs de l'architecture Luminosité Angle de prise de vue ne doit pas être gêné par le mobilier urbain (ex : abris de bus juste à coté du passage piéton)

ANNEXE 5

Code participant : _____

Questionnaire relatif au simulateur

Donnez une note de 0 à 10 selon que les phrases suivante ne vous correspondent pas du tout (0) ou vous correspondent tout à fait (10).

J'avais l'impression d'être dans une rue réelle : _____/10

J'avais l'impression que les voitures sur la rue avançaient réellement vers moi : _____/10

Mes traversées dans le simulateur sont assez semblables à celles que j'entreprendrais si je devais traverser cette dans la réalité : _____/10

Le tableau suivant décrit des symptômes que l'on peut éprouver dans un environnement virtuel. Pour chacun d'eux, faîtes une croix dans la case qui vous correspond.
Aucun : je n'ai pas du tout ressenti ce symptôme. Autres réponses : je l'ai ressenti de façon légère, modérée ou sévère.

Symptômes	*Aucun*	*Léger*	*Modéré*	*Sévère*
Inconfort général				
Fatigue				
Mal de tête				
Fatigue oculaire				
Difficulté de focalisation				
Problème de salivation				
Sueurs				
Nausées				
Difficulté de concentration				
Tête lourde				
Vision voilée				
Tête qui tourne				
Vertiges				
Mal au cœur				
Relent de vomissement				

ANNEXE 6

Evaluation du comportement du piéton âgé lors de l'initiation de la traversée de rue.

- CONSENTEMENT DE PARTICIPATION -

Je, soussigné(e)_____, demeurant à _____, reconnaît que le docteur _____, investigateur de l'étude « Senior En Ville A Pied», m'a proposé de participer à une recherche biomédicale. Il s'agit d'étudier le comportement piétonnier des personnes âgées dans le but d'augmenter leur sécurité. Cette recherche entre dans le cadre d'une initiative scientifique de grande ampleur (soutenu par la Fondation Sécurité Routière).

L'étude a lieu dans les conditions précisées ci-dessous et pour laquelle le CPP ..... a émis un avis favorable le..... et a été autorisé par l'AFSSAPS (Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé) le .....

Le CNRS (Représenté par Patrick NETTER, Directeur, Institut des sciences biologiques, 3 rue Michel-Ange, 75794 - PARIS Cedex 16) promoteur de cette recherche a, conformément à la loi, contracté une assurance (contrat N° 16/809/0641 souscrit auprès de la société GERLING). Cette étude est régie par le Code de la Santé Publique, **titre II du livre premier relatif aux recherches biomédicales.**

J'ai reçu des informations précisant les modalités de déroulement de cette étude et exposant notamment les éléments suivants :

- Dans une salle, il m'est demandé de marcher naturellement, comme je le fais habituellement lors de mes déplacements quotidiens.
- Ma participation s'arrête à une session d'environ 2,5 heures durant lesquelles, outre le fait de marcher, il m'est demandé de passer quelques tests et de répondre à un questionnaire portant sur les habitudes de déplacement à pied. Toutes les données recueillies sont traitées de manière strictement confidentielle et aucune information nominale n'est stockée informatiquement. Les documents portant mon identité et ma signature sont conservés séparément des autres documents. Je n'autorise leur consultation que par des personnes qui collaborent avec le Docteur Leblanc Marie-Bernadette et, éventuellement, un représentant des autorités de santé. Je pourrai à tout moment demander des informations à M. Eric Watelain et je pourrai exercer mon droit d'accès, de rectification ou d'opposition.
- Je suis photographié(e) et filmé(e) lors de l'expérimentation (cf. conditions d'utilisation de l'image).
- Des moments de pause me sont accordés dès que je le souhaite et, si je le désire, je suis libre d'arrêter à tout moment ma participation.
- J'ai eu la possibilité de poser toutes les questions qui me paraissaient utiles.
- Il m'a été précisé que je suis libre d'accepter ou de refuser de participer à cette recherche ainsi que d'arrêter à tout moment ma participation et j'ai disposé d'un délai de réflexion suffisant avant de prendre ma décision. Je recevrai une indemnité de 0 euros.
- j'atteste que je suis affilié à un régime de sécurité sociale ou bénéficiaire d'un tel régime

Je suis autorisé(e) à participer à une autre recherche.

Je peux être tenu au courant des résultats globaux de la recherche en m'adressant à M. Watelain Eric.

Mon consentement ne décharge pas les organisateurs de la recherche de leurs responsabilités. Je conserve tous mes droits garantis par la loi.

Le présent formulaire est réalisé en trois exemplaires, dont un est remis à l'intéressé, ou à son représentant légal (pour les majeurs sous tutelle ou sous curatelle). Un exemplaire sera conservé par l'investigateur ; le dernier sera conservé par le promoteur en toute confidentialité, conformément à la loi.

J'ai reçu et j'ai bien compris les informations concernant cette étude.
J'ACCEPTE DONC DE PARTICIPER LIBREMENT ET VOLONTAIREMENT À LA RECHERCHE DECRITE CI-DESSUS.

Je m'engage également à garder confidentielles toutes les informations qui me seront transmises au cours de cette étude.

Fait à……, le……

J'ai expliqué la nature et le déroulement de cette recherche	**J'accepte de participer à cette recherche dans les conditions précisées ci-dessus**
(signature de l'investigateur)	(signature du volontaire, précédée de la mention « lu et approuvé »)

La traversée de rue chez le piéton senior : Conception d'un simulateur, étude biomécanique et comportementale.

Dans un contexte de vieillissement démographique et de mutation des modes de déplacements urbains majorant la place du piéton, ce travail de thèse vise à mieux comprendre les caractéristiques comportementales et biomécaniques de la traversée de rue des piétons âgés.

La méthodologie est essentiellement expérimentale. Si quelques données ont été recueillies en laboratoire ou en environnement naturel, l'étude principale a été conduite dans un simulateur immersif de réalité projetée, outil dénommé Simulateur de Rues pour Piétons (SRP). La hauteur de trottoir est modulable. Le dispositif intègre différents outils de mesures, tels des plates-formes de force et un système d'analyse gestuelle en trois dimensions.

Hors simulateur, la comparaison des temps de traversée réelle et estimée, sur un champ de marche, révèle l'occurrence d'un risque de sous-estimation *a priori* du temps nécessaire chez certains seniors. L'expérience en simulateur confirme l'importance de la modulation exercée par le vieillissement sur la perception du temps en tant que déterminant des estimations *a posteriori* des temps de traversées quantifiées *via* la sensation de mise en danger.

En simulateur, les seniors adoptent un comportement sécuritaire, requérant des intervalles temporels plus longs pour décider d'initier une traversée. Dans des conditions de trafic favorables, ils marchent plus rapidement que les jeunes. Leurs marges de sécurité sont plus grandes. L'approche biomécanique, révèle des différences intergroupes, dont certaines sont potentiellement à risque (ex. la flexion plantaire) alors que d'autres (ex. les rotations exploratoires) participent à l'adaptation.

Mots clés : Vieillissement, piétons, simulateurs de traversée de rue, biomécanique, temps de traversée, risques.

Road crossing by the elderly pedestrian: Simulator design, biomechanical and behavioral analyses.

In the framework of population ageing and increased importance attached to walking in urban cities, the aim of this PhD work is to better understand behavioral and biomechanical characteristics of older pedestrian road crossing.

We mostly used the experimental method. Some data were collected in laboratory or natural environment, but the main study was performed in an immersive road crossing simulator with projected reality: the Simulator of Road for Pedestrians (SRP). The curb height was adjustable. The device integrated various biomechanical measurement tools such as force plates and 3D-gait analysis systems.

The real and the imagined crossing times were compared in a task performed outside the simulator. It reveals that some seniors underestimated their crossing time. The experiment within the simulator confirmed the relevance of the age-related modulation of the crossing time perception, which was indirectly estimated by the feeling of endangerment.

Inside the simulator, the road crossing behavior of the elderly participants was safe, requiring longer temporal intervals for deciding to initiate the crossing. In favorable traffic gap conditions, they walked more quickly than the younger participants and their safety margins were larger. The biomechanical approach revealed intergroup differences, some of which inducing potential risks (e.g., plantar flexion) while others (e.g., exploratory rotations) participated in the coping.

Keywords : Ageing, pedestrian, road crossing simulator, biomechanics, road crossing time, risk.