

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE

L'effet des immobilisations orthopédiques du membre inférieur droit sur les performances de conduite automobile : analyse en conduite réelle et validation d'un simulateur de conduite

par

Jean-Christophe Murray

Département de chirurgie, service de chirurgie orthopédique, en collaboration
avec l'école de réadaptation

Mémoire présenté à la Faculté de médecine et des sciences de la santé
en vue de l'obtention du grade de
maître ès sciences (M.Sc.) en sciences cliniques

Décembre 2009

Le jury est composé des personnes suivantes :

François Cabana, département de chirurgie	Directeur de recherche
Hélène Corriveau, école de réadaptation	Directrice de recherche
Marc-André Tremblay, département de chirurgie	Codirecteur de recherche
Marie-France Dubois, programme de sciences cliniques	Évaluatrice interne
Isabelle Gélinas, McGill University	Évaluatrice externe



Library and Archives
Canada

Published Heritage
Branch

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Direction du
Patrimoine de l'édition

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file *Votre référence*
ISBN: 978-0-494-61441-9
Our file *Notre référence*
ISBN: 978-0-494-61441-9

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.


Canada

TABLE DES MATIÈRES

TABLE DES MATIÈRES	II
LISTE DES TABLEAUX.....	VII
LISTE DES FIGURES.....	VIII
LEXIQUE ET LISTE DES SIGLES, ABRÉVIATIONS ET SYMBOLES	IX
RÉSUMÉ	X
AVANT-PROPOS.....	XII
PREMIER CHAPITRE – INTRODUCTION	1
DEUXIÈME CHAPITRE – PROBLÉMATIQUE ET MODÈLE CONCEPTUEL.....	3
1. PROBLÉMATIQUE.....	3
2. MODÈLE CONCEPTUEL.....	5
TROISIÈME CHAPITRE – RECENSION DES ÉCRITS	7
1. LA CONDUITE AUTOMOBILE.....	7
1.1 Définition	7
1.2 Distinction entre les performances et les comportements de conduite	8
1.3 Conceptualisation comportementale de la conduite automobile	9
1.4 Séquence temporelle de réponse à un stimulus	9
1.5 Performances de conduite et adaptation à une conduite sous-optimale.....	10
2. FREINAGE EN CONDUITE AUTOMOBILE	12
2.1 Modes de la réponse de freinage.....	12
2.2 Loi de Fitts.....	13
2.3 Réponse de freinage décortiquée	14
2.4 Variables utilisées dans les études pour décrire la réponse de freinage	15
2.5 Principaux facteurs qui influencent les variables de la réponse de freinage	18
2.5.1 Appréhension des sujets face au stimulus de freinage	18
2.5.2 Âge	19
2.5.3 Sexe.....	20
2.5.4 Urgence de la situation.....	20

2.5.5 Charge cognitive	22
2.5.6 Configuration des pédales	23
3. LES PARADIGMES D'ÉVALUATION DE LA CONDUITE AUTOMOBILE.....	24
3.1 Simulateur de conduite	24
3.1.1 Définition	24
3.1.2 Utilisations des simulateurs de conduite	25
3.1.3 Avantages et limitations	26
3.2 Environnement routier contrôlé	29
3.2.1 Définition	29
3.2.2 Utilisations de l'environnement routier contrôlé.....	29
3.2.3 Véhicule instrumenté	30
3.2.4 Avantages et limitations	31
3.3 Évaluations en situation réelle	31
3.3.1 Définition	31
3.3.2 Utilisations des évaluations en situation réelle.....	32
3.3.3 Avantages et limitations	32
4. VALIDITÉ D'UN SIMULATEUR DE CONDUITE PAR COMPARAISON À LA CONDUITE RÉELLE ..	33
4.1 Définition générale de la validité d'un simulateur	34
4.2 Types de validité des simulateurs de conduite	35
4.3 Approche de validation d'un simulateur pour mesurer les temps de freinage	40
5. ORTHOPÉDIE ET CONDUITE AUTOMOBILE.....	40
5.1 Avis d'experts sur le retour à la conduite suite à une blessure ou une chirurgie	41
5.2 Études expérimentales sur les affections orthopédiques et la conduite automobile	44
5.3 Immobilisations orthopédiques et conduite automobile.....	52
5.3.1 Énoncés législatifs.....	52
5.3.2 Avis d'experts	53
5.3.3 Études expérimentales	55
6. RÉSUMÉ DE LA RECENSION DES ÉCRITS	58
QUATRIÈME CHAPITRE – OBJECTIFS DE RECHERCHE ET MÉTHODOLOGIE.....	60
1. OBJECTIFS GÉNÉRAUX DE LA RECHERCHE	60
2. QUESTIONS ET HYPOTHÈSES DE RECHERCHE.....	60
3. MÉTHODOLOGIE.....	62

3.1 Dispositif de recherche.....	62
3.2 Population et échantillon de l'étude.....	63
3.2.1 Population cible.....	63
3.2.2 Population accessible.....	63
3.2.3 Critères d'inclusion.....	63
3.2.4 Critères d'exclusion.....	64
3.3 Procédure d'échantillonnage et de recrutement des participants.....	65
3.4 Déroulement de l'étude en conduite réelle.....	66
3.5 Description des immobilisations orthopédiques.....	69
3.6 Description des épreuves.....	70
3.6.1 Freinage d'urgence sans attention divisée (freinage d'urgence simple).....	70
3.6.2 Freinage d'urgence avec attention divisée.....	71
3.6.3 Procédures post-expérimentation.....	71
3.7 Déroulement de l'étude en simulateur de conduite.....	72
3.8 Variables et instruments de mesure.....	74
3.8.1 Variables indépendantes : immobilisations orthopédiques.....	74
3.8.2 Le véhicule instrumenté.....	75
3.8.3 Le simulateur de conduite.....	78
3.8.4 Variables dépendantes.....	79
3.8.5 Temps de freinage.....	80
3.8.6 Traitement des données.....	80
3.8.7 Variables de temps de freinage.....	81
3.8.7.1 Déclenchement du dispositif lumineux.....	82
3.8.7.2 Début du retrait du pied de l'accélérateur.....	84
3.8.7.3 Retour à la position neutre de l'accélérateur.....	84
3.8.7.4 Apparition d'une force sur le frein.....	85
3.8.7.5 Application d'une force de 100 N sur le frein.....	85
3.8.7.6 Application d'une force de 200 N sur le frein.....	85
3.8.7.7 Temps neurologique.....	86
3.8.7.8 Temps de mouvement à chaîne ouverte.....	86
3.8.7.9 Temps de mouvement à chaîne fermée.....	86
3.8.7.10 Temps de réaction de freinage.....	86

3.8.7.11 Temps total de freinage.....	86
3.8.8 Erreurs de freinage commises.....	87
3.8.9 Variables secondaires.....	87
3.8.10 Variables sociodémographiques et variables de contrôle.....	88
3.9 Taille de l'échantillon.....	89
3.10 Stratégies d'analyse des temps de freinage.....	91
3.11 Analyses statistiques.....	92
3.12 Considérations éthique.....	93
CINQUIÈME CHAPITRE – RÉSULTATS.....	95
1. DESCRIPTION DES PARTICIPANTS.....	95
2. TEMPS DE FREINAGE D'URGENCE MESURÉS EN CONDUITE RÉELLE.....	100
2.1 Temps neurologique.....	100
2.2 Temps de mouvement à chaîne ouverte.....	102
2.3 Temps de mouvement à chaîne fermée 100 N.....	103
2.4 Temps de mouvement à chaîne fermée 200 N.....	104
2.5 Temps de réaction de freinage.....	105
2.6 Temps total de freinage 100 N.....	107
2.7 Temps total de freinage 200 N.....	108
3. ERREURS DE FREINAGE COMMISES EN CONDUITE RÉELLE.....	108
4. COMPARAISON DES RÉSULTATS OBTENUS EN SIMULATEUR ET EN CONDUITE RÉELLE.....	109
4.1 Temps neurologique.....	110
4.2 Temps de mouvement à chaîne ouverte.....	111
4.3 Temps de mouvement à chaîne fermée 100 N.....	112
4.4 Temps de mouvement à chaîne fermée 200 N.....	113
4.5 Temps de réaction de freinage.....	113
4.6 Temps total de freinage 100 N.....	114
4.7 Temps total de freinage 200 N.....	115
SIXIÈME CHAPITRE – DISCUSSION.....	116
1. VALIDITÉ INTERNE DE L'ÉTUDE.....	116
1.1 Dispositif de recherche.....	116
1.2 Biais d'apprentissage.....	117
1.3 Biais de sélection.....	118

1.4 Biais de l'expérimentateur	119
1.5 Biais de maturation et facteurs de confusion	120
1.6 Erreurs systématiques dues à l'instrumentation.....	121
1.7 Choix des méthodes statistiques	122
1.8 Jugement sur la validité interne	122
2. DISCUSSION SUR LES QUESTIONS DE RECHERCHE	123
2.1 Première question de recherche	123
2.2 Seconde question de recherche	127
2.3 Troisième question de recherche.....	128
2.4 Évaluation de la validité absolue et relative du simulateur	132
2.5 Force nécessaire pour effectuer un freinage d'urgence adéquat	134
3. VALIDITÉ EXTERNE DE L'ÉTUDE	135
4. RETOMBÉES ÉVENTUELLES DES RÉSULTATS DE CES TRAVAUX	138
SEPTIÈME CHAPITRE – CONCLUSION	139
REMERCIEMENTS.....	141
RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES	143
ANNEXE A – FEUILLE DE ROUTE DE L'EXAMINATEUR, QUESTIONNAIRES PRÉ- ET POST- EXPÉRIMENTATION	155
ANNEXE B – FORMULAIRE DE CONSENTEMENT À LA RECHERCHE	160

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 4-1	Variables dépendantes de l'étude.....	80
Tableau 5-1	Caractéristiques des participants (variables continues).....	96
Tableau 5-2	Caractéristiques des participants (variables catégoriques).....	97
Tableau 5-3	Impressions de conduite avec les immobilisations orthopédiques en conduite réelle.....	99
Tableau 5-4	Temps neurologiques en conduite réelle lors du freinage simple et du freinage avec attention divisée.....	100
Tableau 5-5	Temps de mouvement à chaîne ouverte en conduite réelle lors du freinage simple et du freinage avec attention divisée.....	102
Tableau 5-6	Temps de mouvement à chaîne fermée 100 N en conduite réelle lors du freinage simple et du freinage avec attention divisée.....	103
Tableau 5-7	Temps de réaction de freinage en conduite réelle lors du freinage simple et du freinage avec attention divisée.....	105
Tableau 5-8	Temps total de freinage 100 N en conduite réelle lors du freinage simple et du freinage avec attention divisée.....	107
Tableau 5-9	Erreurs de freinage commises en conduite réelle pour chacune des variables indépendantes.....	109
Tableau 5-10	Comparaison des moyennes top 3 et ajustées du temps neurologique en conduite réelle et en simulateur.....	110
Tableau 5-11	Comparaison des moyennes top 3 et ajustées du temps de mouvement à chaîne ouverte en conduite réelle et en simulateur.....	111
Tableau 5-12	Comparaison des moyennes top 3 et ajustées du temps de mouvement à chaîne fermée 100 N en conduite réelle et en simulateur.....	112
Tableau 5-13	Comparaison des moyennes top 3 et ajustées du temps de réaction de freinage en conduite réelle et en simulateur.....	113
Tableau 5-14	Comparaison des moyennes top 3 et ajustées du temps total de freinage 100 N en conduite réelle et en simulateur.....	114

LISTE DES FIGURES

Figure 2-1	Matrice de Haddon.....	6
Figure 4-1	Situation géographique du circuit fermé.....	67
Figure 4-2	Photo d'un Aircast.....	75
Figure 4-3	Photo d'une botte de marche et de sa semelle antidérapante.....	75
Figure 4-4	Photo du véhicule instrumenté.....	76
Figure 4-5	Schéma des composantes de la chaîne d'acquisition.....	78
Figure 4-6	Photo du simulateur de conduite utilisé par Tremblay <i>et coll.</i>	79
Figure 4-7	Moments-clés et variables de temps de freinage.....	83

LEXIQUE ET LISTE DES SIGLES, ABRÉVIATIONS ET SYMBOLES

Aircast – Le terme Aircast désigne une immobilisation orthopédique d’usage courant en orthopédie. Il s’agit d’une botte de marche amovible faite de plastique dont l’intérieur est tapissé de styromousse et de coussins pneumatiques facilitant l’ajustement au pied du patient. Le mot Aircast sera utilisé dans cet ouvrage afin de simplifier la lecture.

Coplaire – Qui appartient à un même plan.

Mouvement à chaîne fermée – Mouvement durant lequel le membre est fixé dans l’espace. Le mouvement ne peut se faire librement puisque certaines contraintes lui sont appliquées. Par exemple, lors de la marche, le mouvement à chaîne fermée a lieu lorsque le pied est en contact avec le sol alors que le membre inférieur propulse le corps vers l’avant.

Mouvement à chaîne ouverte – Mouvement durant lequel le membre peut bouger librement dans l’espace. Par exemple, lors de la marche, le mouvement à chaîne ouverte se produit lorsque le pied quitte le sol pour faire le pas suivant.

RÉSUMÉ

VALIDATION D'UN SIMULATEUR DE CONDUITE POUR L'ÉTUDE DES EFFETS DES IMMOBILISATIONS ORTHOPÉDIQUES DU MEMBRE INFÉRIEUR DROIT

J.-C. Murray ^a, M.-A. Tremblay ^a, H. Corriveau ^b, M. Hamel ^b, F. Cabana ^a

^a Département de chirurgie, Centre hospitalier universitaire de Sherbrooke, QC Canada.

^b Centre de recherche sur le vieillissement, Institut universitaire de gériatrie de Sherbrooke, QC Canada.

Problématique : L'impact du port d'une immobilisation orthopédique au membre inférieur droit sur l'aptitude à conduire une automobile est peu connu. Jusqu'à ce jour, une seule étude expérimentale réalisée en simulateur de conduite (TREMBLAY *et coll.*, 2008) en a évalué l'impact chez des sujets sains. Les résultats de ces travaux ont démontré une augmentation statistiquement significative, mais estimée cliniquement négligeable, des temps de freinage d'urgence lors du port d'un Aircast et d'une botte de marche plâtrée en comparaison à une chaussure de sport. Toutefois, afin de préciser l'implication clinique des résultats de ces travaux, il est essentiel de s'assurer que ces résultats soient représentatifs de ce qui est obtenu en conduite réelle.

Objectifs : a) caractériser les effets des immobilisations orthopédiques au membre inférieur droit sur les temps de freinage en conduite réelle, b) étudier la validité du simulateur de conduite utilisé par TREMBLAY *et coll.* (2008).

Méthodologie : Étude expérimentale en circuit fermé reprenant la même méthodologie que l'étude en simulateur. Les temps de freinage ont été mesurés chez des sujets (n=14) ayant participé à l'étude précédente, qui devaient porter un Aircast, une botte de marche et une chaussure de sport dans un ordre assigné aléatoirement. Les épreuves de freinage ont été réalisées à l'aide d'une voiture instrumentée de cellules de charge à chacune des deux

pédales. Lors des épreuves, les participants devaient conduire sur le circuit, d'abord en ligne droite (freinage simple), puis en slalom (freinage avec attention divisée), et effectuer un freinage d'urgence au déclenchement d'un dispositif lumineux sur le tableau de bord. Les données récoltées en conduite réelle ont ensuite été comparées à celles obtenues en conduite simulée.

Résultats : Le temps total de freinage avec le port d'une chaussure de sport au membre inférieur droit lors d'un freinage simple en conduite réelle est de 444 ms. Les temps total de freinage obtenus avec le Aircast et la botte de marche sont, respectivement, de 492 ms ($p=0,005$) et de 499 ms ($p=0,002$). Lors d'un freinage avec attention divisée, le temps total de freinage avec la chaussure de sport est de 492 ms, alors que les temps obtenus avec le Aircast et la botte de marche sont de 530 ms ($p=0,075$) et de 525 ms ($p=0,060$) respectivement. Quant à l'étude de la validité du simulateur, la comparaison des temps total de freinage obtenus en conduite réelle à ceux obtenus en simulateur met en évidence des différences variant entre 70 et 112 ms ($p<0,01$) selon les variables indépendantes (chaussure de sport, Aircast et botte de marche) et les épreuves de freinage.

Conclusion : Le port d'un Aircast et d'une botte de marche au membre inférieur droit allonge de façon minime les temps de freinage en conduite réelle chez des sujets sains. L'impact de ces dispositifs orthopédiques sur la conduite automobile demeure à vérifier chez des sujets pathologiques. Finalement, la validité du simulateur de l'étude précédente doit être améliorée par rapport aux temps de freinage en conduite réelle afin que les futures études se réalisent en simulateur.

Mots clés : Conduite automobile
Simulation de conduite
Étude de validation
Temps de réaction
Immobilisations orthopédiques

AVANT-PROPOS

Je suis un jeune étudiant en médecine qui, comme tous les autres, rêve de devenir un grand médecin. La tâche est certainement loin d'être facile : les gens qui nous entourent peuvent témoigner des nombreux sacrifices que nous devons faire chaque jour pour tendre vers cet idéal.

J'ai interrompu mes études médicales au terme de la seconde année du cursus de l'Université de Sherbrooke afin de réaliser une maîtrise en recherche clinique. Une décision que je ne regretterai jamais.

Cet ouvrage est le fruit de mon passage dans le difficile monde de la recherche. Il est le dénouement de longues heures de travail, certes parsemées de difficultés, mais surtout de découvertes et d'enrichissement. Il marque une étape importante dans ma formation académique, dans mon développement personnel, dans la poursuite de mes rêves.

Puisse ce travail contribuer à l'avancement de la société que nous bâtissons avec acharnement.

PREMIER CHAPITRE – INTRODUCTION

Le 21^e siècle est celui des technologies. Elles nous entourent et font maintenant partie de notre quotidien : nos modes de vie ont été drastiquement transformés en l'espace de quelques années à peine. L'un des exemples de cette explosion technologique est celui de la réalité virtuelle, aussi appelée simulation. Introduite au cours des années 1970 (BURKHARDT, 2003), la simulation est devenue rapidement un outil préconisé dans de nombreux domaines. Elle est omniprésente dans l'industrie des jeux vidéo, dans le tourisme avec les visites virtuelles, en médecine par le biais de la téléadaptation et des téléchirurgies, dans le domaine de l'aviation et de l'automobile par l'arrivée des simulateurs de vol ou de conduite, autant d'exemples qui illustrent les applications prometteuses de la réalité virtuelle. Mais dès lors, plusieurs questions se posent : notre monde réel peut-il vraiment être substitué par une interface virtuelle? Ces technologies sont-elles vraiment efficaces? En guise d'exemple, un pilote de ligne qui tient chaque jour la vie de centaines de personnes entre ses mains est-il formé adéquatement par la réalité virtuelle? Quelles-sont les limites à ne pas franchir?

Sans prétendre apporter des réponses à toutes ces interrogations, ce mémoire explore un aspect de plus en plus questionné de la réalité virtuelle : la validité d'une simulation de conduite en regard de la conduite réelle. Cette problématique est abordée par le biais d'une précédente étude (TREMBLAY *et coll.*, 2008) réalisée en simulateur de conduite, et

portant sur les effets que peuvent avoir les immobilisations orthopédiques sur les capacités à conduire une voiture.

Outre cette brève introduction, cet ouvrage comporte six autres chapitres. Le prochain chapitre aborde la problématique et le modèle conceptuel. Le troisième chapitre présente la recension des écrits et le quatrième expose les objectifs et la méthodologie de cette étude. Le cinquième chapitre se dédie à la présentation des résultats, puis s'ensuit, au sixième chapitre, l'interprétation et la discussion de ces résultats. Le septième et dernier chapitre réitère les grandes lignes de cette étude et les nouvelles avenues de recherche en guise de conclusion à ce mémoire.

Tout au long de cet ouvrage, l'étude antérieure de Tremblay *et coll.* (2008) réalisée en simulateur de conduite sera citée à maintes reprises, puisqu'elle constitue en grande partie la base du présent ouvrage. Toutefois, par souci d'alléger le texte, la référence ne sera plus inscrite systématiquement dans les prochains chapitres.

DEUXIÈME CHAPITRE – PROBLÉMATIQUE ET MODÈLE CONCEPTUEL

1. PROBLÉMATIQUE

Une multitude de pathologies orthopédiques de la jambe, du pied et de la cheville demandent un traitement à l'aide d'immobilisations orthopédiques. Cependant, si l'usage de ces dispositifs pour favoriser la guérison des lésions musculosquelettiques est bien documenté, il en est autrement de leurs effets sur la conduite automobile. « Docteur, est-ce que je peux conduire avec ce plâtre? » Cette interrogation fréquente et toute simple des patients dissimule en réalité d'importants enjeux médicolégaux encore mal définis à ce jour. (CHEN *et coll.*, 2008) En arrière-plan de ce problème se cache également un enjeu éthique, car la sécurité de tous les usagers de la route entre en conflit avec la préservation de l'autonomie du malade via son besoin de conduire une automobile. Malheureusement, le fardeau décisionnel d'approuver la conduite ou non d'un patient avec une immobilisation repose bien souvent sur les seules épaules du médecin.

Le Québec n'échappe en rien à cette problématique car la conduite d'un véhicule de promenade avec une immobilisation orthopédique n'est pas interdite (Code de la sécurité ROUTIÈRE, 2009). Ni la Société de l'assurance automobile du Québec (SAAQ) ni le Bureau d'assurance du Canada n'a de données probantes sur les impacts des immobilisations orthopédiques sur la conduite automobile. Jusqu'à ce jour, au Québec, quatre décès dans des accidents de la route ont été liés de près ou de loin à un conducteur

qui portait une immobilisation orthopédique au membre inférieur. (Bureau du CORONER, 1999, 2005) Le rapport du coroner du plus récent des accidents cite qu'il est possible que l'immobilisation ait joué un rôle dans la survenue de cet évènement, et il souligne la nécessité de légiférer sur le sujet, ce qui n'a toujours pas été fait.

D'autre part, un nombre très restreint d'études se sont attardées aux effets des problèmes musculosquelettiques sur la conduite automobile. Quelques affections orthopédiques telles que la radiculopathie lombaire (AL-KHAYER *et coll.*, 2008), le remplacement articulaire de la hanche (GANZ *et coll.*, 2003; MACDONALD et OWEN, 1988) et du genou (MARQUES, BARREIROS *et coll.*, 2008; MARQUES, CABRI *et coll.*, 2008; PIERSON *et coll.*, 2003; SPALDING *et coll.*, 1994), la reconstruction ligamentaire (GOTLIN *et coll.*, 2000; NGUYEN *et coll.*, 2000) et l'arthroscopie du genou (HAU *et coll.*, 2000), les fractures du membre inférieur (EGOL *et coll.*, 2008; EGOL *et coll.*, 2003) ainsi que l'ostéotomie du premier métatarse (HOLT *et coll.*, 2008) ont été investiguées en regard des temps de freinage en simulateur de conduite. Toutefois, à ce jour, une seule étude expérimentale dotée d'une méthodologie forte a tenté de mesurer l'impact des immobilisations orthopédiques, sans pathologie sous-jacente, au membre inférieur droit. (TREMBLAY *et coll.*, 2008) Les résultats de ces travaux ont démontré une augmentation statistiquement significative, mais estimée cliniquement négligeable, des temps de freinage lors du port de deux immobilisations orthopédiques différentes au membre inférieur droit en comparaison à une chaussure de sport conventionnelle. Toutes ces études ont été réalisées à l'aide d'un simulateur de conduite. Ce paradigme d'évaluation de la conduite automobile présente en effet de nombreux avantages tels qu'un excellent contrôle expérimental et une sécurité accrue pour les sujets.

Néanmoins, la validité d'un simulateur de conduite pour mesurer les capacités à conduire a été remise en question dans de nombreuses études (MADELEY *et coll.*, 1990; MIN *et coll.*, 2006; VAN WINSUM et BROUWER, 1997) mais cette interrogation demeure toujours sans réponse claire. Est-ce que les résultats en simulateur de conduite concordent avec la réalité? Afin de préciser l'implication clinique des résultats obtenus par Tremblay *et coll.* et d'élargir le spectre des recherches sur les atteintes musculosquelettiques qui pourraient être réalisées grâce à ce simulateur de conduite, il est de mise de s'assurer que les résultats soient représentatifs de ce qui est obtenu en conduite réelle. Les données récoltées lors de la présente étude en conduite réelle pourront non seulement servir de références aux futures études sur les impacts des immobilisations du membre inférieur sur la conduite automobile simulée, mais serviront aussi à jeter les bases de la validation d'un simulateur dans l'étude des fonctions biomécaniques des membres inférieurs en conduite automobile.

2. MODÈLE CONCEPTUEL

Les accidents de la circulation constituent un problème de santé publique majeur : on estime que plus de 3000 personnes meurent chaque jour dans le monde de cette cause. (ORGANISATION MONDIALE DE LA SANTÉ, 2004) Préoccupé par la sécurité routière, William Haddon Jr. a décrit une matrice (maintenant appelée la matrice de Haddon) qui illustre l'interaction entre trois facteurs (humain, véhicule et équipement, et environnement) au cours des trois phases temporelles d'un accident : avant, pendant et après. (HADDON, 1980) Cette matrice à 9 cellules d'intervention (figure 2-1) modélise de façon dynamique les facteurs qui contribuent à causer un accident dans le but de développer des possibilités d'intervention pour réduire les traumatismes subséquents.

(BEAULNE, 1991, 1997; HADDON, 1980; ROBERTSON, 1986; ORGANISATION MONDIALE DE LA SANTÉ, 2004) Ces travaux ont permis d'utiliser une approche étiologique plutôt que descriptive des accidents de la route (HADDON, 1999) afin de a) réduire l'exposition aux risques, b) empêcher la survenue d'accidents de la circulation, c) réduire la gravité des traumatismes en cas d'accident, d) réduire les conséquences des traumatismes par une meilleure prise en charge des blessés après la collision. (ORGANISATION MONDIALE DE LA SANTÉ, 2004)

FACTEURS				
Avant l'accident	Prévention des accidents	Information Attitudes Diminution des facultés Application de la loi	Aptitude à rouler Éclairage Freins Maniement Gestion de la vitesse	Aménagement routier Limites de vitesse Aménagements piétons
Accident	Prévention des traumatismes en cas d'accident	Utilisation de moyens de contention Diminution des facultés	Ceintures Autres dispositifs de sécurité Conception de protection en cas d'accident	Accotements résistants
Après l'accident	Maintien en vie	Notions de secourisme Accès à des médecins	Facilité d'accès Risque de feu	Équipement de secours Congestion

Figure 2-1 Matrice de Haddon. Le carré rouge indique la cellule d'intervention propre à cette étude (adapté de ORGANISATION MONDIALE DE LA SANTÉ, 2004).

Les données probantes qui se dégageront de cette étude en conduite réelle, de même que celles de la précédente étude réalisée en simulateur de conduite, permettront de mieux comprendre les impacts du port d'une immobilisation orthopédique au membre inférieur sur les capacités à conduire une automobile. C'est donc au niveau de la phase temporelle avant l'accident et au niveau du facteur véhicules et équipement que se situent ces deux études (figure 2-1, carré rouge).

TROISIÈME CHAPITRE – RECENSION DES ÉCRITS

Cette recension se divise en cinq thèmes principaux. Le sujet de la conduite automobile et de ses processus cognitifs sous-jacents est abordé dans un premier temps. Une discussion sur la tâche de freinage en conduite automobile et de ses différentes variables suit ensuite. Les paradigmes d'évaluation de la conduite automobile forment le troisième thème, et le quatrième traite de la validité d'un simulateur de conduite en tant qu'instrument de mesure des performances de conduite. Une recension des écrits concernant les problèmes orthopédiques et la conduite automobile s'ensuit. Enfin, un résumé de la recension vient clore le chapitre.

1. LA CONDUITE AUTOMOBILE

1.1 Définition

La conduite automobile regroupe un ensemble de stratégies et de tâches dans le but de déplacer un véhicule et son occupant du point A au point B sans accident. Un simple déplacement en automobile est un processus extrêmement complexe qui requiert de multiples interactions entre le conducteur et sa voiture ainsi que le réseau routier. La conduite automobile sécuritaire demande à la fois une acquisition neurosensorielle active des signaux captés par la vision centrale et périphérique et par tous les autres sens. Elle requiert un partage de l'attention entre le tableau de bord et les événements qui

surviennent à bord et à l'extérieur du véhicule. Elle exige également une mémoire intacte afin de se souvenir du code de la sécurité routière et des itinéraires à suivre, et un processus de décision et d'exécution efficace. Le sujet au volant de l'automobile doit pouvoir réagir rapidement en fonction des événements de son environnement. Toutes ces tâches doivent se réaliser simultanément en respectant un itinéraire préalablement fixé et en évitant les accrochages. Le sujet doit être également apte à juger de sa fatigue et des autres incapacités qui pourraient compromettre sa sécurité au volant. (RIZZO *et coll.*, 2001) La conduite automobile, en apparence une activité simple réalisée à tous les jours pour la plupart des gens, est donc en réalité une tâche multi-systèmes qui va bien au-delà du simple maniement des commandes de la voiture.

1.2 Distinction entre les performances et les comportements de conduite

Evans (1991) a établi une distinction entre les *performances* et les *comportements* en conduite automobile. Cette distinction est fondamentale à la classification des variables utilisées dans les études sur la conduite automobile. Les *performances de conduite* réfèrent aux aptitudes perceptuelles et motrices du conducteur. Elles font appel à ce que le conducteur est en mesure de réaliser. La capacité à garder le contrôle à haute vitesse ou à réagir rapidement à un imprévu (et le temps de réaction qui en découle) sont des exemples de performance de conduite. Les *comportements de conduite* réfèrent plutôt à ce que le conducteur réalise réellement dans sa conduite, ou encore à comment il agit au volant. La vitesse adoptée sur une autoroute est un exemple de comportement de conduite.

1.3 Conceptualisation comportementale de la conduite automobile

Michon (1985) et Ranney (1994) ont suggéré une conceptualisation hiérarchique intéressante du processus de la conduite automobile. Cette conceptualisation se divise en trois tâches : les tâches *stratégiques*, les tâches *tactiques* et les tâches *opérationnelles*. Les *tâches stratégiques* englobent la planification du déplacement et la sélection des routes qui seront empruntées. Le temps de réalisation de ces tâches est aussi long que la durée entière du déplacement. Le conducteur est ainsi parfaitement conscient de la réalisation de ces tâches. Les *tâches tactiques* incluent quant à eux des comportements qui visent à manœuvrer le véhicule tels que le choix de la vitesse et le choix de la distance de suivi. Ces comportements doivent globalement rencontrer les critères fixés par les tâches stratégiques, quoique des ajustements soient possibles. Le temps de réalisation de ces tâches est de quelques secondes à quelques minutes. Enfin, les *tâches opérationnelles* englobent le maniement du volant et la modulation de la force appliquée sur les deux pédales. Ces tâches ont pour but ultime de contrôler la position du véhicule sur la chaussée à chaque instant. Elles se réalisent de manière automatique pour un conducteur expérimenté, dans un temps aussi rapide que quelques secondes ou moins. Le caractère automatique de ces tâches fait en sorte que le conducteur est peu conscient du processus de perception-analyse-réaction sous-jacent.

1.4 Séquence temporelle de réponse à un stimulus

La réalisation des tâches du niveau stratégique se fait sur une période relativement longue et permet ainsi une acquisition discontinue des informations sensorielles. En revanche, les

tâches opérationnelles requièrent une acquisition continue des informations sensorielles puisque ce sont des tâches qui sont actualisées à tout instant. (BLANA, 1996) Rizzo *et coll.* (2001) ont suggéré à cet effet un modèle heuristique en trois étapes de perception-réponse aux informations sensorielles auxquelles fait face un conducteur. La première étape consiste en la *perception* du stimulus sensoriel et son interprétation. Cette étape sert à prendre conscience en temps réel de ce qui se passe sur la route. La seconde étape est celle où un plan d'action est figuré (phase de *planification*) en fonction de la situation sur la route et des expériences de conduite entreposées dans la mémoire. La troisième et dernière étape consiste en la réalisation de la réponse motrice (phase d'*exécution*) exercée en général sur le volant ou sur les pédales. Le résultat de cette réponse exercera ensuite une rétroaction via la première étape en modifiant les informations sensorielles en direction du conducteur. La conduite automobile est donc un modèle typique d'une boucle de rétroaction compensatoire fermée. (EVANS, 1991)

1.5 Performances de conduite et adaptation à une conduite sous-optimale

Les études tendent à démontrer que de bonnes performances de conduite ne sont pas forcément liées à une conduite sécuritaire. (WILLIAMS et O'NEILL, 1974) Evans (1991) supporte à cet égard que de meilleures aptitudes au volant amènent le conducteur à réaliser des tâches d'un niveau de difficulté supérieur. Les meilleurs sujets conduisent donc plus rapidement et effectuent des manœuvres plus risquées mais n'adoptent pas nécessairement une conduite plus sécuritaire. Une acquisition de meilleures aptitudes au volant est liée à une conduite plus sécuritaire seulement si la difficulté des tâches reste constante. Inversement, une diminution des performances de conduite ne cause pas pour

autant une conduite dangereuse, en autant que le conducteur adapte le niveau de difficulté des tâches. Ladden (2006) a étudié à ce sujet la sécurité au volant selon le déclin des fonctions cognitives, motrices, optiques et auditives en lien avec le vieillissement. Elle soutient que seule une perte substantielle de ces fonctions peut atteindre les performances de conduite puisque la conduite automobile devient, au fil des années, une seconde nature. La conduite automobile est donc une tâche dont le niveau de difficulté est adopté par le conducteur lui-même : une conduite sécuritaire est liée aux agissements du conducteur (comportements de conduite) dans une situation particulière et non à ses performances de conduite seules. (NÄÄTÄNEN et SUMMALA, 1976) Toutes ces réflexions peuvent expliquer que les accidents ne soient pas en corrélation directe avec les performances de conduite. (WILLIAMS et O'NEILL, 1974)

Van Winsum et Brouwer (1997) suggèrent un processus d'adaptation à une conduite sous-optimale basé sur la conceptualisation hiérarchique de la conduite automobile en trois tâches (MICHON, 1985; RANNEY, 1994) discutée plus haut. Une faiblesse dans les tâches opérationnelles peut être ainsi compensée par un processus adaptatif au niveau des tâches tactiques et stratégiques. La conduite sécuritaire est donc intimement liée aux relations entre les performances aux tâches opérationnelles et les choix et préférences (comportements) aux tâches tactiques et stratégiques. Les exemples pour appuyer ces propos sont nombreux. Les conducteurs âgés font moins de kilométrage, se déplacent sur des distances plus courtes et évitent la conduite nocturne. (LADDEN, 2006) Fuller (1981) a également démontré que la distance de suivi entre deux véhicules augmente lors d'une conduite prolongée afin de compenser pour la fatigue et la diminution subséquente des performances. Van Winsum et Brouwer (1997) ont établi que les sujets qui déplacent le

pied droit plus lentement vers la pédale de frein lors d'un freinage d'urgence ont tendance à conserver une plus grande distance avec les autres voitures afin de compenser pour les moins bonnes performances de freinage. Un dernier exemple est la vitesse inférieure généralement adoptée par les automobilistes lorsque la visibilité est réduite sur la route. (TENKINK, 1988)

2. FREINAGE EN CONDUITE AUTOMOBILE

2.1 Modes de la réponse de freinage

La réaction usuelle à une situation susceptible d'entraîner un accident est de freiner de toute urgence. (JOHANSSON et RUMAR, 1971) Il semble en effet que la réaction de freinage soit préférée à un changement brusque de la trajectoire lorsque survient une situation inattendue en conduite automobile. (BARRETT *et coll.*, 1968) Le freinage est donc un déterminant crucial de la sécurité routière. La tâche de freinage survient selon deux modes de réponse : la réponse *automatique* et la réponse *contrôlée*. La *réponse automatique* est une réponse rapide semblable au réflexe. Cette réponse ne dépend pas d'une prise de décision consciente. Le freinage survient selon le mode automatique lorsque la compatibilité entre un stimulus et le freinage est forte et innée. Un freinage se produira également selon ce mode si le freinage a été effectué auparavant à maintes reprises devant ce stimulus. Une réponse automatique de freinage survient par exemple lorsque les feux de freinage de la voiture qui précède s'allument. La *réponse contrôlée* se produit quant à elle en réaction à un stimulus jamais rencontré auparavant. Une telle réponse est plus lente que la première puisque le stimulus demande un temps de perception et d'intégration

supplémentaire. Une réponse contrôlée de freinage survient par exemple quand un conducteur aperçoit sur la route un obstacle inconnu dans des conditions de visibilité réduite. (GREEN, 2000; SCHNEIDER et SCHIFFRIN, 1977)

2.2 Loi de Fitts

Fitts (1954) a établi une loi intéressante afin de prédire le temps requis pour réaliser un mouvement quelconque. La loi de Fitts fixe en effet la durée d'un mouvement selon une fonction logarithmique qui implique l'amplitude et la précision. (BAINBRIDGE et SANDERS, 1972) Un mouvement sera exécuté dans un temps plus long si son amplitude et sa précision doivent être grandes. Une seconde propriété de la loi de Fitts établit une relation inverse entre la difficulté du mouvement et sa vitesse de réalisation. (DECETY et JEANNEROD, 1996) En appui à ces propos, Tanaka *et coll.* (2006) ont suggéré un modèle mathématique qui démontre que le cerveau tente de minimiser la durée du mouvement sous la contrainte du critère de précision. Le critère de précision est spécifique à la tâche et au contexte dans lequel le mouvement est réalisé. En d'autres mots, la durée du mouvement résulte d'un compromis entre la vitesse et la précision requise par la situation.

Quelques études ont tenté d'appliquer la loi de Fitts au déplacement du pied vers la pédale de frein lors d'un freinage. (DRURY, 1975; HOFFMANN, 1995) D'après ce qui précède, la durée du mouvement du pied vers le frein devrait être constante pour un même individu pour une même situation de freinage et dans une configuration de conduite (distance entre le siège et les pédales) constante. Warshawsky-Livne et Shinar (2002) ont toutefois remis en question cette application de la loi de Fitts. En effet, selon eux, la précision n'est pas

un facteur significatif dans la réalisation d'une tâche de freinage. De plus, les équations qui décrivent cette loi ne cadrent pas avec les plus récents modèles cognitifs de traitement de l'information développés par les chercheurs en psychologie.

2.3 Réponse de freinage décortiquée

Green (2000) a divisé la réponse de freinage en une séquence de trois composantes :

- Le temps neurologique ;
- Le temps de mouvement ;
- Le temps de réponse mécanique.

Le *temps neurologique* (mental processing time) constitue la première composante mais se divise à son tour en trois étapes. La première est la sensation et inclut le temps requis pour détecter un stimulus sur la route. La seconde étape est la perception et comprend le temps nécessaire pour reconnaître et caractériser mentalement le stimulus. La dernière est la sélection de la réponse de freinage appropriée et la préparation du mouvement requis. Le *temps de mouvement* constitue la seconde composante et inclut le temps requis pour retirer le pied droit de l'accélérateur et appuyer sur le frein. Le *temps de réponse mécanique* constitue la troisième et dernière composante et comprend le temps entre le début de la pression appliquée sur le frein et un arrêt complet de la voiture.

Ces trois composantes de la réponse de freinage doivent être considérées avant tout comme une séquence globale. Les variables utilisées pour caractériser le freinage diffèrent

selon les auteurs puisque la réponse de freinage est un continuum et donc elle peut être divisée de plusieurs manières. Un exemple typique est la variable *temps de réaction* employée par certains pour désigner le temps neurologique et par d'autres pour désigner le temps neurologique et le temps de mouvement combinés. Quelques auteurs y incluent même le temps de réponse mécanique. (GREEN, 2000) Ces divergences sont mises en évidence dans la prochaine section.

2.4 Variables utilisées dans les études pour décrire la réponse de freinage

Green (2000) a publié une recension des écrits sur les temps impliqués dans la réponse de freinage. Il propose une nomenclature qui s'appuie sur les trois composantes décrites plus haut (temps neurologique, temps de mouvement, temps de réponse mécanique) afin de pallier les divergences entre les auteurs en ce qui a trait aux variables de la réponse de freinage. Le *temps de perception* désigne ainsi la composante temps neurologique. Le *temps de réaction de freinage* combine les composantes temps neurologique et temps de mouvement. Le *temps avant immobilisation* (stopping time) combine pour sa part les trois composantes décrites plus haut.

Quelques études définissent le *temps de réaction de freinage* selon la nomenclature de Green, à savoir le temps entre la présentation du stimulus de freinage et le contact du pied avec le frein. (GANZ *et coll.*, 2003; GOTLIN *et coll.*, 2000; PIERSON *et coll.*, 2003) D'autres auteurs définissent plutôt cette variable par le temps entre la présentation du stimulus et le moment où une force de 100 N (MACDONALD et OWEN, 1988) ou de 200 N (AL-KHAYER *et coll.*, 2008; HAU *et coll.*, 2000; NGUYEN *et coll.*, 2000) est appliquée sur le frein.

Quelques auteurs (MARQUES, BARREIROS *et coll.*, 2008; MARQUES, CABRI *et coll.*, 2008) divisent la réponse de freinage en trois variables. Le *temps de réaction* inclut le temps entre la présentation du stimulus et le début de la réponse motrice du pied droit en vue de freiner. Le *temps de mouvement* concerne le temps entre le début de la réponse motrice du pied droit et le contact du pied avec le frein. Le *temps de réponse de freinage* consiste finalement en la somme du temps de réaction et du temps de mouvement.

Spalding *et coll.* (1994) divisent également la réponse de freinage en trois variables. Le *temps de réaction neurologique* correspond au temps entre la présentation du stimulus et le début de la réponse motrice du pied droit. Le *temps de transfert du pied* concerne le temps entre le début de la réponse motrice et le moment où une force de 100 N est appliquée sur le frein. Le *temps total de réaction* constitue la somme des deux premières variables.

Egol *et coll.* (2003) utilisent une division plus complexe de la réponse de freinage en cinq variables. Le *temps de réaction initial* est le temps entre la présentation du stimulus et le début du mouvement du pied droit en vue de freiner. Le *temps de mouvement du pied* concerne le temps entre le début du mouvement du pied droit et le contact initial avec le frein. Le *temps de réaction de freinage* consiste en la somme du temps de réaction initial et du temps de mouvement du pied. Le *temps de course du frein* inclut le temps entre le contact initial avec la pédale de frein et la fin de la course de la pédale de frein. Le *temps total de freinage* consiste finalement en la somme de chacune de ces variables, soit le temps entre la présentation du stimulus et le moment où la pédale de frein atteint la fin de sa course.

Enfin, Van Winsum et Brouwer (1997) divisent la réponse de freinage en trois variables intéressantes et peu utilisées par les autres auteurs. Le *temps de réaction* ne diffère pas des autres études et concerne le temps entre la présentation du stimulus et le début du mouvement du pied droit en vue de freiner. Le *temps de mouvement à chaîne ouverte* inclut le temps entre le début du mouvement du pied droit et le contact avec le frein. Le *temps de mouvement à chaîne fermée* concerne finalement le temps entre le contact avec le frein et la fin de la course de la pédale de frein. Le sujet utilise à ce moment une rétroaction visuelle pour contrôler et corriger la réponse de freinage en modifiant la pression appliquée sur le frein.

En s'inspirant de ce qui a été énoncé dans les paragraphes précédents, un ensemble de variables décrivant la réponse de freinage a été utilisé par Tremblay *et coll.* et repris dans la présente étude. Ces variables sont décrites sommairement ici, mais présentées en détails au chapitre de la méthodologie. Ainsi, le *temps neurologique* ne diffère pas de la nomenclature de Green (2000), à savoir le temps entre la présentation du stimulus de freinage et le début du retrait du pied de l'accélérateur. Le *temps de mouvement à chaîne ouverte*, calqué sur la nomenclature de Van Winsum et Brouwer (1997), désigne le temps entre le début du retrait du pied de l'accélérateur et le contact initial avec le frein. Le *temps de mouvement à chaîne fermée*, inspiré des mêmes auteurs, comprend le temps entre le contact initial avec le frein et l'application d'une force de 100 N ou de 200 N sur le frein. Le *temps de réaction de freinage*, identique à celui de Green, désigne la somme du temps neurologique et du temps de mouvement à chaîne ouverte. Finalement, le *temps total de freinage* consiste en la somme du temps neurologique, du temps de mouvement à chaîne ouverte et du temps de mouvement à chaîne fermée.

2.5 Principaux facteurs qui influencent les variables de la réponse de freinage

2.5.1 Appréhension des sujets face au stimulus de freinage

L'appréhension des sujets par rapport à la survenue du stimulus de freinage constitue le déterminant le plus important de la vitesse à laquelle la réponse de freinage s'exécute. (GREEN, 2000) Sohn et Stepleman (1998) divisent cette appréhension en trois niveaux. Un sujet *pleinement alerte* est prévenu du type de stimulus de freinage et du moment exact où celui-ci sera présenté. Un statut *partiellement alerte* signifie que le sujet est informé de la réponse attendue de freinage face à un stimulus présenté à un endroit non précisé. Un sujet *non alerte* ne connaît ni le type de stimulus de freinage ni le moment et le lieu où celui-ci sera présenté. Les études réalisées en condition de forte appréhension sont destinées à mesurer les meilleures performances de conduite. Le désavantage est que les temps obtenus sous cette condition représentent parfois des réponses anticipées et donc indésirables. Les études réalisées en condition de surprise totale (sujets non alertes) servent quant à elles à évaluer les temps de freinage dans une situation la plus réelle possible. (GREEN, 2000)

Un consensus se dégage de la littérature en ce qui concerne le niveau d'appréhension : les temps de freinage sont en effet nettement supérieurs en condition non alerte. (GREEN, 2000; LIEBERMANN *et coll.*, 1995; SOHN et STEPLEMAN, 1998; WARSHAWSKY-LIVNE et SHINAR, 2002) Green (2000) souligne également que le degré d'appréhension face au stimulus ralentit toutes les phases de la réponse de freinage. Le temps neurologique est augmenté puisque le délai requis pour détecter et interpréter le stimulus est plus grand et

que la sélection de la réponse motrice implique un choix à faire entre le freinage et un changement de direction. Le temps de mouvement du pied est aussi augmenté puisque l'effet de pratique est absent, du fait que le freinage est répété à une seule reprise pour un même sujet afin de conserver l'effet de surprise.

2.5.2 Âge

Le vieillissement ainsi que le déclin cognitif et moteur qui lui est associé augmentent les temps de freinage. L'augmentation est d'autant plus importante si la demande de la situation sur le plan cognitif est grande et si la tâche est complexe. Le rôle exact du vieillissement et son importance dans le déclin des performances de freinage demeure toutefois incertain. (GREEN, 2000) Alm et Nilsson (1995) ont ainsi démontré une plus grande augmentation du temps de réaction de freinage chez des sujets âgés utilisant un téléphone cellulaire en comparaison aux sujets jeunes. Warshawsky-Livne et Shinar (2002) ont obtenu avec les sujets âgés une augmentation du temps de perception-réaction sans toutefois obtenir une augmentation du temps de mouvement. Enfin, les résultats d'une étude de Olson et Sivak (1986) n'ont démontré aucune diminution des temps de freinage avec le vieillissement. L'hypothèse suggérée est que les sujets plus âgés bénéficient d'une expérience de conduite supérieure aux plus jeunes et sont donc mieux entraînés à réagir en situation de freinage urgent. Même si les résultats sont discordants entre les études en ce qui concerne le déclin des performances de freinage chez les sujets âgés, Green (2000) souligne toutefois que le vieillissement entraîne une perte de vision qui peut diminuer significativement les temps de freinage en conduite nocturne ou dans d'autres situations où la visibilité est réduite.

2.5.3 Sexe

Les résultats concernant le rôle du sexe masculin ou féminin dans les temps de freinage sont mitigés. Quelques études ont obtenus des temps plus rapides avec les sujets masculins alors que d'autres n'ont démontré aucune différence. (GREEN, 2000) Warshawsky-Livne et Shinar (2002) ont obtenu pour leur part une diminution du temps de mouvement chez les sujets féminins alors que le temps de perception-réaction était similaire chez les deux sexes. Cependant, aucune spécification n'est donnée quant à la configuration du pédalier utilisé, un facteur qui peut influencer différemment le temps de mouvement selon le sexe, tel que discuté à la section 2.5.6.

2.5.4 Urgence de la situation

Quelques études soutiennent que la réponse de freinage serait contrôlée par une évaluation ponctuelle de l'urgence de la situation. Cette urgence serait déterminée par une variable appelée temps-avant-collision. (GREEN, 2000; HOFFMANN et MORTIMER, 1994; LEE, 1976; VAN WINSUM et HEINO, 1996)

La définition du temps-avant-collision se base souvent sur une situation hypothétique où deux véhicules se suivent. Vogel (2003) définit ainsi le temps-avant-collision comme le temps requis pour parcourir la distance séparant les deux véhicules en conservant une même vitesse relative entre ces véhicules. Autrement dit, le temps-avant-collision représente le temps restant avant qu'une collision survienne si les deux véhicules conservent leur direction et leur vitesse respective. Le temps-avant-collision est donc

inversement proportionnel à la vitesse relative entre les véhicules. Lee (1976) suggère quant à lui une définition applicable à toutes les situations et non seulement au cas où deux véhicules se suivent. Elle est basée sur une situation quelconque dans laquelle un observateur regarde un objet qui se rapproche. L'image qui parvient à la rétine de cet observateur subit en quelque sorte une dilatation (l'objet semble grossir) qui est ensuite intégrée par le système nerveux central. Lee définit le temps-avant-collision par une relation inverse avec ce taux de dilatation. Un exemple qui illustre bien cette définition est celui où un sujet attrape une balle de baseball. Dans une telle situation, le sujet doit non seulement être en mesure de bien positionner sa main dans la trajectoire de la balle, mais aussi de connaître exactement le moment où la balle atteindra sa main. Une telle observation démontre bien que les humains peuvent estimer avec précision le temps-avant-collision à partir d'informations visuelles.

En conduite automobile, l'estimation du temps-avant-collision serait donc ce qui informe le sujet de la collision imminente avec un obstacle sur la route et ce qui incite à initier un freinage. Une hypothèse en vigueur est que le conducteur qui fait face à une situation de collision potentielle débute un freinage lorsque le temps-avant-collision atteint un certain seuil critique, sans considérer sa propre vitesse. Cela signifie que le freinage doit être plus intense si la vitesse est élevée. (LEE, 1976) Une étude de Hoffmann et Mortimer (1994) a démontré que les conducteurs évaluent assez précisément le temps-avant-collision si la vitesse angulaire (une mesure hypothétique du taux de dilatation sur la rétine) est supérieure à 0,0027 radians par seconde. Les résultats ont également suggéré que le temps-avant-collision est en général sous-estimé bien que cette estimation soit plus précise pour de petites valeurs de temps-avant-collision.

Le temps-avant-collision est également un facteur déterminant des temps de freinage. Van Winsum et Heino (1996) ont établi que plus le temps-avant-collision au moment de la présentation du stimulus de freinage est petit, plus le temps de réaction est court. Van Winsum et Brouwer (1997) ont par la suite démontré que le temps de mouvement à chaîne ouverte (temps entre le début du retrait du pied de l'accélérateur et le contact initial avec le frein) est plus rapide si le temps-avant-collision est petit. Ces résultats suggèrent donc l'existence d'une stratégie d'adaptation afin de prévenir les accidents devant une situation urgente. Cette stratégie d'adaptation provient selon toute évidence du programme moteur de freinage du système nerveux central qui serait directement influencé par le temps-avant-collision.

2.5.5 Charge cognitive

Une hypothèse acceptée par la plupart des chercheurs est que le temps de réaction augmente avec une augmentation de la charge cognitive imposée au conducteur. (GREEN, 2000) Afin de mesurer la charge cognitive d'un conducteur, Malaterre (1994a) suggère de lui faire réaliser simultanément une quelconque autre tâche. En admettant que les ressources cognitives d'un conducteur sont à peu près stables, une augmentation du temps de réaction est à prévoir si le conducteur réalise une tâche secondaire puisque les ressources allouées à la détection du stimulus de freinage sont diminuées.

Les tâches qui imposent une charge cognitive supplémentaire en conduite automobile sont nombreuses. Le simple fait de conduire sur une route sinueuse est une tâche qui demande une attention supplémentaire et qui augmente donc le temps de réaction. (KORTELING,

1990) Un second exemple est de converser au téléphone cellulaire simultanément à la conduite automobile. Ce dernier exemple demeure toutefois controversé car, de façon intéressante, quelques études ont démontré des temps de réaction inchangés et même améliorés lorsque des sujets utilisent un téléphone cellulaire. (GREEN, 2000)

2.5.6 Configuration des pédales

Quelques études ont démontré que le temps de mouvement est influencé par la position relative entre les deux pédales. Par exemple, deux études (DAVIES et WATTS, 1969, 1970) ont identifié que la configuration coplanaire des pédales est celle qui entraîne un temps de mouvement inférieur en comparaison à la configuration habituelle avec le frein plus haut par rapport à l'accélérateur. Cette réduction est d'ailleurs plus importante chez les hommes. Morrison *et coll.* (1986) ont par la suite corroboré ces résultats. Ils ont démontré que le temps de transfert du pied diminue lorsque le frein est placé plus bas que l'accélérateur. Les résultats de cette étude n'ont toutefois démontré aucune influence significative du sexe sur la réduction du temps de transfert du pied. En ce qui concerne la séparation latérale entre les deux pédales, des études ont démontré que le temps de mouvement augmente (mais de façon non significative) à mesure que la distance entre les deux pédales augmente. La différence ne devient cependant significative que lorsque la séparation atteint une valeur seuil de 10,16 cm (SNYDER, 1976) ou de 13,34 cm de séparation. (MORRISON *et coll.*, 1986)

3. LES PARADIGMES D'ÉVALUATION DE LA CONDUITE AUTOMOBILE

Les études portant sur l'évaluation de la conduite automobile se déroulent sous trois grands paradigmes :

- Les études en simulateur de conduite ;
- Les études en environnement routier contrôlé ;
- Les évaluations en situation réelle.

Lorsqu'un jugement doit être porté sur la validité d'une quelconque étude traitant de l'évaluation de la conduite automobile, il est important de prendre en considération les éléments méthodologiques propres à chacun de ces paradigmes car ces éléments peuvent sur- ou sous-estimer les résultats et être une source de biais. (GREEN, 2000) Les trois paradigmes présentent des avantages et des limites qui sont énumérés dans les prochains paragraphes. Puisque cette étude porte sur la validation d'un simulateur de conduite en comparaison avec des données récoltées en environnement routier contrôlé, ces deux paradigmes sont détaillés de façon plus exhaustive.

3.1 Simulateur de conduite

3.1.1 Définition

Un simulateur de conduite est un instrument d'évaluation constitué d'un environnement physique reproduisant à différents niveaux un habitacle d'une voiture, auquel se greffe un

environnement visuel simulé. Gagne (1962) distingue trois caractéristiques du simulateur. La première est que le simulateur doit recréer une situation de conduite réelle. La seconde caractéristique est que le simulateur permet un contrôle sur cette situation, en ce sens que le sujet peut exercer des comportements qui seraient adéquats dans une situation semblable mais réelle. La dernière est que le simulateur peut omettre de recréer certaines portions non pertinentes de la situation réelle. Les portions incluses ou omises sont bien entendu en relation directe avec le degré de validité du simulateur. Années après années, les chercheurs ont développé des simulateurs de conduite offrant un degré de réalisme toujours croissant. L'environnement virtuel des premiers simulateurs se limitait à un simple feu de circulation placé face au sujet, alors que les études modernes se réalisent grâce à des logiciels sophistiqués en mesure de reproduire des scènes réalistes qui sont ensuite projetées dans le champ de vision du sujet. (GREEN, 2000) L'environnement physique dans lequel le sujet prend place peut se composer d'un simple siège conventionnel jusqu'à reproduire l'habitacle complet d'une automobile. Certains simulateurs reposent sur une base fixe alors que d'autres offrent un degré de réalisme plus poussé en étant montés sur une plateforme mobile.

3.1.2 Utilisations des simulateurs de conduite

Les simulateurs de conduite sont utilisés dans de nombreux champs disciplinaires, comme le démontrent les exemples qui suivent. Dans le domaine des sciences de la santé, ils ont été employés pour évaluer les performances de conduite chez des sujets atteints de sclérose en plaques (KOTTERBA *et coll.*, 2003; MARCOTTE *et coll.*, 2005), de schizophrénie (ST GERMAIN *et coll.*, 2005), d'apnée du sommeil et de somnolence diurne

(DINGUS *et coll.*, 1987; HARALDSSON *et coll.*, 1990), de maladie de Parkinson (MADELEY *et coll.*, 1990), de démence d'Alzheimer (REINACH *et coll.*, 1997; RIZZO *et coll.*, 2001; RIZZO *et coll.*, 1997) et de lésion cérébrale (BROUWER *et coll.*, 1989). Ils ont également été utilisés dans le but de caractériser l'effet de l'alcool (DINGUS *et coll.*, 1987; McMILLEN et WELLS-PARKER, 1987), des médicaments psychotropes (RAPOPORT et BANINA, 2007), des substances illicites (SILBER *et coll.*, 2005) ainsi que du déclin cognitif relié au vieillissement (GUERRIER *et coll.*, 1995) sur la conduite automobile. Dans le domaine de l'ingénierie, les simulateurs ont été employés pour développer de nouveaux dispositifs d'aide à la conduite automobile. (HO *et coll.*, 2006; SCOTT et GRAY, 2008; WITTMANN *et coll.*, 2006) Enfin, ils ont été utilisés dans le domaine de la signalisation routière afin d'accroître la sécurité des usagers de la route. (CHARLTON, 2006)

3.1.3 Avantages et limites

L'utilisation d'un simulateur de conduite constitue pour plusieurs chercheurs et cliniciens une solution intéressante afin de pallier les aléas de l'évaluation de conducteurs en conduite réelle. Chalard *et coll.* (1994) dressent une liste de quelques avantages reliés à l'utilisation d'un simulateur de conduite. Le simulateur offre d'abord une plus grande souplesse de mise en œuvre des scénarios de conduite. Il permet également de réaliser des scénarios « accidentogènes » qui seraient éthiquement inacceptables à reproduire en conduite réelle. Le simulateur offre aussi une meilleure reproductibilité des scénarios puisque le comportement des obstacles, les conditions météorologiques et les performances de la voiture restent constants au fil des évaluations. Finalement, le temps d'expérimentation pour chaque sujet est plus court car tout se fait automatiquement par le

logiciel de simulation. Rizzo *et coll.* (2002) ajoutent à cette liste que les risques encourus par les sujets sont pratiquement inexistantes. En effet, le seul préjudice qui peut être infligé à un sujet prenant place à bord d'un simulateur est le mal du simulateur, une réaction vagale causée par une discordance entre les informations visuelles et inertielles se rendant au cerveau. (MUTH *et coll.*, 2006) Toutefois, ce problème peut être diminué par l'application de mesures simples telles qu'un meilleur contrôle de la température ambiante et une aération adéquate de la salle. (STERN *et coll.*, 2006)

L'utilisation d'un simulateur de conduite présente néanmoins quelques limites. En effet, la validité écologique d'un simulateur par comparaison de tâches effectuées en conduite réelle a été soulevée à maintes reprises dans la littérature. La validité écologique étant une mesure du degré de réalisme de la simulation, plusieurs paramètres doivent être respectés afin de pouvoir généraliser les résultats obtenus en simulateur à la conduite réelle. Par exemple, Chalard *et coll.* (1994) ont établi qu'une résolution d'affichage suffisante afin que les panneaux de signalisation soient lisibles à une distance de 250 m améliore le réalisme de la simulation, sans toutefois préciser quelle est cette valeur de résolution. Ils ont également suggéré d'utiliser la technique d'anticrénelage (une technique de traitement du signal) afin d'améliorer la résolution visuelle, ainsi qu'une fréquence d'affichage d'au moins 20 à 25 images/seconde afin d'assurer une continuité dans la perception de l'environnement visuel. Enfin, ils ont souligné l'importance d'utiliser un écran offrant un grand champ de vision latéral afin d'optimiser la sensation de déplacement et l'appréciation correcte de la vitesse de l'automobile. Quelques études ont aussi démontré la pertinence des éléments rétroactifs sonores, proprioceptifs et tactiles dans la simulation de conduite. Ainsi, une étude de Malaterre (1994b) n'a pas été en mesure de mettre en

relation la vitesse et la distance de suivi entre deux véhicules car le simulateur utilisé n'offrait pas les éléments rétroactifs les plus importants pour ajuster la vitesse tels que la perception des accélérations, la vision périphérique et le freinage proportionnel à la pression sur la pédale (et non à sa position). Ohita et Komatsu (1991) ont aussi abondé dans ce sens en soulignant que les indices non-visuels (auditifs, proprioceptifs et kinesthésiques) indispensables à la perception du mouvement en conduite réelle sont habituellement absents en simulateur.

Malgré le respect des paramètres énumérés ci-haut afin d'accroître le réalisme de la simulation, quelques limites demeurent sans solution véritable. Chalard *et coll.* (1994) soulignent à ce sujet l'appréhension différente de l'environnement qui découle de l'écart entre la conduite réelle et la conduite simulée. Ils soulèvent également le fait que les sujets sont conscients que le risque n'est pas réel. Enfin, ils notent que la visibilité des obstacles est parfois limitée et que l'image projetée provoque au fil du temps une plus grande fatigue visuelle en comparaison à la conduite réelle. Green (2000) souligne que les scènes simulées représentent une version simplifiée de la réalité, que généralement les images rendent mal les textures fines, que le champ de vision est inévitablement tronqué et que l'effet de profondeur est inexistant puisque la vision stéréoscopique est absente. Il ajoute que la simulation offre moins de distractions en comparaison à la conduite réelle, que la charge cognitive est inférieure et que le sujet n'est pas forcé de déplacer son regard aussi souvent pour apprécier les champs de vision périphériques ou les objets reflétés dans les miroirs. Il souligne finalement que les sujets tendent à s'améliorer au fil des essais lorsqu'ils sont exposés à des mesures répétées.

3.2 Environnement routier contrôlé

3.2.1 Définition

Selon Green (2000), un test en environnement routier contrôlé se déroule sur une route ou en circuit fermé. Un évaluateur prend place à bord du véhicule du côté passager. Au contraire de l'évaluation en situation réelle, le sujet est conscient du fait qu'il est évalué. Le sujet doit généralement effectuer une manœuvre donnée (tel un freinage) en réponse à un évènement non appréhendé comme l'apparition soudaine d'un obstacle sur la route. Les études en environnement routier contrôlé se réalisent généralement grâce à un véhicule instrumenté qui permet une évaluation quantitative des différentes performances de conduite. (RIZZO *et coll.*, 2002) Une description d'un véhicule instrumenté suit à la section 3.2.3.

3.2.2 Utilisations de l'environnement routier contrôlé

Les études réalisées en environnement routier contrôlé sont relativement diversifiées quoique moins nombreuses que les études en simulateur. Par exemple, ce paradigme a été utilisé à quelques reprises en ingénierie afin de caractériser l'impact de certains dispositifs d'aide à la conduite (KIEFER *et coll.*, 2005; LEE et CHENG, 2008) et du téléphone cellulaire (HANCOCK *et coll.*, 2003; HARBLUK *et coll.*, 2007) sur la conduite automobile. Il a aussi été employé dans le domaine de la sécurité routière afin d'améliorer la conception des routes (CLASSEN *et coll.*, 2007) ainsi que la visibilité des piétons la nuit. (WOOD *et coll.*, 2005) En médecine, la plupart des études réalisées en environnement routier contrôlé sont

du ressort de la pharmacologie. Les effets sur la conduite automobile de plusieurs médicaments et substances illicites tels que l'alcool, les amphétamines et la marijuana (KUYPERS *et coll.*, 2006; LAMERS et RAMAEEKERS, 2001; RAMAEEKERS *et coll.*, 2006), la caféine (PHILIP *et coll.*, 2006; SAGASPE *et coll.*, 2007), les antihistaminiques (VUURMAN *et coll.*, 2007), les benzodiazépines (LEUFKENS *et coll.*, 2007), les anti-inflammatoires et les opioïdes (VERSTER *et coll.*, 2006) et les antidépresseurs tricycliques (VELDHUIJZEN *et coll.*, 2006) ont été analysés. Seulement quelques pathologies ont été étudiées sous ce paradigme telles que l'apnée du sommeil (MAZZA *et coll.*, 2006), les amputations du champ visuel (COECKELBERGH *et coll.*, 2004), le traumatisme cervical et son traitement (BARRY *et coll.*, 2003) ainsi que les lésions cérébrales. (KORTELING, 1990)

3.2.3 Véhicule instrumenté

L'éventail des variables qu'il est possible d'étudier en environnement routier contrôlé est en corrélation directe avec les limites technologiques des instruments et des capteurs montés à bord de l'automobile. Néanmoins, plusieurs variables peuvent être mesurées et analysées au moyen d'un véhicule instrumenté. Par exemple, Rizzo *et coll.* (2002) ont utilisé pour leurs recherches une voiture dotée d'instruments à la fine pointe de la technologie. Grâce à ces instruments, il était possible de mesurer en temps réel la vitesse de l'automobile, le degré de rotation du volant, les pressions appliquées sur chacune des pédales ainsi que les forces d'accélération, et finalement la distance et la vitesse des voitures à proximité.

3.2.4 Avantages et limites

Le principal intérêt de recourir à un paradigme en environnement routier contrôlé est d'accroître la validité écologique de l'étude en comparaison avec une situation de conduite de la vie de tous les jours, bien que cela entraîne un plus grand risque pour les sujets par rapport aux études en simulateur. Néanmoins, les études en environnement routier contrôlé ne sont pas des reconstitutions parfaites de la réalité puisqu'elles se déroulent dans un environnement artificiel. (ALLEN *et coll.*, 1991; GREEN, 2000) En effet, le sujet est généralement plus alerte qu'en temps normal puisqu'il est conscient du fait qu'il est évalué. Quelques études se déroulent également avec un évaluateur du côté passager, ce qui augmente encore plus le niveau d'alerte des participants. Enfin, tout comme les études en simulateur de conduite, les sujets tendent à s'améliorer au fil des essais lorsqu'ils sont exposés à des mesures répétées.

3.3 Évaluations en situation réelle

3.3.1 Définition

Une évaluation en situation réelle se déroule obligatoirement sur la route. Des instruments sont installés en bordure de la chaussée dans le but de mesurer la réponse de sujets non informés de l'expérimentation qui se déroule sur ce segment de route. (GREEN, 2000) Puisque ce paradigme ne concerne pas la présente étude, seulement ses grandes lignes sont abordées.

3.3.2 Utilisations des évaluations en situation réelle

Les évaluations en situation réelle présentent le désavantage de ne pas permettre un échantillonnage désiré. En effet, ce paradigme n'offre aucun contrôle sur la sélection des sujets : les sujets sélectionnés sont ceux qui passent par le segment de route ciblé. Les domaines intéressés par ce type de paradigme sont essentiellement ceux de l'ingénierie automobile et de la sécurité routière. Par exemple, Sivak *et coll.* (1981) ont effectué des évaluations en situation réelle afin de déterminer la disposition optimale des feux de freinage arrières des automobiles. D'autres études dans ce genre ont été réalisées dans le but de déterminer la durée d'allumage optimale de la lumière jaune et rouge d'un feu de circulation. (CHANG *et coll.*, 1985; RETTING *et coll.*, 2008)

3.3.3 Avantages et limites

Le principal avantage de l'évaluation en situation réelle est sa grande validité écologique puisque les sujets ne sont aucunement informés de l'expérimentation qui se déroule sur la route. Allen *et coll.* (1991) soutiennent d'ailleurs que ce paradigme est celui qui présente la plus haute validité de tous les paradigmes d'évaluation de la conduite automobile. De plus, le nombre de sujets évalués est généralement élevé, ce qui ajoute de la puissance à ce paradigme. Cependant, il existe des limites importantes aux évaluations en situation réelle. Par exemple, il est difficile de diviser la réponse de freinage en un temps de perception-réaction et un temps de mouvement puisque l'automobile des sujets n'est pas instrumentée (ce qui restreint également le nombre de variables dépendantes qu'il est possible d'évaluer). Par ailleurs, il est impossible d'évaluer l'effet de variables

indépendantes puisque l'échantillon n'est pas sélectionné mais plutôt imposé. Il en découle également une difficulté à recueillir les variables sociodémographiques des sujets, d'où un potentiel biais d'échantillonnage. (GREEN, 2000; TRIGGS et HARRIS, 1982)

4. VALIDITÉ D'UN SIMULATEUR DE CONDUITE PAR COMPARAISON À LA CONDUITE RÉELLE

La description précédente des simulateurs de conduite, de leurs caractéristiques, avantages et limites permet de constater les avantages du simulateur en comparaison aux études réalisées en conduite réelle (environnement routier contrôlé ou évaluations en situation réelle). Il en ressort que le simulateur offre un meilleur contrôle des paramètres de l'étude, une sécurité accrue pour les sujets, une plus grande reproductibilité des expérimentations et une limitation considérable du temps d'évaluation.

La validité d'un simulateur de conduite par rapport à la conduite réelle demeure toutefois un sujet à débattre puisque le risque d'accident n'existe pas. (ALLEN *et coll.*, 1991) Les résultats obtenus en simulateur sont-ils généralisables à la réalité? Cette importante question est soulevée à maintes reprises dans la littérature (MADELEY *et coll.*, 1990; MIN *et coll.*, 2006; VAN WINSUM et BROUWER, 1997) mais demeure bien souvent sans réponse. Les prochains paragraphes font la lumière sur le sujet.

4.1 Définition générale de la validité d'un simulateur

Kaptein *et coll.* (1996) définissent la validité d'un simulateur par sa capacité à reproduire des comportements semblables à ce qui se produirait dans la réalité sous des conditions similaires. Ils ajoutent que la validité d'un simulateur est spécifique à la tâche étudiée. Ce dernier énoncé est également corroboré par plusieurs autres études. (ALLEN *et coll.*, 1991; BLANA, 1996; HAYS et SINGER, 1988) Un simulateur peut être valide pour une certaine tâche et totalement invalide pour une autre. Cette spécificité dans la validité d'un simulateur découle des indices nécessaires à la réalisation de la tâche étudiée qui sont disponibles au sujet : un simulateur est valide dans la mesure où il offre les indices requis (visuels, auditifs, vestibulaires et proprioceptifs) afin d'exécuter correctement la tâche étudiée. Malaterre et Fréchaux (2001) illustrent cette affirmation en se questionnant sur la validité d'un simulateur à base fixe pour la réalisation d'une tâche de freinage. En conduite réelle, la tâche de freinage fait intervenir successivement une phase de déclenchement (à partir d'estimations essentiellement visuelles) et une phase de régulation de la décélération (à partir d'indices visuels, vestibulaires et proprioceptifs). Avec un simulateur à base fixe, la cohérence avec la conduite réelle est très bonne pour la phase de déclenchement du freinage puisque ce type de simulateur offre les indices visuels nécessaires à la réalisation de cette tâche. En revanche, les différences sont importantes pour la phase de régulation de la décélération. Les indices d'origine vestibulaire étant absents, les sujets doivent recourir à des stratégies de substitution plus ou moins efficaces. Les simulateurs à base fixe ne sont donc pas des instruments valides pour la réalisation de la tâche de régulation de la décélération.

4.2 Types de validité des simulateurs de conduite

Les types de validité distingués dans la littérature et la classification qui en découle varient selon les auteurs. (REIMER *et coll.*, 2006) Les prochains paragraphes se veulent un résumé des principales formes de validité rapportées dans la littérature.

Lew *et coll.* (2005) distinguent quatre niveaux de validité d'un simulateur. Le premier niveau réfère à la validité *discriminante* : un simulateur possède une bonne validité discriminante si les performances de conduite mesurées sont différentes entre des groupes supposés différents au niveau des capacités à conduire. La validité *convergente* constitue le second niveau de validation : un simulateur démontre une bonne validité convergente si les résultats sont en accord avec ceux obtenus lors d'une évaluation sur route menée par un évaluateur certifié. Le troisième niveau est la validité *écologique* : un simulateur possède une bonne validité écologique si les performances mesurées en simulateur correspondent aux performances démontrées dans la conduite de tous les jours. La validité *prédictive* constitue le quatrième et dernier niveau de validation : une bonne validité prédictive permet d'affirmer que de bonnes performances en simulateur de conduite prédisent un comportement sécuritaire en conduite réelle. Ce niveau de validation est donc le pendant prospectif de la validité écologique.

Kaptein *et coll.* (1996) distinguent quant à eux deux types de validité : la validité *interne* et la validité *externe*. Un simulateur démontre une bonne validité interne s'il est possible d'associer exclusivement un effet observé au niveau de la conduite (p. ex. une diminution de la vitesse moyenne) à une cause spécifique (p. ex. la mise en place d'un dos d'âne

visant à réduire la vitesse des automobilistes). Les menaces à la validité interne découlent généralement des limites technologiques du simulateur. Par exemple, la validité interne d'un simulateur avec un champ de vision horizontal limité à 40 degrés est à remettre en question s'il est demandé aux sujets d'effectuer un virage à 90 degrés puisque seulement une partie de la courbe est visible. La validité externe réfère quant à elle à la capacité de généraliser à d'autres sujets, d'autres environnements et d'autres périodes de temps les résultats obtenus avec certains sujets dans un environnement et un temps donnés. Les menaces à la validité externe découlent des caractéristiques méthodologiques de l'étude, par exemple l'environnement de conduite, la sélection des sujets, leur degré de motivation et leurs aptitudes physiques et mentales. (REIMER *et coll.*, 2006)

Allen *et coll.* (1991) décrivent pour leur part la validité *cognitive* (ou validité de perception). La validité cognitive réfère à la correspondance entre la perception du monde simulé et la perception du monde réel. La plupart des études en simulateur ne considèrent pas cette forme de validité et assument que cette perception est similaire. Selon ce postulat, la distance ou la vitesse relative entre le sujet au volant et un second usager de la route seraient ainsi évaluées avec la même précision en simulateur et en conduite réelle. Les résultats de Malaterre et Fréchaux (2001) ont toutefois démontré que ce postulat est erroné. En effet, les sujets de cette étude ont surestimé les distances courtes et sous-estimé les distances longues en simulateur par rapport à celles en conduite réelle. La vitesse était cependant estimée avec une plus grande précision quoique tout de même erronée.

Jamson (1999) soutient qu'il existe deux types de validité reliés à un simulateur de conduite. D'une part, la validité *physique* évalue le degré de réalisme avec lequel la

dynamique et le système visuel du simulateur reproduisent le véhicule simulé. Ce type de validité est parfois appelé fidélité du simulateur. (HAYS et SINGER, 1988; REIMER *et coll.*, 2006) Même si aucun simulateur ne peut recréer parfaitement les sensations qui sont ressenties lors de la conduite réelle, les simulateurs avec une base mobile seraient vraisemblablement ceux qui offrent la plus grande validité physique. (GODLEY *et coll.*, 2002) Leonard et Wierwille (1975) suggèrent d'évaluer la validité physique d'un simulateur en recueillant les opinions subjectives des sujets sur la ressemblance avec une automobile réelle. D'autre part, la validité *comportementale* réfère à la capacité d'un simulateur à entraîner une réponse identique à celle qui serait obtenue dans la même situation en conduite réelle. Les études accordent généralement trop d'importance à la validité physique. Il faut toutefois se souvenir qu'une bonne validité physique n'est d'aucune utilité si la validité comportementale est mauvaise. (GODLEY *et coll.*, 2002)

Blaauw (1982) a décrit cinq méthodes qui permettent d'évaluer la validité comportementale d'un simulateur. La première se base sur la mesure de la charge physique et/ou mentale imposée aux sujets en simulateur et en conduite réelle en mesurant certaines variables physiologiques telles que la fréquence cardiaque ou l'activité électrodermale. Cette méthode a d'ailleurs été utilisée par Slick *et coll.* (2006) afin de valider un simulateur de conduite pour l'entraînement des conducteurs débutants. La seconde méthode consiste à recueillir des données subjectives telles que les impressions de conduite au volant du simulateur. Ku *et coll.* (2002) ont employé cette méthode pour valider un simulateur adapté pour les patients qui ont subi une lésion médullaire. L'évaluation de l'effet de transfert est la troisième méthode. Elle consiste à apprécier le degré de transfert des habiletés acquises en simulateur à la conduite réelle. Par exemple,

un simulateur valide de ce point de vue entraîne une diminution quantifiable des heures d'entraînement requises au volant d'un véhicule réel. Les quatrième et cinquième méthodes de validation comportementales représentent pour plusieurs les méthodes par excellence. (GODLEY *et coll.*, 2002; LEONARD et WIERWILLE, 1975) La quatrième consiste à comparer les performances des sujets en simulateur et en conduite réelle au cours de tâches identiques sous des circonstances similaires. Si les valeurs numériques en simulateur et en conduite réelle sont identiques, la validité *absolue* est bonne. La cinquième méthode est une variante de la quatrième en évaluant cette fois les différences. Elle consiste à comparer a) les différences dans les performances de conduite entre des conditions expérimentales mesurées en simulateur avec b) les différences dans les performances de conduite entre des conditions expérimentales similaires mesurées en conduite réelle. La validité *relative* est bonne si ces différences mesurées en simulateur et en conduite réelle sont du même ordre de grandeur et varient dans le même sens.

Kaptein *et coll.* (1996) illustrent les concepts de validité absolue et relative par un exemple où le but serait de déterminer, en simulateur, l'efficacité de l'installation d'un dos d'âne sur une route pour réduire la vitesse des automobilistes. Dans cette optique, on mesure, en simulateur et en conduite réelle, la vitesse moyenne des participants avant et après la mise en place du dos d'âne. Si une diminution de la vitesse moyenne des automobilistes en simulateur est observée, et que cette diminution est d'un même ordre de grandeur que celle mesurée en conduite réelle, le simulateur possède une bonne validité relative. Si, de surcroît, les vitesses moyennes mesurées en simulateur et en conduite réelle sont numériquement identiques, le simulateur démontre une bonne validité absolue. En d'autres mots, une bonne validité relative indique que le simulateur est en mesure de

démontrer des différences qui seraient observées en conduite réelle, alors qu'une bonne validité absolue permet de quantifier ces différences.

La validité d'un simulateur de conduite peut donc être évaluée sous différentes perspectives, mais aucun consensus clair ne se dégage quant au type de validité à privilégier selon les situations. Néanmoins, Blana (1996) suggère de se référer à la validité interne et externe si les résultats concernent un *comportement* de conduite. La validité absolue et relative doit être utilisée lorsque les résultats concernent plutôt des *performances* de conduite. Cela dit, la littérature utilise principalement les termes validité absolue et relative lorsque se pose la question de la validité d'un simulateur en comparaison à la conduite réelle, peu importe si la validité est étudiée en regard de comportements ou de performances de conduite. (REIMER *et coll.*, 2006)

Une recension des écrits réalisée par Blana (1996) s'est attardée aux résultats de 17 études de validation publiées entre 1965 et 1996 afin de déterminer si les simulateurs de conduite sont des outils de recherche dotés d'une bonne validité absolue et relative. Les principales variables dépendantes selon lesquelles les simulateurs de conduite ont été validés sont la vitesse adoptée par les participants, la position latérale maintenue sur la chaussée et les indices de performance de maniement du volant. Une tendance générale se dégage de cet ouvrage : la plupart des études recensées démontrent une bonne validité relative alors qu'une bonne validité absolue est rarement obtenue, même avec les simulateurs les plus sophistiqués. En effet, il semble exister des différences fondamentales entre les environnements de conduite simulés et la conduite réelle, des différences qui ont un impact délétère sur la validité absolue des simulateurs en comparaison à la conduite réelle.

Il faut toutefois préciser qu'aucune des études recensées par cet auteur ne visait à valider un simulateur en regard des temps de freinage d'urgence, ce que vise la présente étude.

4.3 Approche de validation d'un simulateur pour mesurer les temps de freinage

De nombreuses classifications pour caractériser la validité d'un simulateur de conduite sont suggérées dans les écrits, mais puisque cette étude vise la validation d'un simulateur en regard de performances de conduite, soit les temps de freinage mesurés avec le port ou non d'une immobilisation orthopédique, les concepts de validité absolue et relative ont été retenus. Dans cette optique, des temps de freinage obtenus au cours de tâches identiques sous des circonstances similaires en simulateur et en conduite réelle seront comparés. Les paramètres du simulateur pourront ensuite être ajustés au besoin si des différences sont constatées afin que les temps de freinage obtenus en simulateur correspondent à ceux en conduite réelle. (LEONARD et WIERWILLE, 1975)

5. ORTHOPÉDIE ET CONDUITE AUTOMOBILE

Les études qui se sont attardées à un retour sécuritaire à la conduite automobile après une condition orthopédique temporaire sont rares. La plupart de ces études reposent sur une compilation de sondages complétés par des professionnels de la santé musculosquelettique. Une grande confusion s'y dégage toutefois : s'il semble que certaines conditions orthopédiques et les traitements qui en découlent empêchent la conduite sécuritaire, d'autres conditions soulèvent des opinions divergentes auprès des experts. Dans une étude sur le retour à la conduite automobile suite à une fracture d'un

membre, Rees et Sharp (2002) y ayant démontré cette confusion en ont aussi soulevé la pauvreté des lignes directrices en la matière. Les prochaines lignes exposent les différents avis d'experts ou études expérimentales.

5.1 Avis d'experts sur le retour à la conduite suite à une blessure ou une chirurgie

Giddins et Hammerton (1996) ont voulu déterminer les aspects médico-légaux du retour sécuritaire à la conduite automobile suite à une blessure ou une chirurgie quelconque en se basant sur les avis des experts concernés par la question. Une enquête postale a été réalisée en sollicitant l'opinion des principales compagnies d'assurance en Angleterre. L'Association des assureurs britanniques comptait également parmi les experts consultés. Malheureusement, aucune directive claire ne s'est dégagée de cette étude. Il en est toutefois ressorti quelques tendances concernant à la fois le patient et le médecin. D'une part, le patient ne doit pas conduire si sa condition médicale peut entraîner une conduite dangereuse envers lui-même ou les autres. Le patient est tenu de faire part de sa condition à la Driving and Vehicle Licensing Agency (équivalent britannique de la SAAQ) si cette condition peut persister plus de trois mois au meilleur de sa connaissance. Si le médecin autorise le patient à conduire et que ce dernier se sent en mesure de le faire, la plupart des assureurs consultés couvriront le patient advenant un accident automobile. D'autre part, le médecin doit faire de son mieux pour décider de la capacité du patient à conduire. S'il ne possède pas les aptitudes pour prendre une telle décision, il doit éviter de se prononcer clairement sur la question. Quelques années après, une mise à jour de ces recommandations a été faite par Nunez et Giddins (2004) suite à des modifications dans la loi britannique qui stipulent que la Driving and Vehicle Licensing Agency est dorénavant

entièrement responsable de déterminer si un individu est apte à conduire. Malheureusement, malgré ces changements, cette nouvelle enquête n'apporte pas plus de réponses claires que la précédente.

Une autre étude réalisée par Rees et Sharp (2002) a voulu établir des lignes directrices sur le retour à la conduite automobile suite à des fractures fréquentes des membres en voie de guérison. Un sondage postal incluant différents scénarios de fractures avait été envoyé à des orthopédistes britanniques (n=66) qui devaient se prononcer sur l'aptitude à conduire selon ces scénarios. Les résultats de cette étude ont démontré une bonne discordance (<85 % des réponses allant dans le même sens) entre les orthopédistes et ce, pour plusieurs des scénarios. Certaines tendances en ont toutefois émergées : les patients ayant subi une fracture au membre inférieur et qui portent encore un fixateur externe ou un plâtre doivent s'abstenir de conduire. Si le traitement consiste en un enclouage centromédullaire, une plaque et vis ou encore un fixateur externe enlevé et que le patient peut faire une mise en charge sans douleur, les orthopédistes ne proscrivent pas la conduite. Le portrait est moins clair pour les membres supérieurs : si le traitement de la fracture (plâtre, plaque et vis ou fixateur externe) ne permet pas une bonne préhension du volant, ou encore si le fixateur externe englobe le poignet, le patient doit s'abstenir de conduire. Les opinions pour les autres scénarios de fractures au membre supérieur divergeaient largement et n'ont pas pu conduire à des recommandations claires.

Enfin, une récente étude de Chen *et coll.* (2008) avait pour objectif de pallier le manque de recommandations des associations orthopédiques face au retour à la conduite suivant une atteinte musculosquelettique en établissant une politique institutionnelle (au Israël

Deaconess Medical Center, Boston MA) qui soit à la fois acceptable pour les patients et les orthopédistes. Dans un premier temps, un sondage a été distribué et complété par 41 orthopédistes de la région de la Nouvelle-Angleterre aux États-Unis. Les résultats ont démontré un désaccord substantiel au sujet du délai d'attente nécessaire avant la reprise de la conduite suivant différentes fractures des membres supérieurs et inférieurs (réponses variant entre 0 et 12 semaines pour certaines fractures). De plus 68 % des répondants ont indiqué qu'ils se sentaient inconfortable de se prononcer sur l'aptitude à conduire de leurs patients, et 44 % ont déclaré être préoccupés par des poursuites potentielles qui pourraient être engagées envers eux advenant un accident automobile après avoir donné l'autorisation à un patient de reprendre la conduite. La grande majorité (78 %) des orthopédistes a aussi déclaré que la décision du moment opportun pour reprendre le volant devrait reposer entre les mains du patient lui-même. Dans un second temps, un sondage a été distribué à des patients (n=330) lors de leur visite de suivi. Une grande proportion (42 %) des 70 patients qui ont complété le sondage a indiqué que leur inaptitude à conduire représentait une difficulté majeure, et 74 % des répondants devaient compter sur leur famille afin de surmonter cette difficulté. Les résultats de ces deux sondages ont mené à la création d'une politique institutionnelle recommandant aux orthopédistes d'aviser leurs patients du moment où ils estiment que la conduite pourrait être reprise, et qu'une évaluation auprès du Département des véhicules motorisés (équivalent américain de la SAAQ) devrait être entreprise. Le soin d'appliquer ou non cette dernière recommandation est alors laissée aux patients. Malgré tout, cette étude conclue en demandant aux associations orthopédiques de mettre en place des recommandations sur le sujet qui soient applicables dans toutes les institutions.

Les cinq articles retrouvés dans la littérature qui énoncent des avis d'experts sur le retour à la conduite automobile après une blessure ou une chirurgie permettent donc de constater que les lignes directrices en la matière se font rares et sont encore loin de mener à un véritable consensus.

5.2 Études expérimentales sur les affections orthopédiques et la conduite automobile

Les études expérimentales qui concernent le délai de retour à la conduite automobile suite à une affection orthopédique sont basées sur des devis prospectifs et utilisent un simulateur de conduite. Ces études quantifient les impacts des affections du dos, de la hanche, du genou, de la cheville et du pied ainsi que de leurs traitements sur les temps de freinage, donc évaluent les *performances* des conducteurs. La majorité de ces études concernent le domaine de l'arthroscopie et de l'arthroplastie, deux procédures électives très fréquentes en orthopédie.

Al-khayer *et coll.* (2008) ont étudié le temps de réaction de freinage chez des patients souffrant d'une radiculopathie lombaire traitée par un bloc nerveux sélectif. L'étude a été réalisée avec dix patients atteints d'une radiculopathie droite et dix patients d'une radiculopathie gauche. Le temps de réaction de freinage a été mesuré en simulateur avant le traitement, immédiatement après puis deux et six semaines plus tard. Les résultats ont été comparés à un groupe témoin de 20 sujets sains évalué en une seule occasion. Dans cette étude, le temps de réaction de freinage était significativement supérieur au groupe témoin en cas de radiculopathie droite ($p < 0,045$) ou gauche ($p < 0,018$) non traitée. Chez les patients, le temps de réaction de freinage était significativement augmenté

immédiatement après ($p < 0,005$) et deux semaines après ($p < 0,019$) un bloc nerveux sélectif droit mais se normalisait à six semaines. Si la radiculopathie était à gauche, le temps de réaction de freinage était significativement augmenté immédiatement après ($p < 0,037$) la procédure, mais se normalisait à deux semaines. Malheureusement, puisque les sujets du groupe témoin n'étaient évalués qu'en une seule occasion, il est impossible d'affirmer que la normalisation des temps de réaction de freinage était causée exclusivement par la guérison post-intervention. En effet, il se peut que les patients évalués en plusieurs occasions en simulateur soient devenus meilleurs (biais d'apprentissage) au fil des séances, ce que le devis utilisé ne peut contrôler.

Seulement deux études se sont attardées au temps de réaction de freinage avant et après une arthroplastie de la hanche afin de déterminer le délai sécuritaire avant le retour à la conduite. Ganz *et coll.* (2003) ont étudié les temps de réaction de freinage avec un échantillon de 90 sujets dont 52 ayant subi une arthroplastie droite et 38 une arthroplastie gauche. Les sujets ont été évalués 24 heures avant la chirurgie, puis à 1 semaine, 4 à 6 semaines, 26 semaines et 52 semaines après la chirurgie. Les résultats suggèrent aux patients qui subissent une arthroplastie droite d'attendre de quatre à six semaines avant de reprendre la conduite automobile. Cette période correspond au délai pour que les temps de réaction de freinage deviennent inférieurs aux temps préopératoires. En revanche, un délai d'une semaine est suffisant avant de reprendre la conduite automobile dans le cas d'une arthroplastie de la hanche gauche. MacDonald et Owen (1988) ont quant à eux mesuré le temps de réaction en deux occasions : la première mesure a été effectuée cinq jours ou moins avant la chirurgie et la seconde environ huit semaines après la chirurgie lors de la visite de suivi. L'échantillon se composait de 12 sujets avec une arthroplastie droite, 9

sujets avec une arthroplastie gauche et 1 sujet avec une arthroplastie bilatérale. Les résultats ont été comparés à ceux d'un groupe témoin de 15 sujets sains investigués en une seule occasion. Les résultats suggèrent qu'un délai de huit semaines est suffisant avant de reprendre la conduite automobile pour une arthroplastie gauche. Par contre, ce même délai est parfois insuffisant pour une arthroplastie droite puisque plusieurs des sujets de ce groupe avaient toujours des temps de réaction inadéquats lors de la mesure prise huit semaines après la chirurgie. Malheureusement, les patients de cette étude n'ont été évalués qu'en une seule occasion après la chirurgie, ce qui limite grandement la précision du délai d'attente recommandé avant la reprise de la conduite automobile. Un dispositif comme celui de Ganz *et coll.* (2003) dans lequel les patients ont été investigués à quatre reprises suivant la chirurgie permet bien entendu de tirer des conclusions beaucoup plus précises.

Quatre études se sont attardées au retour sécuritaire à la conduite suite à un remplacement articulaire du genou. La plus récente, celle de Marques, Barreiros *et coll.* (2008), a évalué les temps de freinage chez des sujets ayant subi une arthroplastie du genou gauche. Pour ce faire, 24 sujets étaient investigués en deux occasions : une première fois 24 heures avant et une seconde fois 10 jours après la chirurgie. Les sujets ont été évalués selon deux tâches de freinage : une première tâche ne comprenant aucune consigne autre que de freiner suite au déclenchement d'un dispositif lumineux (tâche simple), et une seconde en effectuant simultanément une rotation de 90 degrés du volant vers la gauche afin de complexifier la tâche. Les résultats ont démontré une diminution (non significative) du temps de réaction de freinage dix jours après la chirurgie pour la tâche sans consigne et une augmentation minime (non significative) pour la tâche de freinage avec rotation du

volant. Le retour sécuritaire à la conduite automobile pourrait donc, selon cette étude, s'effectuer dix jours suivant la chirurgie si la voiture est à transmission automatique. Si la transmission est manuelle, un délai de dix jours est également adéquat en autant que le sujet est capable d'enfoncer correctement la pédale d'embrayage avec son pied gauche. Une seconde étude réalisée par Marques, Cabri *et coll.* (2008) a voulu évaluer les temps de freinage suite à une arthroplastie du genou droit cette fois. Les sujets (n=21) ont été évalués 24 heures avant puis 10 et 30 jours après la chirurgie. Le même simulateur et les mêmes deux tâches (avec et sans rotation du volant) que la précédente étude ont été utilisés. Les résultats ont démontré une augmentation significative du temps de réaction de freinage lors de la tâche sans rotation du volant (tâche simple) 10 jours après la chirurgie (p=0,04) mais cette différence devenait non significative après 30 jours. Des résultats similaires ont été obtenus lors de la tâche complexe, soit une augmentation des temps après 10 jours (p=0,05) mais une différence non significative après 30 jours. Un délai de 30 jours est donc suggéré par les auteurs avant de reprendre le volant suite à une arthroplastie du genou droit.

Pierson *et coll.* (2003) ont quant à eux évalués le temps de réaction de freinage de 31 patients ayant subi un remplacement articulaire du genou (12 à droite, 6 à gauche, 13 aux deux genoux). Les sujets ont été investigués trois semaines avant la chirurgie puis trois, six et neuf semaines après. Résultat intéressant, les analyses n'ont révélé aucune différence significative entre les temps de réaction de freinage en regard du côté opéré. Les temps moyens de tous les sujets (n=31) étaient augmentés de façon non significative à trois semaines, mais s'amélioraient pour devenir inférieurs aux valeurs préopératoires à six semaines (p=0,03) et à neuf semaines (p=0,006). Leurs résultats suggèrent donc un

délai de six semaines avant de reprendre le volant suite à une arthroplastie du genou. Enfin, Spalding *et coll.* (1994) ont étudié le temps de réaction de freinage de 29 patients dont 20 avec une arthroplastie du genou droit et 9 du genou gauche. Les sujets ont été évalués avant la chirurgie puis trois, six et neuf semaines après. Un groupe témoin de 20 sujets sains appariés selon l'âge a également été évalué, mais en une seule occasion. Leurs résultats suggèrent que la conduite peut être reprise après une arthroplastie gauche dès que le sujet est capable d'enfoncer adéquatement la pédale d'embrayage. Un délai de huit semaines est toutefois recommandé après une arthroplastie droite. Malheureusement, aucune de ces quatre études n'a évalué leur groupe témoin à des intervalles de temps similaires aux sujets opérés afin de contrôler le biais d'apprentissage.

Seulement deux études se sont attardées au retour à la conduite automobile après une reconstruction du ligament croisé antérieur (LCA) du genou. Gotlin *et coll.* (2000) ont analysé le temps de réaction de freinage chez 10 sujets ayant subi une reconstruction du ligament croisé antérieur droit en comparaison à un groupe témoin de 12 sujets sains appariés selon l'âge. Les patients ont été évalués deux, quatre, six, huit et dix semaines suivant la chirurgie. Le groupe témoin a été évalué suivant un schéma d'évaluation identique à celui des patients. Un dispositif de ce genre améliore la validité interne des conclusions puisqu'il permet de contrôler le biais d'apprentissage. Les résultats de cette étude ont suggéré la reprise du volant après un délai de quatre à six semaines suivant la chirurgie. Fait intéressant, la diminution des temps de réaction de freinage a suivi une évolution similaire entre les patients et le groupe témoin lors des deux premières évaluations. Cela démontre qu'un phénomène d'apprentissage est bel et bien présent lorsque plusieurs évaluations sont répétées en simulateur. Les études ne contrôlant pas ce

biais présentent donc une limite méthodologique. Nguyen *et coll.* (2000) ont quant à eux évalué un total de 73 sujets ayant subi une reconstruction ligamentaire du genou (36 LCA droit, 37 LCA gauche) en 5 occasions : une avant la chirurgie et les autres deux, quatre, six et huit semaines après. Pour contrôler le biais d'apprentissage, un groupe témoin de 25 sujets sains a aussi été investigué en 5 occasions à des intervalles identiques à ceux des patients. Les temps de réaction de freinage des patients ayant subi une reconstruction du LCA droit augmentaient significativement par rapport au groupe témoin (au même moment d'évaluation) deux semaines ($p < 0,001$) et quatre semaines ($p = 0,013$) après la chirurgie mais se normalisaient à six semaines. Quant aux patients du groupe LCA gauche, les temps de réaction de freinage se normalisaient après deux semaines. Les résultats suggèrent donc d'attendre six semaines et deux semaines avant de reprendre la conduite d'une voiture à transmission automatique pour une reconstruction du LCA droit et gauche respectivement.

Une seule étude (2000) s'est attardée au délai sécuritaire avant de reprendre la conduite suite à une arthroscopie du genou droit. Les sujets ($n=30$) ont été évalués à 3 reprises (avant la chirurgie puis une et quatre semaines après) et comparés à un groupe témoin de 25 sujets sains évalué à des intervalles identiques. Les auteurs suggèrent d'attendre au minimum une semaine suivant l'arthroscopie puisque seulement 37 % des patients obtenaient des temps de réaction de freinage inférieurs à ceux de l'évaluation préopératoire après une semaine, mais cette proportion s'élevait à 70 % après quatre semaines. Il faut tout de même souligner que 30 % des patients (9 patients sur 30) n'ont pas retrouvé des temps de réaction de freinage égaux ou inférieurs à ceux avant la chirurgie après quatre semaines, un fait que les auteurs passent sous silence. Une

évaluation supplémentaire quelques semaines après la seconde évaluation postopératoire aurait pu faire la lumière sur ce point.

Une étude menée par Egol *et coll.* (2003) s'est attardée au retour à la conduite après un traitement chirurgical pour une fracture de la cheville droite. Les sujets (n=31) ayant subi une telle intervention ont été évalués en regard des temps de freinage à 6, 9 et 12 semaines après cette intervention. Les sujets devaient éviter la mise en charge pour les six premières semaines, après quoi ils étaient autorisés à effectuer une mise en charge complète. Les résultats ont été comparés à ceux d'un groupe témoin composé de sujets sains (n=11) évalué en une seule occasion. Les résultats ont démontré une amélioration du temps total de freinage à chacune des évaluations postopératoires chez les patients (p=0,0094), mais la petite amélioration (12 ms) constatée entre la semaine 9 et la semaine 12 se traduisant par un gain négligeable au niveau de la distance de freinage, les auteurs recommandent un délai d'attente de 9 semaines (donc 3 semaines après la reprise de la mise en charge) avant de reprendre la conduite automobile. Une récente étude des mêmes auteurs (2008) a voulu inclure cette fois toutes les fractures du membre inférieur droit. Ces fractures ont été divisées en deux groupes : un premier groupe (n=11) incluant toutes les fractures des os longs du membre inférieur droit (diaphyse fémorale et tibiale) traitées chirurgicalement avec un clou intra-médullaire, et un second groupe (n=22) regroupant toutes les fractures articulaires du membre inférieur droit (acétabulum, calcanéum, pilon, plateau tibial) traitées chirurgicalement par une réduction ouverte et fixation interne. Les deux groupes ont été évalués à trois reprises suite à la chirurgie, soit à 6, 9 et 12 semaines pour le premier groupe, et à 12, 15 et 18 semaines pour le second groupe. Les sujets sont demeurés sans mise en charge sur le membre affecté jusqu'au moment de la première

évaluation, après quoi ils étaient autorisés à effectuer une mise en charge complète. Les temps de freinage ont été comparés à un groupe témoin composé de 12 volontaires sains évalué en une seule séance. Les résultats ont démontré une normalisation des temps de freinage par rapport au groupe témoin à 6 semaines après la reprise de la mise en charge, ce qui implique que les patients doivent attendre au minimum 12 semaines post-trauma avant de reprendre la conduite suite à une fracture d'un os long et 18 semaines post-trauma suite à une fracture articulaire du membre inférieur droit. Toutefois, pour ces deux dernières études, il est impossible de distinguer entre une réelle amélioration clinique des patients ou plutôt un phénomène d'apprentissage étant donné la comparaison à un groupe témoin évalué qu'en une seule occasion.

Finalement, une dernière étude (2008) a évalué le délai sécuritaire de retour à la conduite après une ostéotomie du premier métatarse droit pour un hallux valgus symptomatique. L'échantillon se composait de 28 patients et d'un groupe témoin de 28 sujets sains appariés selon l'âge, le sexe et la fréquence de conduite. Les patients ont été évalués avant la chirurgie, puis deux et six semaines après, alors que les sujets sains n'ont été évalués qu'en une seule occasion. Les résultats ont démontré une légère augmentation (non significative) du temps total de réponse au freinage deux semaines suivant la chirurgie mais une amélioration substantielle par rapport aux valeurs préopératoires à six semaines ($p < 0,001$). Les auteurs recommandent donc un délai de six semaines avant de reprendre la conduite automobile après une ostéotomie du premier métatarse droit, en considérant les résultats obtenus mais aussi le temps de guérison postopératoire.

5.3 Immobilisations orthopédiques et conduite automobile

Peu d'études se sont attardées directement aux effets des immobilisations orthopédiques, avec ou sans pathologie sous-jacente, sur les performances en conduite automobile. Les prochains paragraphes font état de la situation en débutant par un résumé des énoncés législatifs québécois et de la position des experts québécois et étrangers dans ce domaine. Suivent ensuite les résumés des quatre études qui ont utilisé un dispositif expérimental afin d'étudier les impacts de ces immobilisations sur la conduite.

5.3.1 Énoncés législatifs

Au Québec, seul l'article 34 du Règlement sur les conditions d'accès à la conduite d'un véhicule routier relatives à la santé des conducteurs du Code de la sécurité routière (Code de la sécurité ROUTIÈRE, 2009) concerne la perte anatomique ou fonctionnelle d'une jambe ou d'un pied lorsque le conducteur n'est pas muni d'une orthèse ou prothèse fonctionnelle. Cet article stipule que cette situation est essentiellement incompatible avec la conduite d'un véhicule lourd articulé, d'un autobus, d'un véhicule lourd non articulé, d'un véhicule d'urgence, d'un minibus, d'une motocyclette et d'un cyclomoteur. Ainsi, le véhicule de promenade n'est pas concerné par cet énoncé. En d'autres mots, la conduite automobile des patients qui portent une immobilisation orthopédique au membre inférieur n'est pas interdite au Québec.

5.3.2 Avis d'experts

Les récentes lignes directrices du guide de l'Association médicale canadienne (Canadian Medical ASSOCIATION, 2006) concernant la conduite automobile avec une immobilisation sont claires et sans équivoque. Quiconque a la jambe droite immobilisée doit s'abstenir de conduire. L'immobilisation de la jambe gauche empêche de conduire un véhicule à boîte de vitesses manuelle, tout comme l'immobilisation du bras droit. Cette recommandation fait suite à celles contenues dans le rapport du coroner (Bureau du CORONER, 2005) concernant l'accident automobile survenu à Mercier (QC) en novembre 2004 et qui a impliqué un conducteur portant une immobilisation orthopédique au membre inférieur. Le coroner a alors suggéré qu'une section sur les consignes à donner en cas d'incapacité temporaire soit ajoutée au guide de l'Association médicale canadienne, ce qui a donc été fait dans la nouvelle édition. Une seconde recommandation de ce rapport visait à faire modifier l'article 34 du Code de la sécurité routière afin de proscrire la conduite automobile de tout véhicule muni d'une transmission manuelle advenant la perte anatomique ou fonctionnelle d'un membre, ce qui inclurait donc le véhicule de promenade. Cependant, à ce jour, cette recommandation n'est pas encore inscrite au code.

Un sondage réalisé en Irlande par Kennedy *et coll.* (2006) a voulu déterminer le nombre de patients conduisant malgré le port d'une immobilisation orthopédique au membre supérieur ou inférieur à la suite d'une fracture du poignet ou de la cheville. Les sondages ont été distribués à 300 patients traités en externe pour ces deux fractures. Un total de 196 sondages complétés ont été recueillis, et de ce nombre, 18 patients (9 %) ont admis avoir conduit avec leur immobilisation. Lorsque cette donnée est appliquée au nombre total de

patients hospitalisés pour une fracture du poignet ou de la cheville dans tous les hôpitaux irlandais, plus de 500 patients conduiraient tout de même avec leur immobilisation sur les routes de ce pays, bien que les auteurs admettent que ce chiffre constitue certainement une grossière sous-évaluation. Un second volet de l'étude avait pour objectif de déterminer si des lignes directrices à ce sujet existent chez les assureurs. Au total, neuf compagnies d'assurance ont été contactées et toutes ont affirmé n'avoir aucune directive fixe à donner aux patients, ces dernières autorisant généralement la conduite lorsque l'accord de l'orthopédiste ou du médecin traitant a été obtenu. Une étude britannique menée par Von Arx *et coll.* (2004) a visé à établir un portrait de la pratique des orthopédistes envers la conduite avec une immobilisation orthopédique. Il était également question dans un deuxième temps de clarifier les aspects médico-légaux de la situation en recueillant les avis des assureurs et du service de police. Une enquête postale comprenant des scénarios de conduite avec différentes immobilisations orthopédiques (aux membres supérieurs et inférieurs) a été envoyée à ces autorités. Les résultats ont démontré des avis divergents entre les orthopédistes au sujet des aspects médico-légaux de la situation. Les assureurs, quant à eux, laissent la décision entre les mains du médecin et les policiers laissent la décision entre les mains du patient. Selon ces derniers, il incomberait donc au patient de démontrer son aptitude à conduire avec son immobilisation orthopédique advenant un accident. En résumé, aucune directive claire ne ressort de cette étude. Il est cependant à noter que 90 % et 95 % des orthopédistes ont déconseillé la conduite automobile (transmission automatique et manuelle respectivement) lors du seul scénario incluant un plâtre au membre inférieur droit. Hobman et Southern (2004) se sont attardés pour leur part à déterminer à qui incombe la responsabilité ultime de statuer sur l'aptitude à conduire avec une immobilisation orthopédique. Un sondage incluant des images de 12

différentes immobilisations au membre supérieur a été envoyé aux partis concernés par le sujet (médecins, patients, services de police, Driving and Vehicle Licensing Agency) et les avis sur les aspects médico-légaux de la situation ont été recueillis. Encore une fois, les résultats ont indiqué une confusion sur la responsabilité ultime de la décision. Une tendance générale se dégage toutefois à savoir que cette responsabilité devrait reposer sur le bon jugement du patient.

5.3.3 Études expérimentales

Les prochaines lignes décrivent les quatre études expérimentales sur la conduite automobile avec une immobilisation orthopédique, dont deux études ayant investigué le membre supérieur, et deux autres, le membre inférieur.

Kalamaras *et coll.* (2006) ont mené une étude en trois volets afin de recueillir des données épidémiologiques et expérimentales ainsi que des avis sur les aspects médico-légaux de la conduite avec une immobilisation orthopédique au membre supérieur. Le premier volet consistait en un sondage pour quantifier le nombre de patients qui conduisent avec leur immobilisation. Le second volet consistait en une évaluation sur route par un ergothérapeute et un moniteur de conduite alors que l'auteur conduisait avec un plâtre antébrachial (immobilisation courte sous le coude) puis un plâtre brachio-antébrachial (immobilisation longue au-dessus du coude) alternativement au bras droit puis gauche. Le dernier volet comprenait une recension des écrits sur le sujet et un rapport des discussions avec les instances gouvernementales et les assureurs. Les résultats du volet sondage ont indiqué que près de la moitié des patients conduisent avec leur immobilisation au membre

supérieur. En ce qui concerne l'évaluation sur route, l'auteur a échoué le test avec les deux types de plâtre au bras droit et gauche selon les critères du moniteur de conduite. À l'évaluation par l'ergothérapeute, il a échoué le test avec le plâtre brachio-antébrachial droit et gauche, mais réussi celui avec le plâtre antébrachial droit et gauche. Blair *et coll.* (2002) ont étudié quant à eux les effets de trois immobilisations orthopédiques au membre supérieur droit et gauche sur la conduite automobile à transmission manuelle. Dans cette étude, un seul sujet (auteur de l'étude) s'est auto-évalué sur six paramètres de conduite (manœuvrer le volant, changer les vitesses, manipuler les clignotants et le klaxon, conduire en marche arrière, utiliser le frein à main, conduire en milieu urbain) en portant successivement un plâtre antébrachial, un plâtre de scaphoïde (immobilisant le pouce) et un plâtre de Bennett (immobilisant l'avant-bras et le bras). Les résultats ont démontré que le plâtre antébrachial (droit et gauche) n'affecte pas la capacité à conduire une automobile. Les deux autres types de plâtre ont entravé grandement la conduite automobile.

Pour les membres inférieurs, Nunn *et coll.* (2007) ont effectué une étude pour étudier les impacts sur la conduite du port d'une botte plâtrée avec ou sans semelle au membre inférieur droit et gauche, sur une automobile à transmission automatique et manuelle. Seulement deux sujets ont participé à cette étude (un médecin et un instructeur de police) en conduisant sur la route. Ils ont été évalués sur une échelle de dix points (évaluant la capacité à manœuvrer la voiture, à changer les vitesses et à freiner d'urgence) par un second instructeur de police. Les résultats de cette étude sont clairs et sans équivoque : seule la botte plâtrée au membre inférieur gauche (avec ou sans semelle) lors de la conduite avec une automobile à transmission automatique offre une conduite jugée

sécuritaire. Tous les autres scénarios ont entraîné une conduite non sécuritaire selon l'évaluation de l'instructeur de police.

Il est à remarquer que les trois études présentées ci-haut possèdent d'importantes lacunes méthodologiques. En effet, un nombre très limité de sujets (un ou deux) ont participé à ces tests. De plus, les conclusions sont basées sur des évaluations subjectives, et sont donc grandement discutables. Enfin, aucune de ces études n'a tenté de quantifier l'impact d'une immobilisation orthopédique au membre inférieur sur des variables de performance de conduite (tels que les temps de freinage d'urgence). La seule étude avec une méthodologie de type expérimental qui concerne la conduite automobile avec une immobilisation au membre inférieur est celle de Tremblay *et coll.* (2008), qui a été réalisée au Centre de recherche sur le vieillissement du CSSS-IUGS. Cette étude a voulu quantifier l'effet des immobilisations orthopédiques au membre inférieur droit sur la force exercée par le pied et les temps de freinage d'urgence mesurés en simulateur chez des sujets sains (n=48). Chaque sujet a été évalué selon trois conditions dans un ordre aléatoire, soit en portant leurs chaussures de sport, une botte de marche amovible de modèle Aircast et une botte de marche plâtrée au membre inférieur droit. Les résultats ont démontré que la force maximale exercée sur la pédale de frein par les sujets avec la botte de marche est inférieure à la force exercée avec le Aircast et la chaussure de sport (p=0,001). Toutefois, toutes les moyennes de force de freinage étaient nettement supérieures à la force nécessaire pour effectuer un freinage d'urgence adéquat, soit une force de 44 lb (MORTIMER, 1974; MORTIMER *et coll.*, 1970) Ainsi, la diminution de la force de freinage observée avec la botte de marche a été estimée cliniquement négligeable. En ce qui concerne les temps de freinage d'urgence, les résultats ont démontré que le temps de

réaction de freinage était supérieur avec le Aircast ($p < 0,001$) et la botte de marche ($p < 0,001$) en comparaison à la chaussure de sport. Toutefois, puisque ces différences étaient d'environ 40 ms, les augmentations de temps de freinage causées par les deux immobilisations orthopédiques ont aussi été estimées cliniquement négligeables chez des sujets sains. Il faut toutefois insister sur le fait que ces résultats ont été obtenus chez des sujets relativement jeunes, sans pathologie sous-jacente à l'immobilisation ni comorbidité, ce qui rend difficile la généralisation des résultats aux patients rencontrés dans la pratique orthopédique.

6. RÉSUMÉ DE LA RECENSION DES ÉCRITS

Jusqu'à ce jour, une seule étude expérimentale (TREMBLAY *et coll.*, 2008) s'est attardée à quantifier l'impact des immobilisations orthopédiques au membre inférieur droit sur la conduite automobile. Or, à l'instar de la majorité des autres études qui concernent la conduite automobile avec des affections orthopédiques, cette étude a été réalisée en simulateur de conduite. Tel que discuté plus haut, la validité d'un simulateur pour mesurer les capacités à conduire a été remise en question à maintes reprises, et il est impossible d'assumer que des résultats comparables seraient obtenus en conduite réelle.

Afin de préciser l'implication clinique des résultats obtenus par Tremblay *et coll.* et de réaliser en simulateur d'autres recherches sur les affections et immobilisations orthopédiques et la conduite automobile, une étude de validation du simulateur utilisé lors de ces travaux est donc de mise. Dans cette visée, tel que suggéré par la littérature (BLANA, 1996; GODLEY *et coll.*, 2002; LEONARD et WIERWILLE, 1975) , une étude

reprenant essentiellement les mêmes éléments méthodologiques que la précédente en simulateur a été entreprise, mais cette fois en conduite réelle afin de comparer les résultats des deux conditions entre eux et de statuer sur la validité relative et absolue du simulateur.

Bien qu'une étude de validation en situation réelle (évaluation en situation réelle) aurait permis de récolter des temps de freinage assurément représentatifs d'une situation de conduite de tous les jours, les nombreuses contraintes imposées par ce type de paradigme ont été estimées trop importantes. C'est pourquoi cette étude a été réalisée en environnement routier contrôlé (circuit fermé) en utilisant un véhicule instrumenté de différents capteurs afin de mesurer les temps de freinage d'urgence.

QUATRIÈME CHAPITRE – OBJECTIFS DE RECHERCHE ET MÉTHODOLOGIE

1. OBJECTIFS GÉNÉRAUX DE LA RECHERCHE

Le premier objectif de cette recherche vise à caractériser les effets des immobilisations orthopédiques au membre inférieur droit sur les temps de freinage d'urgence mesurés en conduite réelle sur circuit fermé. Le second objectif vise quant à lui la validation du simulateur de conduite utilisé par Tremblay *et coll.* en comparant les résultats obtenus en simulateur à ceux obtenus lors de la présente étude en conduite réelle.

2. QUESTIONS ET HYPOTHÈSES DE RECHERCHE

1. Quel est l'impact d'un Aircast et d'une botte de marche au membre inférieur droit en comparaison à une chaussure de sport sur les temps de freinage lors d'essais en conduite réelle?

- H_0 : Les immobilisations orthopédiques au membre inférieur droit n'ont aucune influence sur les temps de freinage d'urgence en comparaison à une chaussure de sport.
- H_1 : Les immobilisations orthopédiques au membre inférieur droit modifient les temps de freinage d'urgence en comparaison à une chaussure de sport.

2. Est-ce que le port d'un Aircast ou d'une botte de marche au membre inférieur droit modifie la capacité à manier correctement et sans erreur les deux pédales d'une automobile à transmission automatique en vue d'un freinage d'urgence?

- H_0 : Les immobilisations orthopédiques au membre inférieur droit n'affectent pas le maniement adéquat des deux pédales d'une automobile à transmission automatique en comparaison à une chaussure de sport.
- H_1 : Les immobilisations orthopédiques au membre inférieur droit modifient la façon de manier les deux pédales d'une automobile à transmission automatique en comparaison à une chaussure de sport.

3. Les temps de freinage obtenus avec le port d'immobilisations orthopédiques et d'une chaussure de sport dans une étude similaire en simulateur de conduite sont-ils comparables à la conduite réelle en circuit fermé?

- H_0 : Les temps de freinage obtenus en simulateur de conduite avec le port ou non d'immobilisations orthopédiques sont comparables à ceux obtenus lors d'essais en conduite réelle sur circuit fermé.
- H_1 : Les temps de freinage obtenus en simulateur de conduite avec le port ou non d'immobilisations orthopédiques sont différents de ceux obtenus lors d'essais en conduite réelle sur circuit fermé.

Note : une épreuve de mesure de la force de freinage maximale a été réalisée dans la précédente étude en simulateur. Les résultats ont démontré une diminution statistiquement significative de la force maximale appliquée sur le frein avec une botte de marche en

comparaison au Aircast (-11,8 lb ; $p < 0,001$) et à la chaussure de sport (-18,4 lb ; $p < 0,001$). Lors de cette épreuve, la plus petite force maximale (mesurée avec la botte de marche) a été de 275 lb. Certaines études (MORTIMER, 1974; MORTIMER *et coll.*, 1970) ont pourtant établi que la force nécessaire pour effectuer un freinage d'urgence adéquat est de 44 lb seulement. Bien que statistiquement significatifs, les résultats ont donc été estimés cliniquement négligeables. Les investigateurs ont donc décidé de ne pas répéter cette épreuve dans l'étude en conduite réelle. Cette décision a permis également de limiter la fatigue des sujets qui aurait pu être occasionnée par un temps d'évaluation trop long.

3. MÉTHODOLOGIE

3.1 Dispositif de recherche

Le devis expérimental à mesures répétées est utilisé dans la présente étude. Ce dispositif est identique à celui de l'étude précédente en simulateur de conduite et permet d'utiliser les données recueillies au cours de cette étude à des fins de comparaison. Dans un tel devis, les sujets sont évalués dans plusieurs conditions différentes. Chaque participant est son propre témoin, ce qui permet de contrôler la variabilité inter-sujets.

3.2 Population et échantillon de l'étude

3.2.1 Population cible

L'étude en simulateur a visé toutes les personnes susceptibles d'avoir une immobilisation orthopédique au membre inférieur droit dont la mise en charge est permise. Des raisons logistiques évidentes ont toutefois contraint à cibler uniquement les conducteurs estriens sains. La présente étude en conduite réelle vise donc également la même population.

3.2.2 Population accessible

Puisque cette étude vise à comparer les résultats obtenus en simulateur de conduite et en conduite réelle, la population accessible se constitue des conducteurs estriens sains ayant déjà participé (en tant que sujets) aux travaux de Tremblay *et coll.* (n = 48).

3.2.3 Critères d'inclusion

Les sujets qui souhaitaient participer à la présente étude devaient répondre aux critères suivants :

- Avoir participé en tant que sujet aux travaux de Tremblay *et coll.* soit a) posséder un permis de conduire valide au Québec, b) être âgé entre 25 et 60 ans, c) avoir une expérience de conduite égale ou supérieure à cinq ans, d) utiliser exclusivement le pied droit pour réaliser les accélérations et freinages.

- Avoir accepté d'être recontacté pour une étude subséquente au moment de la signature du formulaire de consentement de la première étude.

Justification : Quillian *et coll.* (1999) ont établi que les performances de conduite en simulateur sont inférieures chez des sujets âgés de plus de 60 ans en comparaison à des sujets jeunes entre 30 et 50 ans. Seulement les sujets âgés de moins de 60 ans ont donc été retenus au moment de la première étude en simulateur. L'effet d'apprentissage de la conduite automobile est diminué en sélectionnant des conducteurs de plus de cinq années d'expérience. De même, certaines études (HOFFMANN, 1994; HOFFMANN et MORTIMER, 1994) ont démontré que les automobilistes plus expérimentés ont une meilleure estimation du temps-avant-collision. Finalement, le maniement des pédales fait partie intégrante de l'apprentissage de la conduite automobile. En conséquence, il serait plausible de retrouver des temps de freinage de plus en plus rapides au fil de cet apprentissage. Ainsi, l'inclusion de sujets utilisant une stratégie conventionnelle et uniforme de maniement des pédales (accélérer et freiner exclusivement avec le pied droit) permet de contrôler ce biais de sélection potentiel.

3.2.4 Critères d'exclusion

Les sujets qui présentent les affections suivantes ont été exclus de l'étude au moyen d'un questionnaire auto-rapporté (annexe A) : consommation abusive d'alcool ou de drogues, utilisation de médicaments psychotropes, trouble du sommeil symptomatique, maladie psychiatrique, maladie du système nerveux central incluant l'épilepsie, atteinte de l'acuité visuelle non corrigée, atteinte des champs visuels ou autre trouble de la vision, maladie

cardiovasculaire, maladie vasculaire cérébrale, maladie vasculaire périphérique, trouble du métabolisme, maladie rénale, incapacité musculosquelettique, mal des transports.

Justification : Ces problèmes sont susceptibles d'influencer la capacité d'une personne à conduire un véhicule automobile. (Canadian Medical ASSOCIATION, 2006) Ce sont les mêmes critères qui ont été employés dans les travaux précédents de Tremblay *et coll.*

3.3 Procédure d'échantillonnage et de recrutement des participants

L'étude de Tremblay *et coll.* a été réalisée avec un échantillon non probabiliste de convenance (n=48) pour des raisons pratiques d'accessibilité et de coûts. Les participants ont alors été recrutés de bouche à oreille par les principaux investigateurs. La majorité des sujets qui ont accepté de participer sont des employés du Centre hospitalier universitaire de Sherbrooke. Le recrutement a été fait de manière à former un échantillon ayant un ratio identique selon le sexe et réparti en trois strates d'âge : 25 à 40 ans, 40 à 50 ans et 50 à 60 ans. Dans chacune des trois strates d'âge et pour chaque sexe, huit sujets ont donc été recrutés. Il est toutefois à préciser que les analyses n'ont pas été faites par state d'âge.

L'échantillon retenu pour la présente étude est également du type non probabiliste de convenance puisque, tel que mentionné plus haut, les sujets ont été sélectionnés parmi ceux ayant participé aux travaux antérieurs. Un nombre variant entre un et huit a été assigné aléatoirement aux huit sujets de chacun des six sous-groupes. Ce nombre désignait, en ordre croissant, la priorité d'échantillonnage. Suivant cette priorité, un appel a été effectué par l'investigateur principal (JCM) à partir de la liste des numéros de

téléphone des participants de l'étude précédente. Lorsque le premier sujet était absent, un second, et parfois un troisième appel était tenté à un moment différent de la journée. La tentative de recrutement a été cessée si le sujet était impossible à rejoindre ou encore s'il refusait de participer. Dans ce cas, un appel téléphonique a été tenté chez le sujet suivant désigné par la liste aléatoire. Ce processus a été répété dans chacun des 6 sous-groupes de manière à obtenir un sous-échantillon de 14 participants au total (donc deux ou trois sujets dans chacun des 6 sous-groupes) avec un ratio identique selon le sexe.

3.4 Déroulement de l'étude en conduite réelle

La collecte des données a eu lieu entre le samedi 4 octobre et le samedi 25 octobre 2008. Les évaluations ont duré entre 2 h 30 min et 3 h par sujet et ont totalisé cinq journées complètes. Le circuit fermé a été monté sur la rue Letellier et le Boulevard Industriel jusqu'à l'intersection de la rue Pépin dans le parc industriel de Sherbrooke (figure 4-1). Une autorisation écrite des services municipaux a été préalablement obtenue pour chacune des cinq journées de fermeture du circuit à la circulation.

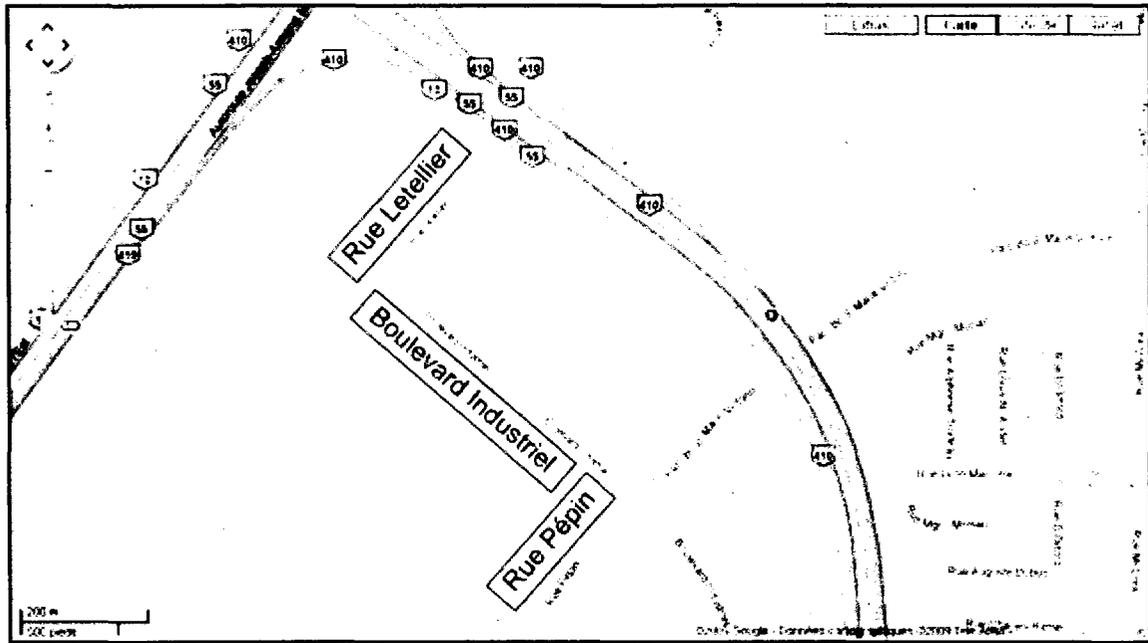


Figure 4-1 Situation géographique du circuit fermé. Le circuit fermé se localise dans le parc industriel de la Ville de Sherbrooke, sur la rue Letellier et le Boulevard Industriel jusqu'à l'intersection de la rue Pépin.

Le segment de route sur le Boulevard Industriel situé entre la rue Pépin et la rue Letellier mesure approximativement 500 m : cette portion est nommée *long segment* du circuit dans les paragraphes qui suivent. La rue Letellier mesure approximativement 200 m sur toute sa longueur : cette portion est appelée *court segment* du circuit.

Chaque sujet était tenu de se présenter par ses propres moyens au coin de la rue Pépin et du Boulevard Industriel où un investigateur était présent pour l'accueillir. Le participant était alors dirigé vers un local adjacent au circuit fermé. L'étude était alors expliquée au sujet, puis un formulaire de consentement était signé et une compensation monétaire était remise afin de couvrir le déplacement. Un questionnaire listant les critères d'inclusion et d'exclusion (annexe A) était ensuite administré au sujet dans le but de s'assurer de son admissibilité, puis un second questionnaire visant à recueillir certaines variables

sociodémographiques (annexe A) était complété. Le participant devait ensuite se soumettre à un examen physique sommaire des membres inférieurs incluant un examen de la marche normale, de la marche sur la pointe des pieds et sur les talons, de la marche en tandem, une évaluation de la force musculaire et de la sensibilité des membres inférieurs. Cet examen était réalisé par l'investigateur principal, formé adéquatement à ce genre de procédure dans le cadre de ses études médicales.

Le sujet était ensuite redirigé vers le circuit fermé pour une séance de familiarisation avec la voiture instrumentée d'une durée de dix minutes. Le participant était d'abord encouragé à prendre place dans le véhicule et à ajuster la distance et l'angle du siège ainsi que l'angle du volant afin de reproduire le plus fidèlement possible sa position habituelle de conduite. Le réglage de la climatisation de l'habitacle était laissé à la discrétion du sujet de façon à assurer son plus grand confort. Le participant, muni de ses chaussures de sport, devait ensuite parcourir en boucle le long et le petit segment du circuit fermé à une vitesse de 50 km/h. Un dispositif lumineux installé sur le tableau de bord se déclenchait aléatoirement lors du passage de la voiture sur le long segment du circuit : ce signal indiquait au sujet d'effectuer un freinage d'urgence de manière à minimiser la distance d'arrêt. Un total de dix freinages (donc dix passages en va-et-vient sur le long segment du circuit) était effectué pour cette séance de familiarisation. Le but de cet exercice était triple : familiariser le sujet à la voiture, lui faire connaître son comportement sur route et le stimuler à réaliser des freinages efficaces.

Lors des essais sur le circuit, la sécurité des participants était maximisée en utilisant une auto-école dotée d'un frein du côté passager. Ce frein était opéré par un instructeur de

conduite expérimenté. L'instructeur était avisé de limiter son rôle à la sécurité du participant et d'éviter les interactions avec ce dernier. L'investigateur principal prenait également place sur le siège arrière afin de donner les consignes au participant et d'assurer le fonctionnement de la chaîne d'acquisition.

L'expérimentation débutait ensuite en respectant, pour chaque participant, le même ordre de passage (chaussure de sport et les deux immobilisations orthopédiques) aléatoirement établi lors des travaux de Tremblay *et coll.* de façon à conserver le même biais d'apprentissage potentiel en simulateur et en conduite réelle. Cette stratégie est retenue dans le but d'augmenter la validité interne des comparaisons entre les deux études.

3.5 Description des immobilisations orthopédiques

L'immobilisation orthopédique de type Aircast (Foam Pneumatic Walker, Aircast Global Corporate Office, États-Unis) était mise en place au membre inférieur droit du sujet par un investigateur qualifié. L'ajustement de l'orthèse par gonflement des ballonnets était faite jusqu'à obtenir une immobilisation satisfaisante de la cheville. Le participant devait ensuite compléter une marche sur une distance de 50 m afin de vérifier le confort et de permettre de se familiariser avec le port de cette orthèse. L'immobilisation orthopédique de type botte de marche était confectionnée au membre inférieur droit du sujet par un investigateur qualifié selon les techniques orthopédiques habituelles en utilisant un matériel synthétique très malléable (Delta-Cast Conformable, BSN Medical, Angleterre) similaire à celui employé dans les travaux de Tremblay *et coll.* Une semelle antidérapante (Darco Cast Boot, Darco, États-Unis) était ensuite attachée sous le plâtre. Le participant

devait ensuite compléter une marche sur une distance de 50 m pour les mêmes raisons que celles énoncées dans le paragraphe précédent. Lorsque les essais avec cette immobilisation étaient terminés, la botte de marche était retirée par bivalvage (une technique orthopédique qui nécessite un trait de scie de chaque côté du plâtre afin de libérer le membre inférieur immobilisé) par l'un des investigateurs. Lors de l'évaluation avec la chaussure de sport conventionnelle, le participant était avisé de porter ses propres espadrilles pour des raisons d'hygiène et de confort.

3.6 Description des épreuves

L'expérimentation consistait en deux épreuves : le freinage d'urgence sans attention divisée et le freinage d'urgence avec attention divisée. Ces deux épreuves étaient répétées successivement avec la chaussure de sport et les deux immobilisations orthopédiques, dans un ordre aléatoire tel que discuté plus haut.

3.6.1 Freinage d'urgence sans attention divisée (freinage d'urgence simple)

Lors de la première épreuve, le sujet était avisé de circuler en va-et-vient sur le long segment du circuit en conservant une vitesse de 50 km/h et en conduisant en ligne droite sur la voie de droite. Un ordinateur placé sur le siège arrière de la voiture actionnait un dispositif lumineux (installé sur le tableau de bord) à chaque passage sur le long segment. L'activation de cette lumière était contrôlée aléatoirement par l'ordinateur (délai de 3 à 25 secondes après l'atteinte d'une vitesse de 50 km/h) de sorte que le signal pour freiner était donné à un endroit aléatoire à chaque passage sur la longue portion du circuit. Lorsque le

dispositif lumineux s'activait, le participant devait freiner de façon à minimiser la distance d'arrêt. L'investigateur principal prenant place sur le siège arrière devait s'assurer du respect de la consigne de 50 km/h (± 5 km/h) lors des essais au moment du freinage. Le cas contraire, le freinage était repris. Le sujet devrait procéder à dix freinages réussis afin de compléter la première épreuve.

3.6.2 Freinage d'urgence avec attention divisée

La seconde épreuve était similaire à la première excepté que le participant devait conduire en slalom entre une série de cônes de signalisation (Barils T-RV-7, Signalisation de l'Estrie, Canada) disposés au centre du circuit. Cette stratégie de distraction visait à imiter ce qui est utilisé habituellement dans les études en simulateur de conduite de manière à partager l'attention. (MARQUES, BARREIROS *et coll.*, 2008; MARQUES, CABRI *et coll.*, 2008; TREMBLAY *et coll.*, 2008) Le sujet était donc avisé de maintenir une vitesse de 50 km/h à l'instar de la première épreuve. Encore une fois, dix freinages adéquats (vitesse entre 45 km/h et 55 km/h) étaient requis afin de compléter cette épreuve.

3.6.3 Procédures post-expérimentation

Avant de quitter, le sujet devait compléter un questionnaire sur ses impressions de conduite avec chacune des deux immobilisations orthopédiques (annexe A). Le plâtre du sujet était numéroté de manière à le lier correctement à son sujet, puis son poids a été mesuré et noté ultérieurement au laboratoire du Centre de recherche sur le vieillissement du CSSS-IUGS.

3.7 Déroulement de l'étude en simulateur de conduite

Puisque le second objectif de cette étude en conduite réelle vise la validation du simulateur de conduite de Tremblay *et coll.*, cette section expose les principaux éléments méthodologiques de l'étude en simulateur utiles à la compréhension du présent ouvrage. Une description du simulateur de conduite est également présentée dans une section ultérieure. Le mémoire de Tremblay *et coll.* peut être consulté afin d'obtenir de plus amples informations à cet égard.

La collecte des données de l'étude en simulateur de conduite a été réalisée dans un local du Centre de recherche sur le vieillissement du CSSS-IUGS au cours des mois d'avril et de mai 2007. Les évaluations étaient d'une durée maximale de trois heures par sujet. L'étude était d'abord expliquée au participant, puis un formulaire de consentement était signé. Les mêmes questionnaires que ceux utilisés dans la présente étude étaient ensuite administrés, soit un premier questionnaire visant à vérifier l'admissibilité du sujet et un second afin de recueillir certaines variables sociodémographiques (annexe A). Puis, un examen physique sommaire identique à celui décrit plus haut dans le cadre de l'étude en conduite réelle était réalisé. Le sujet devait ensuite se soumettre à une séance de familiarisation au simulateur de conduite. Le sujet devait prendre place à bord du simulateur et ajuster la position du siège afin de reproduire sa position habituelle de conduite. Ensuite, muni de ses chaussures de sport, le sujet devait conduire pendant vingt minutes dans un environnement de conduite virtuel projeté sur un écran grâce à un logiciel de simulation de conduite (STISIM Drive v2.10.03, Systems Technology, États-Unis). Lors de cette période, le sujet devait réaliser une série de freinages d'urgence

stimulés par l'intrusion d'un piéton sur la route. L'expérimentation débutait ensuite selon un ordre de passage (chaussure de sport, Aircast ou botte de marche plâtrée) aléatoirement déterminé par une randomisation par bloc de huit sujets répartis dans chacune des trois strates d'âge (25 à 40 ans, 40 à 50 ans et 50 à 60 ans) et selon chaque sexe.

Les deux immobilisations orthopédiques (Aircast et botte de marche plâtrée) étaient confectionnées avec les mêmes matériaux et suivant la même technique que celle décrite précédemment pour l'étude en conduite réelle. De même, une marche sur une distance de 50 m était également réalisée suivant la mise en place des immobilisations afin de s'assurer du confort. Enfin, le participant devait apporter avec lui ses propres espadrilles pour l'évaluation avec la chaussure de sport.

L'expérimentation consistait en trois épreuves : la force de freinage, le freinage d'urgence sans attention divisée (freinage simple) et le freinage d'urgence avec attention divisée. Pour des raisons qui ont été exposées dans la section des objectifs, la première épreuve de force de freinage n'a pas été reproduite en conduite réelle, alors que les deux autres l'ont été. Les deux prochains paragraphes se limiteront donc à résumer les deux épreuves en simulateur qui ont été imitées sur le circuit fermé.

Lors de l'épreuve de freinage d'urgence sans attention divisée (freinage simple), le sujet avait la consigne d'enfoncer complètement l'accélérateur du simulateur de conduite. Ensuite, en fixant son regard sur un écran placé devant lui, le sujet devait effectuer un freinage d'urgence lorsqu'une lumière rouge s'affichait à l'écran, suite à un délai aléatoire

entre 3 et 8 secondes. Le sujet devait procéder à dix freinages d'urgence pour compléter cette épreuve.

L'épreuve de freinage avec attention divisée était similaire à celle sans attention divisée. Toutefois, suite à l'enfoncement de l'accélérateur, une aiguille effectuant un mouvement circulaire oscillant sur 180 degrés s'affichait à l'écran. Une seconde aiguille, contrôlée par le volant du simulateur, s'affichait également. Le sujet avait alors pour consigne de reproduire le mouvement de la première aiguille en tournant le volant du simulateur, de façon à partager son attention (le slalom entre les cônes en circuit fermé visait à imiter cette tâche). Lorsque la lumière rouge était projetée sur l'écran, le sujet devait effectuer le freinage d'urgence. Encore une fois, dix répétitions de cette épreuve étaient réalisées.

Enfin, avant de quitter, un questionnaire sur les impressions de conduite avec chacune des immobilisations était administré (annexe A). Les mesures du membre inférieur droit du sujet (du pied, de la jambe et de la cuisse) étaient ensuite notées. Enfin, le poids de chaque plâtre a été mesuré grâce à une balance numérique.

3.8 Variables et instruments de mesure

3.8.1 Variables indépendantes : immobilisations orthopédiques

Trois variables indépendantes ont été utilisées dans la présente étude en conduite réelle, soit deux immobilisations orthopédiques (figure 4-2 et 4-3) et une chaussure de sport au membre inférieur droit.

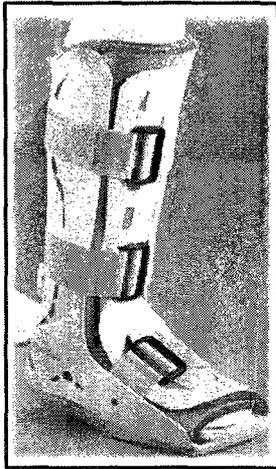


Figure 4-2 Photo d'un Aircast. (Foam Pneumatic Walker, Aircast Global Corporate Office, États-Unis).



Figure 4-3 Photo d'une botte de marche et de sa semelle antidérapante. (Delta-Cast Confortable, BSN Medical, Angleterre et Darco Cast Boot, Darco, États-Unis)

3.8.2 Le véhicule instrumenté

L'automobile utilisée pour cette étude est une Nissan Sentra XE 2001 à transmission automatique. Cette voiture de type berline familiale (figure 4-4) a été choisie car elle représente ce qui est rencontré en grande majorité sur les routes du Québec. Elle possède aussi les caractéristiques de série retrouvées sur la plupart des véhicules de promenade. Tous ces facteurs (en combinaison à la période de familiarisation) ont certainement

facilité le processus d'adaptation à la voiture afin d'obtenir des mesures qui soient le plus écologiques possibles. La voiture a été louée à une école de conduite de la région de Sherbrooke¹ afin qu'elle soit dotée d'un frein côté passager. Des inspections mécaniques ont été faites entre les journées d'expérimentation afin d'assurer la sécurité des occupants.



Figure 4-4 Photo du véhicule instrumenté

Une cellule de charge (Futek LAU220, Futek Advanced Sensor Technology, États-Unis) a été ajoutée à chacune des deux pédales du véhicule afin de quantifier les forces appliquées à celles-ci. Une fois traités, les signaux de ces deux capteurs permettaient de connaître la (les) pédale(s) enfoncée(s) par le participant à tout instant ainsi que la force appliquée sur chacune d'elle, exprimée en Newtons. Chaque cellule de charge a été branchée à un amplificateur de signal (SGCM-401, Intertechnology, Canada) puis reliée à une carte d'acquisition analogique-numérique (NI USB-6009, National Instruments, États-Unis)

¹ École de conduite Tecnic.

permettant de collecter les signaux à une fréquence d'échantillonnage de 2000 Hz. Un dispositif lumineux (signal de freinage) composé de 31 petites DELs rouges (Eureka EX01-28, Importations Thibault, Canada) a été installé sur le dessus du tableau de bord de la voiture et relié à la carte d'acquisition. La carte d'acquisition a été branchée au port USB d'un ordinateur portable (Compaq NC6220, Hewlett-Packard, États-Unis) installé sur le siège arrière. Un GPS (GR-213 GPS Receiver, Holux, Taiwan) a été connecté à un autre port USB de l'ordinateur afin d'enregistrer la vitesse de la voiture à une fréquence d'échantillonnage maximale de 1 Hz. Selon le fabricant, la précision de cette mesure est de 0,1 m/s (0,36 km/h). La figure 4-5 illustre les composantes de la chaîne d'acquisition.

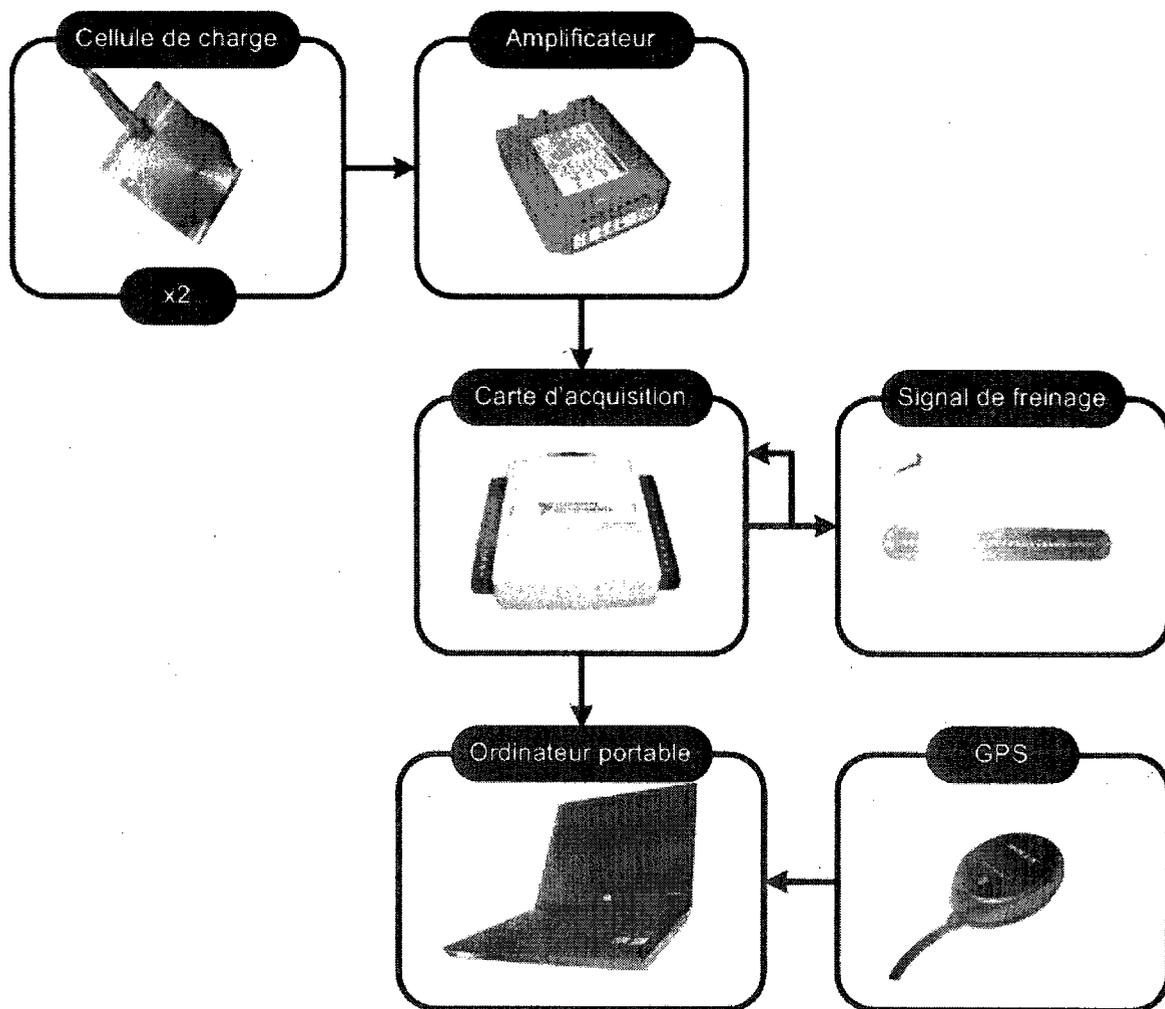


Figure 4-5 Schéma des composants de la chaîne d'acquisition

3.8.3 Le simulateur de conduite

L'instrument de mesure principal de l'étude de Tremblay *et coll.* est un simulateur de conduite à base fixe (figure 4-6). Ce simulateur a été construit à partir de pièces automobiles récupérées. Des capteurs ont été disposés sur chacune des deux pédales afin de quantifier les forces appliquées à celles-ci, et une fois les signaux traités, de calculer les temps de freinage d'urgence. Un potentiomètre relié au volant du simulateur a été monté afin de contrôler la position de l'aiguille affichée à l'écran lors de la tâche de

freinage avec attention divisée. Enfin, un écran blanc de 147 cm de large par 154 cm de haut a été installé face au simulateur de conduite de manière afficher les informations en provenance du logiciel de simulation. Le mémoire de Tremblay *et coll.* peut être consulté pour de plus amples informations concernant les différents appareils constituant le simulateur ainsi que les qualités métrologiques de cet instrument.

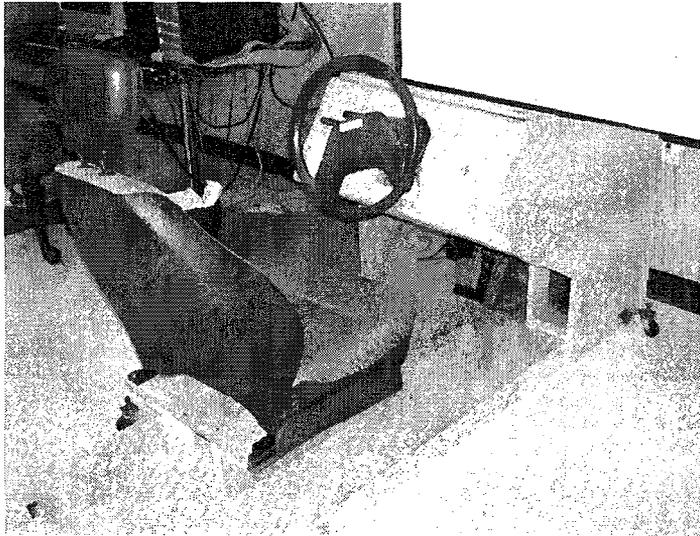


Figure 4-6 Photo du simulateur de conduite utilisé par Tremblay *et coll.*

3.8.4 Variables dépendantes

Le tableau 4-1 résume les variables dépendantes de cette étude. Elles sont décrites dans les prochains paragraphes avec leur instrument de mesure respectif.

Tableau 4-1 Variables dépendantes de l'étude

Variables principales	Instruments de mesure
Temps de freinage (plusieurs variables)	Chaîne d'acquisition (cellules de charges)
Erreurs de freinage	Chaîne d'acquisition (cellules de charges)
Variables secondaires	
Vitesse de la voiture au freinage	Chaîne d'acquisition (GPS)
Impressions de conduite avec les deux immobilisations	Questionnaire

3.8.5 Temps de freinage

Tel qu'exposé dans la recension des écrits, les variables pour décrire la réponse de freinage (passer rapidement le pied de l'accélérateur au frein) diffèrent selon les auteurs. La nomenclature retenue dans cette étude est identique à celle employée dans la précédente étude en simulateur à des fins de comparaison. Les variables sont : le temps neurologique, le temps de mouvement à chaîne ouverte, le temps de mouvement à chaîne fermée, le temps de réaction de freinage et le temps total de freinage. La procédure de traitement des données permettant de générer les différentes variables de temps de freinage est exposée dans un premier temps, puis s'ensuit une description de ces variables.

3.8.6 Traitement des données

Les signaux des capteurs recueillis par la carte d'acquisition ont été enregistrés sur l'ordinateur en format binaire. Ces signaux ont été récupérés à l'aide du logiciel Matlab (Version 7.1, MathWorks, États-Unis). Une routine d'analyse a été écrite de façon à faire ressortir les variables désirées.

La première étape consiste à filtrer les signaux issus des cellules de charges. En effet, la fréquence d'acquisition de 2000 Hz a pour effet de laisser passer du bruit non désiré dans l'analyse des temps de freinage. Un filtre Butterworth d'ordre 2 à déphasage nul avec une fréquence de coupure à 100 Hz a été utilisé afin d'éliminer le bruit provenant des signaux sans toutefois changer l'aspect temporel de ces derniers. Ceci est nécessaire de façon à ne pas modifier les temps de freinage calculés. La précision d'un point quelconque sur le graphique des signaux des cellules de charges est estimée à 1 ms.

La seconde étape permet de mettre à l'échelle les signaux des cellules de charges en appliquant un facteur de conversion (tension vers Newtons) et en ajustant le décalage vertical de façon à obtenir une lecture de 0 N quand les pédales sont inutilisées. Ensuite, les sections des signaux désirées sont récupérées manuellement afin de calculer chacune des variables de temps de freinage.

3.8.7 Variables de temps de freinage

Le freinage d'urgence de cette étude est divisé par les six moments-clés suivants : déclenchement du dispositif lumineux, début du retrait du pied de l'accélérateur, retour à la position neutre de l'accélérateur, apparition d'une force sur le frein, application d'une force de 100 N sur le frein et application d'une force de 200 N sur le frein. Les variables calculées à partir de ces moments-clés sont les suivantes : temps neurologique, temps de mouvement à chaîne ouverte, temps de mouvement à chaîne fermée, temps de réaction de freinage et temps total de freinage. Il est à retenir que la précision sur ces variables de temps de freinage est évaluée à 2 ms, c'est-à-dire deux fois la précision d'un point

quelconque sur le graphique des signaux des cellules de charges. Les prochains paragraphes décrivent d'abord les moments-clés, puis les variables de temps de freinage. Ces concepts sont également résumés par la figure 4-7.

3.8.7.1 Déclenchement du dispositif lumineux. L'ordinateur a été programmé pour déclencher le dispositif lumineux une fois que la voiture atteint une vitesse de 50 km/h sur le long segment du circuit, après un délai aléatoire entre 3 et 25 secondes. Ensuite, au moment où le courant électrique active les DELs, un second signal en direction opposée est envoyé vers la carte d'acquisition afin de connaître le moment précis où les DELs ont été allumées. La configuration de ce système permet donc de déterminer avec exactitude le début de l'épreuve de freinage en éliminant les délais internes causés par l'utilisation d'un ordinateur et le délai nécessaire pour activer le dispositif lumineux. La routine de traitement des données associe à l'activation des DELs un seuil (niveau logique) de 0,1 V. Lorsque ce seuil est dépassé, la routine indique par un trait pointillé sur le premier point suivant le moment du déclenchement du signal lumineux.

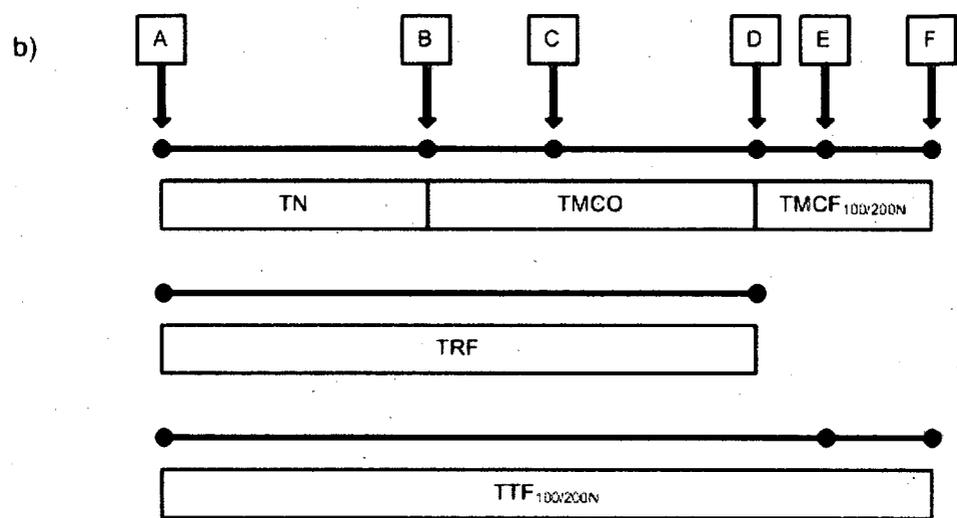
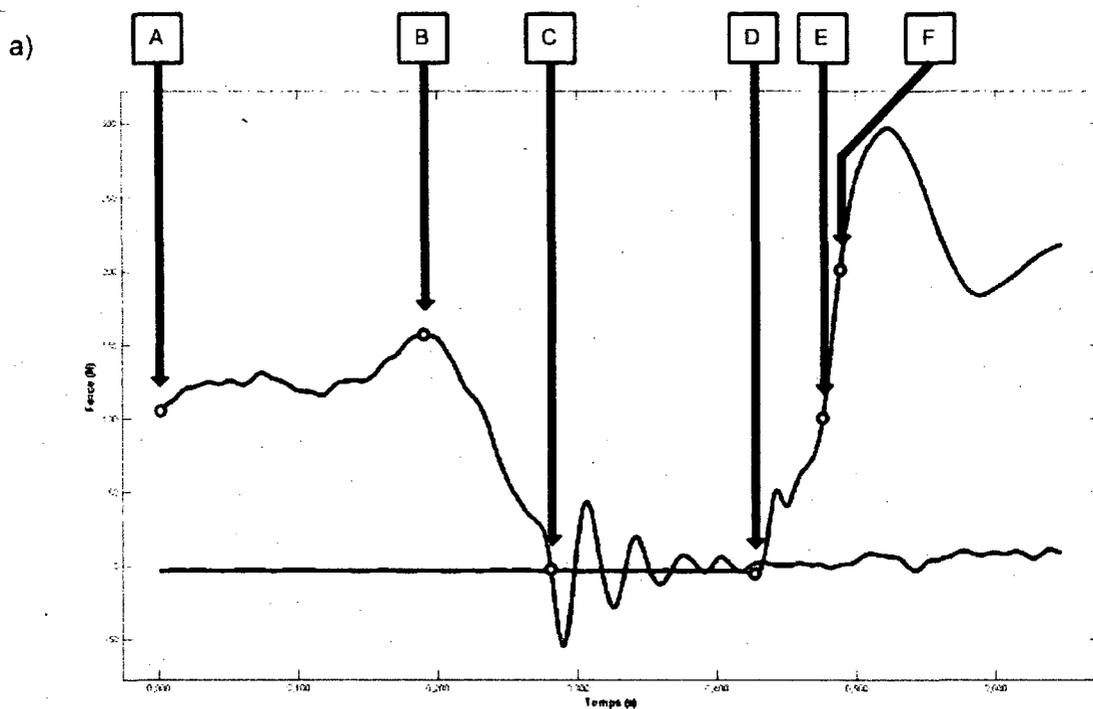


Figure 4-7 Moments-clés et variables de temps de freinage. En a) un graphique de la force appliquée sur l'accélérateur (courbe bleue) et sur le frein (courbe rouge) en fonction du temps. Les moments-clés sont les suivants : A) déclenchement du dispositif lumineux, B) début du retrait du pied de l'accélérateur, C) retour à la position neutre de l'accélérateur, D) apparition d'une force sur le frein, E) application d'une force de 100 N sur le frein, F) application d'une force de 200 N sur le frein. En b) sont illustrées les variables de temps de freinage : TN : temps neurologique, TMCO : temps de mouvement à chaîne ouverte, TMCF : temps de mouvement à chaîne fermée, TRF : temps de réaction de freinage, TTF : temps total de freinage.

3.8.7.2 Début du retrait du pied de l'accélérateur. Suite à l'activation du dispositif lumineux, le participant lève le pied de l'accélérateur pour ensuite aller appliquer une force sur le frein. Le début du retrait du pied de l'accélérateur est donc défini dans cette étude par le dernier maximum atteint sur la courbe de la force sur l'accélérateur avant l'inflexion rapide de cette courbe vers un relâchement complet (0 N). Pour ce faire, la routine de traitement des données détermine tous les minimums et maximums de la courbe de la force sur l'accélérateur, puis ne retient seulement que les maximums. Le point retenu pour le début du retrait du pied de l'accélérateur est le dernier maximum avant un point sélectionné manuellement sur la courbe à mi-course du relâchement de l'accélérateur. Cette stratégie automatisée est préférable à une détermination manuelle puisqu'elle permet de contrôler la variabilité intra- ou inter-observateur.

3.8.7.3 Retour à la position neutre de l'accélérateur. L'accélérateur est de retour à sa position neutre lorsqu'aucune force (0 N) n'est appliquée. Lorsque la pédale est relâchée rapidement, comme c'est le cas lors d'un freinage d'urgence, cette dernière vibre (rebondit) quelques instants autour de sa position neutre, ce qui génère une onde sinusoïdale d'amplitude décroissante sur la courbe de la force sur l'accélérateur. De plus, lorsque l'accélérateur ne subit plus aucune force, les vibrations causées par les imperfections de la chaussée sont captées par la cellule de charge, ce qui crée encore une fois une courbe qui oscille aléatoirement autour de sa position neutre. La détermination manuelle du point exact de retour à la position neutre de l'accélérateur est donc une tâche complexe et imprécise. La routine de traitement des données détermine donc, dans un premier temps, la moyenne des forces captées par la cellule de charge une fois l'accélérateur relâché complètement jusqu'à la fin du signal, puis dans un deuxième

temps, détermine l'intersection entre cette moyenne et la courbe de force appliquée sur l'accélérateur en relâchement. De cette façon, la routine évite de retenir un point faussé par le rebondissement de la pédale.

3.8.7.4 Apparition d'une force sur le frein. La détermination de l'apparition d'une force sur la pédale de frein se fait automatiquement par la routine de traitement des données. Le point retenu est celui où une force supérieure à la valeur seuil de 2,5 N est appliquée sur le frein. Cette valeur de 2,5 N a été retenue car elle ne peut être atteinte qu'avec une pression réelle du pied sur le frein. En effet, les vibrations de l'automobile engendrent des forces qui sont captées par la cellule de charge et qui risqueraient de fausser la détermination de l'apparition d'une force sur le frein si un seuil plus bas était utilisé.

3.8.7.5 Application d'une force de 100 N sur le frein. La détermination du moment de l'application d'une force de 100 N sur la pédale de frein se fait automatiquement par la routine de traitement des données. Tel que discuté au chapitre précédent, certains auteurs (MACDONALD et OWEN, 1988; SPALDING *et coll.*, 1994) considèrent qu'il s'agit de la force nécessaire pour un freinage d'urgence réussi.

3.8.7.6 Application d'une force de 200 N sur le frein. La détermination du moment de l'application d'une force de 200 N sur la pédale de frein se fait automatiquement par la routine de traitement des données. Tel que discuté au chapitre précédent, Mortimer (MORTIMER, 1974; MORTIMER *et coll.*, 1970) a démontré qu'il s'agit de la force requise pour effectuer un freinage d'urgence adéquat. Puisqu'il existe une confusion au sujet de la

force nécessaire pour effectuer un freinage d'urgence, à savoir 100 N ou 200 N, les deux valeurs seront retenues et mesurées pour la présente étude.

3.8.7.7 Temps neurologique. Le temps neurologique se définit par le délai entre le déclenchement du dispositif lumineux et le début du retrait du pied de l'accélérateur.

3.8.7.8 Temps de mouvement à chaîne ouverte. Le temps de mouvement à chaîne ouverte se définit par le délai entre le début du retrait du pied de l'accélérateur et l'apparition d'une force sur le frein.

3.8.7.9 Temps de mouvement à chaîne fermée. Le temps de mouvement à chaîne fermée se définit par le délai entre l'apparition d'une force sur le frein et l'application d'une force de 100 N (temps de mouvement à chaîne fermée 100 N) ou de 200 N (temps de mouvement à chaîne fermée 200 N) sur le frein. Ces deux variables n'ont pas été utilisées par Tremblay *et coll.* Cependant, une seconde analyse des résultats a permis d'extraire ces variables afin de comparer les résultats à ceux obtenus lors de la présente étude.

3.8.7.10 Temps de réaction de freinage. Le temps de réaction de freinage se définit par le délai entre le déclenchement du dispositif lumineux et l'apparition d'une force sur le frein.

3.8.7.11 Temps total de freinage. Le temps total de freinage se définit par le délai entre le déclenchement du dispositif lumineux et l'application d'une force de 100 N (temps total de freinage 100 N) ou de 200 N (temps total de freinage 200 N) sur le frein. Il est à souligner que la variable temps total de freinage 100 N n'a pas été utilisée par Tremblay

et coll. Cependant, une seconde analyse des résultats a permis d'extraire cette variable afin de comparer les résultats à ceux obtenus lors de la présente étude.

3.8.8 Erreurs de freinage commises

L'analyse visuelle de chacun des graphiques de la force appliquée sur les pédales en fonction du temps permet de déterminer si des erreurs ont été commises lors du freinage, par exemple si les deux pédales ont été enfoncées en même temps ou encore si le frein a été échappé. Cette variable est utilisée à des fins d'analyse descriptive afin de répondre à la seconde question de recherche qui est de déterminer si le port d'une immobilisation orthopédique au membre inférieur droit modifie la capacité à manier adéquatement les deux pédales d'une automobile en vue d'un freinage d'urgence.

3.8.9 Variables secondaires

La vitesse de l'automobile au moment du freinage a été enregistrée pour chaque essai par le GPS de la chaîne d'acquisition à une fréquence d'échantillonnage de 1 Hz. Étant donné que la précision de cette mesure (0,36 km/h) est excellente, une seconde validation de la vitesse au moment du freinage (en plus de celle effectuée visuellement par l'investigateur à bord de la voiture) a été effectuée à postériori. Les essais dont la vitesse GPS était inférieure à 45 km/h ou supérieure à 55 km/h ont été supprimés des analyses (entre zéro et un essai généralement supprimé, le maximum se chiffrant à quatre). La vitesse moyenne de tous les essais de freinage retenus pour l'ensemble des sujets sera présentée de manière descriptive. De plus, un questionnaire (annexe A) a été complété par les participants à la

fin des séances d'évaluation afin de recueillir leurs impressions de conduite avec les deux immobilisations orthopédiques. Ce questionnaire a été créé dans le cadre des travaux de Tremblay *et coll.* et réutilisé intégralement pour la présente étude. Les sujets devaient répondre aux questions de façon ouverte, puis les réponses ont été analysées par l'investigateur principal selon une échelle de cotation à trois niveaux de type oui/non.

3.8.10 Variables sociodémographiques et variables de contrôle

De nombreuses caractéristiques sociodémographiques (sexe, âge, années d'expérience de conduite, classe(s) de permis de conduire, nombre de km parcourus annuellement, type de transmission de la voiture habituellement conduite, nombre de collision(s) depuis le début de la conduite, nombre d'infraction(s) au code de la route depuis le début de la conduite, lieu de résidence, expérience de marche avec un plâtre, expérience de conduite avec un plâtre, prise de médicament(s) ou de produit(s) naturel(s), prise de stimulant(s) au cours de la journée, allergie(s), consommation de drogue(s), scolarité, nationalité, ethnie) ainsi que le poids et la taille de chaque sujet ont été récoltés par un questionnaire (annexe A). Les mesures du membre inférieur droit (du pied, de la jambe et de la cuisse) avaient été prises lors de l'étude de Tremblay *et coll.* Les mêmes données ont été réutilisées dans cette étude car il est improbable que de telles mesures aient varié entre les deux études. Finalement, le poids du plâtre de chaque sujet a été mesuré grâce à une balance numérique (précision de 0,1 g).

3.9 Taille de l'échantillon

La taille de l'échantillon a été calculée pour la troisième question de recherche en spécifiant un seuil de signification α de 0,05 et une puissance de 80 %. Cette question de recherche étant de comparer les moyennes de temps de freinage mesurées lors d'une première étude en simulateur puis lors d'une seconde étude en conduite réelle, la formule pour échantillon apparié a été utilisée :

$$n = \frac{(z_{\alpha/2} + z_{\beta})^2 \times \sigma_{diff}^2}{\mu_{diff}^2} \text{ (pour une hypothèse bilatérale)}$$

Étant donné que σ_{diff}^2 est inconnue, on peut l'estimer par $\sigma_{diff} = \sigma\sqrt{2(1-r)}$ où σ est l'écart-type dans l'un des groupes (en simulateur ou en conduite réelle) et r un estimé de la corrélation entre les données des deux groupes. Cette corrélation a été estimée supérieure à 0,5, donc on obtient une surestimation de la taille de l'échantillon en utilisant l'écart-type obtenu dans l'étude de Tremblay *et coll.*, soit d'environ 50 ms pour un temps de freinage d'urgence quelconque. Ainsi, pour mettre en évidence une petite différence (effect size de 0,2 selon Cohen (1988)) :

$$n = \frac{(1,960 + 0,842)^2 \times 50 \text{ ms}^2}{(0,2 \times 50 \text{ ms})^2} = 197 \text{ sujets}$$

Pour mettre en évidence une moyenne différence (effect size de 0,5 selon Cohen (1988)) :

$$n = \frac{(1,960 + 0,842)^2 \times 50 \text{ ms}^2}{(0,5 \times 50 \text{ ms})^2} = 32 \text{ sujets}$$

Pour mettre en évidence une grande différence (effect size de 0,8 selon Cohen (1988)) :

$$n = \frac{(1,960 + 0,842)^2 \times 50 \text{ ms}^2}{(0,8 \times 50 \text{ ms})^2} = 13 \text{ sujets}$$

Une taille d'échantillon de 13 sujets a été jugée beaucoup plus réaliste étant donné les contraintes temporelles et budgétaires. Avec une taille d'échantillon de 13 sujets, il serait possible de mettre en évidence une différence de 40 ms (0,8 x 50 ms) sur un temps de freinage d'urgence entre la conduite simulée et la conduite réelle, ce qui est adéquat puisque Tremblay *et coll.* estiment une telle différence cliniquement négligeable dans un contexte semblable. Le même raisonnement s'applique en ce qui concerne le premier objectif (effet des immobilisations orthopédiques en comparaison à une chaussure de sport sur les temps de freinage en conduite réelle) et une différence de 40 ms serait détectable entre deux immobilisations ou entre une immobilisation et la chaussure de sport en conduite réelle. Une taille d'échantillon de 13 sujets est donc adéquate afin de répondre aux deux objectifs de cette étude.

Étant donné la volonté de respecter un échantillon ayant un ratio identique selon le sexe, la taille de l'échantillon a été augmentée à 14 sujets. Cela implique de recruter un minimum de deux participants dans chacun des six sous-groupes (deux sexes et trois classes d'âge) ainsi que deux participants supplémentaires (un homme et une femme) dont la strate d'âge a été décidée aléatoirement.

3.10 Stratégies d'analyse des temps de freinage

L'analyse des temps de freinage se base sur la compilation de deux moyennes : la moyenne top 3 et la moyenne ajustée. La première stratégie consiste en la moyenne des trois meilleurs résultats sur les dix essais enregistrés (moins les essais exclus dont la vitesse au moment du freinage était inférieure à 45 km/h ou supérieure à 55 km/h) pour chacune des épreuves de freinage, pour chacune des variables indépendantes et pour chacun des sujets. Cette stratégie vise à mesurer les meilleures performances de freinage générées par les sujets. Une seconde moyenne dite ajustée se calcule en excluant les essais qui sont en-dessous et au-dessus de deux écarts-types d'une première moyenne des dix essais (moins les essais exclus dont la vitesse au moment du freinage était inférieure à 45 km/h ou supérieure à 55 km/h) pour chacune des épreuves de freinage, pour chacune des variables indépendantes et pour chacun des sujets. L'analyse de la moyenne ajustée permet quant à elle d'évaluer la tendance générale des temps de freinage de chaque sujet, en éliminant les valeurs extrêmes dues à l'anticipation ou à l'inattention. Cette méthode est utilisée par Dr Thérèse Audet² dans ses rapports destinés à la SAAQ. Elle a été employée par Tremblay *et coll.* mais aussi dans d'autres études sur les effets des affections orthopédiques sur les temps de freinage en simulateur. (MARQUES, BARREIROS *et coll.*, 2008; MARQUES, CABRI *et coll.*, 2008)

² Professeure, département de psychologie, Université de Sherbrooke.

3.11 Analyses statistiques

Les caractéristiques sociodémographiques des sujets ont été analysées de manière descriptive sous forme de moyennes et d'écart-types pour les variables continues (âge, poids, taille, mesures du membre inférieur droit, poids des plâtres, expérience de conduite en années, nombre de km parcourus annuellement, nombre d'accidents de la route depuis le début de la conduite, nombre d'infractions au code de la route depuis le début de la conduite) et de fréquences et pourcentages pour les variables catégoriques (sexe, nationalité, ethnie, scolarité, classes de permis de conduire, type de transmission de la voiture habituellement conduite, lieu de résidence, expérience de marche et de conduite avec une immobilisation, prise de médicaments ou de produits naturels, prise de stimulants lors de la journée d'évaluation, allergie(s), utilisation de drogues).

Dans le but de répondre au premier objectif de l'étude (caractériser les effets des immobilisations orthopédiques au membre inférieur droit sur les temps de freinage d'urgence mesurés en conduite réelle sur circuit fermé), des tests non paramétriques de Friedman ont été effectués sur la moyenne top 3 et la moyenne ajustée de chacune des variables de temps de freinage pour les deux épreuves selon le facteur *immobilisation orthopédique*. Si les moyennes des groupes étaient montrées différentes, des tests des rangs signés de Wilcoxon étaient effectués en post-hoc en ajustant le niveau de signification selon la solution de Bonferroni pour 3 tests.

Dans le but de répondre au second objectif (valider le simulateur de conduite utilisé par Tremblay *et coll.* en comparant les résultats obtenus en simulateur à ceux obtenus lors de

la présente étude en conduite réelle), des tests des rangs signés de Wilcoxon ont été effectués pour chaque variable de temps de freinage pour les deux épreuves avec chaque immobilisation orthopédique selon la moyenne top 3 et la moyenne ajustée.

La littérature statistique suggère souvent l'utilisation de la médiane et de l'étendue lorsque des tests non paramétriques sont utilisés puisque souvent la moyenne ne représente pas bien le centre de la distribution. Toutefois, une analyse de la normalité par des méthodes statistiques et graphiques a été préalablement réalisée pour les variables de temps de freinage, et démontre que la grande majorité des variables sont normalement distribuées. À la lumière de cette analyse, afin de faciliter la compréhension et l'interprétation des résultats ainsi que par souci d'uniformité, les moyennes et écarts-types sont présentés et discutés tout au long de cette étude.

3.12 Considérations éthiques

Un effort considérable afin de respecter l'intégrité des participants a été déployé. L'endroit sélectionné pour faire les essais de freinage est une longue ligne droite dépourvue d'obstacles en bordure immédiate de la route et le circuit a été fermé à toute circulation. L'emploi d'une auto-école dotée d'un second frein du côté passager opéré par un instructeur de conduite est une mesure supplémentaire qui a été adoptée afin d'assurer la sécurité des participants. De plus, les essais de freinage ont été faits à une vitesse relativement basse de 50 km/h. Aucun incident en rapport avec la sécurité des participants n'a eu lieu lors de cette étude. La confidentialité des résultats a été assurée par la suppression de tout nom apparaissant sur les feuilles de collecte des données puis par

l'utilisation subséquente de numéros de sujets dont la clé a été conservée séparément. Le protocole de recherche a été approuvé par le Comité d'éthique de la recherche du Centre hospitalier universitaire de Sherbrooke le 9 juillet 2008 (annexe B).

CINQUIÈME CHAPITRE – RÉSULTATS

Le chapitre des résultats se divise en quatre sections. La première décrit les caractéristiques des participants au moment de la présente étude et lors de l'étude en simulateur. La seconde section contient les résultats des temps de freinage d'urgence pour chacune des trois variables indépendantes tandis que la troisième traite des erreurs de freinage commises. Enfin, la dernière section expose la comparaison des résultats de l'étude précédente de Tremblay *et coll.* et de celle-ci dans le but de caractériser la validité du simulateur de conduite.

1. DESCRIPTION DES PARTICIPANTS

Les 14 sujets ont été recrutés parmi les participants de l'étude précédente. Il est à souligner que 15 participants ont été recrutés au total, mais les données du premier participant ont été écartées des analyses pour des raisons techniques (un bris dans la chaîne d'acquisition). Les tableaux suivants (tableau 5-1 et 5-2) présentent les caractéristiques sociodémographiques et cliniques de l'échantillon au moment de la présente étude et lors de l'étude en simulateur. Les tests statistiques démontrent seulement trois différences significatives au niveau des caractéristiques des participants entre les deux études. En effet, les sujets sont plus âgés et légèrement moins pesants au moment de la présente étude par rapport à celle en simulateur. De plus, le poids moyen des plâtres lors de cette étude est légèrement supérieur en comparaison à celui de l'étude précédente.

Le tableau 5-3 résume les impressions de conduite des sujets avec les deux immobilisations orthopédiques lors des essais en circuit fermé. Il est à souligner que la majorité des participants mentionnent qu'ils conduiraient avec leur immobilisation orthopédique. La botte de marche plâtrée semble moins diminuer la sensibilité sous le pied que le Aircast, mais inversement le Aircast semble moins nuisible que la botte de marche plâtrée sur la capacité à conduire une automobile selon l'avis des participants, malgré que les proportions soient relativement similaires entre les deux immobilisations.

Tableau 5-1 Caractéristiques des participants (variables continues) (n=14)

Caractéristiques	Étude en conduite réelle			Étude précédente en simulateur			p ^b
	Moyenne	±	E.T. ^a	Moyenne	±	E.T. ^a	
Âge (années)	43,9	±	12,0	42,3	±	12,0	0,001
Poids (kg)	78,3	±	15,5	80,4	±	16,5	0,041
Taille (m)	1,71	±	0,10	1,71	±	0,10	1,000
Longueur cuisse (cm)	48,7	±	5,4	48,7	±	5,4	1,000
Longueur jambe (cm)	41,3	±	3,6	41,3	±	3,6	1,000
Longueur pied (cm)	24,8	±	1,9	24,8	±	1,9	1,000
Poids des plâtres (g)	521,8	±	22,7	459,7	±	26,6	0,001
Expérience de conduite (années)	24,7	±	10,5	24,4	±	10,9	0,143
Distance parcourue (x 1 000 km/an)	18 214	±	9 250	21 929	±	11 412	0,108
Nombre d'accidents ^c	1,5	±	1,3	1,4	±	1,4	0,854
Nombre d'infractions ^d	2,7	±	4,0	2,1	±	2,8	0,236
Vitesse au freinage (km/h)	49,6	±	2,1	Non applicable			

^a E.T. : écart-type.

^b Test des rangs signés de Wilcoxon.

^c Nombre d'accidents de la route depuis la possession du permis de conduire.

^d Nombre d'infractions au code de la route reconnues par un policier depuis la possession du permis de conduire (sauf les contraventions de stationnement).

Tableau 5-2 Caractéristiques des participants (variables catégoriques) (n=14)

Caractéristiques	Étude en conduite		Étude précédente en		p ^a
	réelle		simulateur		
	Fréquence	(%)	Fréquence	(%)	
Sexe					
Homme	7	(50,0)	7	(50,0)	1,000
Femme	7	(50,0)	7	(50,0)	
Strate d'âge					
[25-40[4	(28,6)	4	(28,6)	1,000
[40-50[4	(28,6)	4	(28,6)	
[50-60[6	(42,9)	6	(42,9)	
Ordre de passage^b					
1. A 2. E 3. P	2	(14,3)	2	(14,3)	1,000
1. A 2. P 3. E	3	(21,4)	3	(21,4)	
1. E 2. A 3. P	2	(14,3)	2	(14,3)	
1. E 2. P 3. A	0	(0,0)	0	(0,0)	
1. P 2. A 3. E	3	(21,4)	3	(21,4)	
1. P 2. E 3. A	4	(28,6)	4	(28,6)	
Nationalité					
Canadienne	14	(100)	14	(100)	1,000
Autre	0	(0,0)	0	(0,0)	
Ethnie					
Caucasienne	14	(100)	14	(100)	1,000
Autre	0	(0,0)	0	(0,0)	
Scolarité^c					
Études secondaires	1	(7,1)	1	(7,1)	0,368
Études professionnelles	1	(7,1)	1	(7,1)	
Études collégiales	6	(42,9)	7	(50,0)	
Études premier cycle universitaire	4	(28,6)	4	(28,6)	
Études graduées	2	(14,3)	1	(7,1)	
Classe de permis de conduire					
5 seulement	12	(85,7)	9	(64,3)	0,219
5 et 6a	1	(7,1)	5	(35,7)	
5 et 4b et 4c	1	(7,1)	0	(0,0)	

Transmission de la voiture habituellement conduite				
	Automatique	9 (64,3)	7 (50,0)	0,223
	Manuelle	3 (21,4)	4 (28,6)	
	Autant l'une que l'autre	2 (14,3)	3 (21,4)	
Lieu de résidence				
	Campagne	0 (0,0)	1 (7,1)	1,000
	Ville	14 (100)	13 (92,9)	
	Métropole	0 (0,0)	0 (0,0)	
Expérience de marche avec une immobilisation				
	Oui	1 (7,1)	1 (7,1)	1,000
	Non	13 (92,9)	13 (92,9)	
Expérience de conduite avec une immobilisation				
	Oui	0 (0,0)	0 (0,0)	1,000
	Non	14 (100)	14 (100)	
Prise de médicaments ou produits naturels				
	Oui	7 (50,0)	6 (42,9)	1,000
	Non	7 (50,0)	8 (57,1)	
Consommation de stimulants lors de la journée d'évaluation				
	Oui	4 (28,6)	1 (7,1)	0,375
	Non	10 (71,4)	13 (92,9)	
Allergie(s)				
	Oui	4 (28,6)	3 (21,4)	1,000
	Non	10 (71,4)	11 (78,6)	
Utilisation de drogues				
	Oui	0 (0,0)	0 (0,0)	1,000
	Non	14 (100)	14 (100)	

^a Test du χ^2 de McNemar.

^b A : aircast, E : espadrilles, P : plâtre.

^c Dernier niveau scolaire réussi.

Tableau 5-3 Impressions de conduite avec les immobilisations orthopédiques en conduite réelle

Questions	Fréquence	(%)
Est-ce que le plâtre diminue la sensibilité sous le pied?		
Non	2	(14,3)
Oui légèrement	6	(42,9)
Oui beaucoup	6	(42,9)
Total	14	(100)
Est-ce que le Aircast diminue la sensibilité sous le pied?		
Non	1	(7,1)
Oui légèrement	4	(28,6)
Oui beaucoup	9	(64,3)
Total	14	(100)
Est-ce que le plâtre diminue votre aptitude à conduire une automobile?		
Non	1	(7,1)
Oui légèrement	8	(57,1)
Oui beaucoup	5	(35,7)
Total	14	(100)
Est-ce que le Aircast diminue votre aptitude à conduire une automobile?		
Non	2	(14,3)
Oui légèrement	3	(21,4)
Oui beaucoup	9	(64,3)
Total	14	(100)
Conduiriez-vous avec le plâtre?		
Non	2	(14,3)
Oui	4	(28,6)
Oui en modifiant ma conduite	8	(57,1)
Total	14	(100)
Conduiriez-vous avec le Aircast?		
Non	4	(28,6)
Oui	4	(28,6)
Oui en modifiant ma conduite	6	(42,9)
Total	14	(100)

2. TEMPS DE FREINAGE D'URGENCE MESURÉS EN CONDUITE RÉELLE

Cette section présente les résultats des différentes variables de temps de freinage d'urgence en conduite réelle sur circuit fermé, pour chacune des trois variables indépendantes et pour chacune des deux épreuves (freinage simple et freinage avec attention divisée). Les résultats ont été analysés par la moyenne top 3 (moyenne des trois meilleurs essais) et la moyenne ajustée (moyenne qui exclue les essais qui sont en-dessous et au-dessus de deux écarts-types d'une première moyenne de tous les essais retenus).

2.1 Temps neurologique

Tableau 5-4 Temps neurologiques en conduite réelle lors du freinage simple et du freinage avec attention divisée (n=14)

Variable indépendante	Freinage simple		Freinage avec attention divisée	
	Moyenne top 3 ± E.T. ^a (s)	Moyenne ajustée ± E.T. ^a (s)	Moyenne top 3 ± E.T. ^a (s)	Moyenne ajustée ± E.T. ^a (s)
Espadrilles	0,178 ± 0,029	0,260 ± 0,055	0,221 ± 0,053	0,328 ± 0,133
Aircast	0,185 ± 0,038	0,260 ± 0,059	0,204 ± 0,042	0,293 ± 0,077
Plâtre	0,200 ± 0,045	0,284 ± 0,079	0,210 ± 0,052	0,304 ± 0,102
p ^b	0,257	0,395	0,926	0,794

^a E.T. : écart-type.

^b Test de Friedman.

Les tests statistiques ne dénotent aucune différence significative entre les temps neurologiques des trois variables indépendantes, et ce pour les deux épreuves. Il est toutefois à souligner que les moyennes (top 3 et ajustées) des deux immobilisations

orthopédiques sont légèrement inférieures à celles de la chaussure de sport pour l'épreuve de freinage avec attention divisée (entre 11 et 35 ms plus courtes) sans toutefois que ces différences ne soient significatives. Inversement, les temps neurologiques des deux immobilisations orthopédiques sont égaux, même légèrement supérieurs à ceux de la chaussure de sport pour le freinage simple.

2.2 Temps de mouvement à chaîne ouverte

Tableau 5-5 Temps de mouvement à chaîne ouverte en conduite réelle lors du freinage simple et du freinage avec attention divisée (n=14)

Variable indépendante	Freinage simple		Freinage avec attention divisée	
	Moyenne top 3 ± E.T. ^a (s)	Moyenne ajustée ± E.T. ^a (s)	Moyenne top 3 ± E.T. ^a (s)	Moyenne ajustée ± E.T. ^a (s)
Espadrilles	0,180 ± 0,038	0,205 ± 0,030	0,191 ± 0,023	0,210 ± 0,024
Aircast	0,219 ± 0,035	0,250 ± 0,041	0,229 ± 0,037	0,260 ± 0,044
Plâtre	0,225 ± 0,042	0,248 ± 0,041	0,227 ± 0,040	0,253 ± 0,047
p ^b	0,002	0,004	0,003	0,003

^a E.T. : écart-type.

^b Test de Friedman.

Analyses post-hoc :

Épreuve de freinage	Stratégie d'analyse	Comparaison	p ^a
Simple	Moyenne top 3	Espadrilles vs. Aircast	0,002
		Espadrilles vs. plâtre	0,002
		Aircast vs. plâtre	0,116
	Moyenne ajustée	Espadrilles vs. Aircast	0,002
		Espadrilles vs. plâtre	0,002
		Aircast vs. plâtre	0,851
Avec attention divisée	Moyenne top 3	Espadrilles vs. Aircast	0,004
		Espadrilles vs. plâtre	0,007
		Aircast vs. plâtre	0,875
	Moyenne ajustée	Espadrilles vs. Aircast	0,002
		Espadrilles vs. plâtre	0,006
		Aircast vs. plâtre	0,551

^a Test des rangs signés de Wilcoxon avec ajustement du niveau de signification selon la solution de Bonferroni pour trois tests.

Pour le temps de mouvement à chaîne ouverte, les tests de Friedman démontrent des différences significatives entre les trois variables indépendantes à chacune des deux épreuves. Les résultats des analyses post-hoc révèlent que les moyennes sont inférieures pour la chaussure de sport en comparaison au Aircast et au plâtre (entre 36 et 50 ms plus courtes selon l'épreuve et la stratégie d'analyse). Toutefois, aucune différence significative n'est présente entre les moyennes du Aircast et du plâtre.

2.3 Temps de mouvement à chaîne fermée 100 N

Tableau 5-6 Temps de mouvement à chaîne fermée 100 N en conduite réelle lors du freinage simple et du freinage avec attention divisée (n=14)

Variable indépendante	Freinage simple		Freinage avec attention divisée	
	Moyenne top 3 ± E.T. ^a (s)	Moyenne ajustée ± E.T. ^a (s)	Moyenne top 3 ± E.T. ^a (s)	Moyenne ajustée ± E.T. ^a (s)
Espadrilles	0,040 ± 0,012	0,055 ± 0,022	0,049 ± 0,018	0,064 ± 0,030
Aircast	0,036 ± 0,016	0,046 ± 0,017	0,044 ± 0,021	0,058 ± 0,028
Plâtre	0,036 ± 0,015	0,049 ± 0,018	0,042 ± 0,021	0,055 ± 0,022
p ^b	0,223	0,526	0,116	0,116

^a E.T. : écart-type.

^b Test de Friedman.

Pour le temps de mouvement à chaîne fermée 100 N, les analyses statistiques ne dénotent aucune différence significative entre les trois variables indépendantes pour les deux épreuves de freinage. Toutefois, il est à remarquer que les moyennes des deux immobilisations orthopédiques sont légèrement inférieures à celles de la chaussure de

sport (entre 4 et 9 ms plus courtes selon l'épreuve et la stratégie d'analyse) sans toutefois que ces différences ne soient significatives.

2.4 Temps de mouvement à chaîne fermée 200 N

L'analyse des résultats révèle que 22,9 % de tous les freinages d'urgence (174 freinages sur un total de 759 essais retenus) ont été effectués sans atteindre une force de 200 N sur le frein. Les investigateurs ont donc décidé de ne pas inclure les variables de temps de freinage reliées à une force de 200 N sur le frein, dont le temps de mouvement à chaîne fermée 200 N.

2.5 Temps de réaction de freinage

Tableau 5-7 Temps de réaction de freinage en conduite réelle lors du freinage simple et du freinage avec attention divisée (n=14)

Variable indépendante	Freinage simple		Freinage avec attention divisée	
	Moyenne top 3 ± E.T. ^a (s)	Moyenne ajustée ± E.T. ^a (s)	Moyenne top 3 ± E.T. ^a (s)	Moyenne ajustée ± E.T. ^a (s)
Espadrilles	0,394 ± 0,040	0,464 ± 0,061	0,433 ± 0,062	0,541 ± 0,141
Aircast	0,442 ± 0,058	0,512 ± 0,084	0,471 ± 0,070	0,555 ± 0,092
Plâtre	0,450 ± 0,068	0,536 ± 0,112	0,468 ± 0,060	0,565 ± 0,110
p ^b	0,011	0,004	0,009	0,232

^a E.T. : écart-type.

^b Test de Friedman.

Analyses post-hoc :

Épreuve de freinage	Stratégie d'analyse	Comparaison	p ^a
Simple	Moyenne top 3	Espadrilles vs. Aircast	0,005
		Espadrilles vs. plâtre	0,004
		Aircast vs. plâtre	0,221
	Moyenne ajustée	Espadrilles vs. Aircast	0,022
		Espadrilles vs. plâtre	0,005
		Aircast vs. plâtre	0,124
Avec attention divisée	Moyenne top 3	Espadrilles vs. Aircast	0,055
		Espadrilles vs. plâtre	0,016
		Aircast vs. plâtre	0,470

^a Test des rangs signés de Wilcoxon avec ajustement du niveau de signification selon la solution de Bonferroni pour trois tests.

Pour la première épreuve (freinage simple), les analyses statistiques démontrent des différences significatives entre les temps de réaction de freinage des trois variables indépendantes, et ce avec la moyenne top 3 et la moyenne ajustée, alors que pour la

seconde épreuve (freinage avec attention divisée), ces différences significatives ne se retrouvent qu'avec la moyenne top 3. Les analyses post-hoc soulignent ensuite que les moyennes pour la chaussure de sport sont inférieures à celles du plâtre pour la première et la seconde épreuve en utilisant la moyenne top 3. Les temps de réaction de freinage sont également plus courts pour la chaussure de sport par rapport au Aircast mais seulement pour la première épreuve en utilisant la moyenne top 3. Enfin, les analyses statistiques ne dénotent aucune différence significative entre les moyennes de temps de réaction de freinage lors de la seconde épreuve.

2.6 Temps total de freinage 100 N

Tableau 5-8 Temps total de freinage 100 N en conduite réelle lors du freinage simple et du freinage avec attention divisée (n=14)

Variable indépendante	Freinage simple		Freinage avec attention divisée	
	Moyenne top 3 ± E.T. ^a (s)	Moyenne ajustée ± E.T. ^a (s)	Moyenne top 3 ± E.T. ^a (s)	Moyenne ajustée ± E.T. ^a (s)
Espadrilles	0,444 ± 0,049	0,524 ± 0,075	0,492 ± 0,077	0,611 ± 0,154
Aircast	0,492 ± 0,068	0,558 ± 0,088	0,530 ± 0,088	0,614 ± 0,104
Plâtre	0,499 ± 0,074	0,585 ± 0,119	0,525 ± 0,083	0,620 ± 0,128
p ^b	0,002	0,002	0,025	0,199

^a E.T. : écart-type.

^b Test de Friedman.

Analyses post-hoc:

Épreuve de freinage	Stratégie d'analyse	Comparaison	p ^a
Simple	Moyenne top 3	Espadrilles vs. Aircast	0,005
		Espadrilles vs. plâtre	0,002
		Aircast vs. plâtre	0,510
	Moyenne ajustée	Espadrilles vs. Aircast	0,035
		Espadrilles vs. plâtre	0,005
		Aircast vs. plâtre	0,064
Avec attention divisée	Moyenne top 3	Espadrilles vs. Aircast	0,075
		Espadrilles vs. plâtre	0,060
		Aircast vs. plâtre	0,221

^a Test des rangs signés de Wilcoxon avec ajustement du niveau de signification selon la solution de Bonferroni pour trois tests.

Pour la première épreuve (freinage simple), les analyses statistiques démontrent des différences significatives entre les temps total de freinage 100 N des trois variables

indépendantes, et ce avec la moyenne top 3 et la moyenne ajustée, alors que pour la seconde épreuve (freinage avec attention divisée), ces différences significatives ne se retrouvent qu'avec la moyenne top 3. Les analyses post-hoc soulignent ensuite que les moyennes pour la chaussure de sport sont inférieures à celles du plâtre pour la première épreuve seulement. Les moyennes pour la chaussure de sport sont également inférieures à celles du Aircast mais seulement pour la première épreuve avec la moyenne top 3 comme stratégie d'analyse. Enfin, aucune différence significative n'est présente entre les trois variables indépendantes lors de la seconde épreuve de freinage.

2.7 Temps total de freinage 200 N

Tel que souligné plus haut, l'analyse des résultats révèle que 22,9 % de tous les freinages d'urgence (174 freinages sur un total de 759 essais retenus, tous sujets confondus) ont été effectués sans atteindre une force de 200 N sur le frein. Les investigateurs ont donc décidé de ne pas inclure les variables de temps de freinage reliées à une force de 200 N sur le frein, dont le temps total de freinage 200 N.

3. ERREURS DE FREINAGE COMMISES EN CONDUITE RÉELLE

Une analyse descriptive des erreurs commises lors du maniement des pédales a été effectuée sur l'ensemble des freinages lors des deux épreuves pour tous les sujets et pour chacune des variables indépendantes. Le tableau 5-9 présente ces résultats. Le plus grand taux d'erreur est observé avec le Aircast alors que la chaussure de sport et la botte de marche plâtrée engendrent des taux d'erreur similaires à quelques décimales près.

Tableau 5-9 Erreurs de freinage commises en conduite réelle pour chacune des variables indépendantes

Variable indépendante	Fréquence		Taux d'erreur (%)
	Erreurs ^a	Freinages ^a	
Espadrilles	3	277	1,08
Aircast	18	279	6,45
Plâtre	4	276	1,45

^a Tous sujets (n=14) et épreuves (freinage simple et freinage avec attention divisée) confondus.

4. COMPARAISON DES RÉSULTATS OBTENUS EN SIMULATEUR ET EN CONDUITE RÉELLE

La prochaine section expose les comparaisons entre les résultats obtenus lors de la précédente étude en simulateur de conduite et de cette étude en conduite réelle. Les moyennes (moyenne top 3 et moyenne ajustée) obtenues en simulateur et en conduite réelle ont donc été comparées par des tests des rangs signés de Wilcoxon pour chacune des variables de temps de freinage, pour chaque variable indépendante et pour chacune des deux épreuves de freinage.

4.1 Temps neurologique

Tableau 5-10 Comparaison des moyennes top 3 et ajustées du temps neurologique en conduite réelle et en simulateur (n=14)

Variable indépendante	Épreuve ^b	Moyenne top 3 ± E.T. ^a (s)			Moyenne ajustée ± E.T. ^a (s)		
		Conduite réelle	Simulateur	p ^c	Conduite réelle	Simulateur	p ^c
Espadrilles	1	0,178 ± 0,029	0,175 ± 0,029	0,875	0,260 ± 0,055	0,202 ± 0,033	0,001
	2	0,221 ± 0,053	0,214 ± 0,044	0,507	0,328 ± 0,133	0,260 ± 0,042	0,055
Aircast	1	0,185 ± 0,038	0,176 ± 0,024	0,245	0,260 ± 0,059	0,206 ± 0,027	0,001
	2	0,209 ± 0,044	0,227 ± 0,041	0,363	0,298 ± 0,077	0,275 ± 0,041	0,221
Plâtre	1	0,200 ± 0,045	0,175 ± 0,022	0,056	0,284 ± 0,079	0,207 ± 0,024	0,002
	2	0,211 ± 0,050	0,228 ± 0,042	0,177	0,308 ± 0,099	0,271 ± 0,044	0,124

^a E.T. : écart-type.

^b Épreuve 1 : freinage simple, épreuve 2 : freinage avec attention divisée.

^c Test des rangs signés de Wilcoxon.

Pour le temps neurologique, les analyses statistiques ne montrent aucune différence significative entre les moyennes top 3 obtenues en simulateur et en conduite réelle. D'ailleurs, aucune tendance n'est observée entre ces moyennes top 3 : les valeurs sont parfois supérieures en conduite réelle, parfois supérieures en simulateur. Par contre, les moyennes ajustées en conduite réelle sont supérieures pour toutes les variables indépendantes et pour chacune des épreuves (de 23 à 77 ms plus longues par rapport au simulateur). Pour la première épreuve (freinage simple), les tests statistiques révèlent des différences significatives entre les trois variables indépendantes (espadrilles, Aircast et plâtre), ce qui n'est pas observé pour la seconde épreuve (freinage avec attention divisée).

4.2 Temps de mouvement à chaîne ouverte

Tableau 5-11 Comparaison des moyennes top 3 et ajustées du temps de mouvement à chaîne ouverte en conduite réelle et en simulateur (n=14)

Variable indépendante	Épreuve ^b	Moyenne top 3 ± E.T. ^a (s)			Moyenne ajustée ± E.T. ^a (s)		
		Conduite réelle	Simulateur	p ^c	Conduite réelle	Simulateur	p ^c
Espadrilles	1	0,180 ± 0,038	0,150 ± 0,035	0,030	0,205 ± 0,030	0,170 ± 0,032	0,009
	2	0,191 ± 0,023	0,162 ± 0,025	0,016	0,210 ± 0,024	0,179 ± 0,025	0,011
Aircast	1	0,219 ± 0,035	0,176 ± 0,048	0,002	0,250 ± 0,041	0,207 ± 0,046	0,005
	2	0,227 ± 0,036	0,194 ± 0,034	0,008	0,258 ± 0,044	0,213 ± 0,035	0,006
Plâtre	1	0,225 ± 0,042	0,183 ± 0,052	0,006	0,248 ± 0,041	0,206 ± 0,054	0,004
	2	0,224 ± 0,039	0,183 ± 0,038	0,002	0,250 ± 0,046	0,209 ± 0,035	0,003

^a E.T. : écart-type.

^b Épreuve 1 : freinage simple, épreuve 2 : freinage avec attention divisée.

^c Test des rangs signés de Wilcoxon.

Pour le temps de mouvement à chaîne ouverte, les analyses statistiques montrent des différences significatives entre les moyennes top 3 et ajustées en simulateur et en conduite réelle, et ce pour toutes les variables indépendantes et pour les deux épreuves de freinage (freinage simple et freinage avec attention divisée). Les temps de mouvement à chaîne ouverte sont supérieurs d'environ 40 ms en conduite réelle par rapport au simulateur (les différences se situent entre 29 et 45 ms selon les variables indépendantes et les épreuves).

4.3 Temps de mouvement à chaîne fermée 100 N

Tableau 5-12 Comparaison des moyennes top 3 et ajustées du temps de mouvement à chaîne fermée 100 N en conduite réelle et en simulateur (n=14)

Variable indépendante	Épreuve ^b	Moyenne top 3 ± E.T. ^a (s)			Moyenne ajustée ± E.T. ^a (s)		
		Conduite réelle	Simulateur	p ^c	Conduite réelle	Simulateur	p ^c
Espadrilles	1	0,040 ± 0,012	0,008 ± 0,008	0,001	0,055 ± 0,022	0,012 ± 0,011	0,001
	2	0,049 ± 0,018	0,010 ± 0,011	0,001	0,064 ± 0,030	0,014 ± 0,014	0,001
Aircast	1	0,036 ± 0,016	0,003 ± 0,001	0,001	0,046 ± 0,017	0,004 ± 0,002	0,001
	2	0,045 ± 0,021	0,004 ± 0,001	0,001	0,059 ± 0,027	0,005 ± 0,002	0,001
Plâtre	1	0,036 ± 0,015	0,011 ± 0,004	0,001	0,049 ± 0,018	0,016 ± 0,005	0,001
	2	0,042 ± 0,020	0,012 ± 0,005	0,001	0,055 ± 0,021	0,017 ± 0,005	0,001

^a E.T. : écart-type.

^b Épreuve 1 : freinage simple, épreuve 2 : freinage avec attention divisée.

^c Test des rangs signés de Wilcoxon.

Pour le temps de mouvement à chaîne fermée 100 N, les analyses statistiques montrent des différences significatives entre les moyennes top 3 et ajustées en simulateur et en conduite réelle, et ce pour toutes les variables indépendantes et pour les deux épreuves de freinage (freinage simple et freinage avec attention divisée). Les temps de mouvement à chaîne fermée 100 N sont supérieurs d'environ 40 ms en conduite réelle par rapport au simulateur (les différences se situent entre 25 et 54 ms selon les variables indépendantes et les épreuves).

4.4 Temps de mouvement à chaîne fermée 200 N

Tel que discuté plus haut, les variables de temps de freinage reliées à une force de 200 N sur le frein n'ont pas été retenues dans l'étude en conduite réelle puisque près du quart (22,9 %) de tous les freinages d'urgence (tous sujets confondus) n'ont pas atteint cette force. Ainsi, les comparaisons entre le simulateur et la conduite réelle n'ont pas été effectuées sur ces variables.

4.5 Temps de réaction de freinage

Tableau 5-13 Comparaison des moyennes top 3 et ajustées du temps de réaction de freinage en conduite réelle et en simulateur (n=14)

Variable indépendante	Épreuve ^b	Moyenne top 3 ± E.T. ^a (s)			Moyenne ajustée ± E.T. ^a (s)		
		Conduite réelle	Simulateur	p ^c	Conduite réelle	Simulateur	p ^c
Espadrilles	1	0,394 ± 0,040	0,340 ± 0,053	0,008	0,464 ± 0,061	0,370 ± 0,051	0,001
	2	0,433 ± 0,062	0,390 ± 0,054	0,028	0,541 ± 0,141	0,439 ± 0,053	0,009
Aircast	1	0,442 ± 0,058	0,372 ± 0,060	0,002	0,512 ± 0,084	0,414 ± 0,057	0,002
	2	0,473 ± 0,067	0,438 ± 0,068	0,177	0,558 ± 0,089	0,488 ± 0,069	0,030
Plâtre	1	0,450 ± 0,068	0,369 ± 0,068	0,001	0,536 ± 0,112	0,411 ± 0,066	0,001
	2	0,465 ± 0,059	0,430 ± 0,067	0,004	0,566 ± 0,106	0,478 ± 0,065	0,002

^a E.T. : écart-type.

^b Épreuve 1 : freinage simple, épreuve 2 : freinage avec attention divisée.

^c Test des rangs signés de Wilcoxon.

Pour le temps de réaction de freinage, les analyses statistiques montrent des différences significatives entre les moyennes top 3 et ajustées en simulateur et en conduite réelle, et

ce pour toutes les variables indépendantes et pour les deux épreuves de freinage (simple et avec attention divisée) à une seule exception près (avec le Aircast lors de la seconde épreuve en utilisant la moyenne top 3 comme stratégie d'analyse). Lorsque la moyenne top 3 est utilisée, les temps de réaction de freinage sont supérieurs d'environ 50 ms en conduite réelle par rapport au simulateur (les différences se situent entre 35 et 81 ms selon les variables indépendantes et les épreuves). Lorsque la moyenne ajustée est employée, les différences entre la conduite réelle et le simulateur sont légèrement plus grandes, et varient dans ce cas entre 70 et 125 ms selon les variables indépendantes et les épreuves.

4.6 Temps total de freinage 100 N

Tableau 5-14 Comparaison des moyennes top 3 et ajustées du temps total de freinage 100 N en conduite réelle et en simulateur (n=14)

Variable indépendante	Épreuve ^b	Moyenne top 3 ± E.T. ^a (s)			Moyenne ajustée ± E.T. ^a (s)		
		Conduite réelle	Simulateur	p ^c	Conduite réelle	Simulateur	p ^c
Espadrilles	1	0,444 ± 0,049	0,353 ± 0,055	0,001	0,524 ± 0,075	0,383 ± 0,056	0,001
	2	0,492 ± 0,077	0,404 ± 0,064	0,005	0,611 ± 0,154	0,456 ± 0,067	0,003
Aircast	1	0,492 ± 0,068	0,381 ± 0,057	0,001	0,558 ± 0,088	0,419 ± 0,060	0,001
	2	0,533 ± 0,086	0,443 ± 0,069	0,008	0,618 ± 0,101	0,493 ± 0,070	0,004
Plâtre	1	0,499 ± 0,074	0,387 ± 0,064	0,001	0,585 ± 0,119	0,428 ± 0,064	0,001
	2	0,522 ± 0,080	0,452 ± 0,064	0,002	0,621 ± 0,123	0,496 ± 0,064	0,002

^a E.T. : écart-type.

^b Épreuve 1 : freinage simple, épreuve 2 : freinage avec attention divisée.

^c Test des rangs signés de Wilcoxon.

Pour le temps total de freinage 100 N, les analyses statistiques montrent des différences significatives entre les moyennes top 3 et ajustées en simulateur et en conduite réelle, et ce pour toutes les variables indépendantes et pour les deux épreuves de freinage (freinage simple et freinage avec attention divisée). Lorsque la moyenne top 3 est utilisée, les temps de réaction de freinage sont supérieurs d'environ 95 ms en conduite réelle par rapport au simulateur (les différences se situent entre 70 et 112 ms selon les variables indépendantes et les épreuves). Lorsque la moyenne ajustée est employée, les différences entre la conduite réelle et le simulateur sont légèrement plus grandes, et varient dans ce cas entre 125 et 157 ms selon les variables indépendantes et les épreuves.

4.7 Temps total de freinage 200 N

Tel que discuté plus haut, les variables de temps de freinage reliées à une force de 200 N sur le frein n'ont pas été retenues dans l'étude en conduite réelle puisque près du quart (22,9 %) de tous les freinages d'urgence n'ont pas atteint cette force. Ainsi, les comparaisons entre le simulateur et la conduite réelle n'ont pas été effectuées sur ces variables.

SIXIÈME CHAPITRE – DISCUSSION

Ce chapitre se divise en quatre sections distinctes. La première section traite des aspects méthodologiques de cette étude en relation à la validité interne. La seconde aborde chaque question de recherche avec une analyse détaillée des résultats. La troisième section porte sur la validité externe de cette étude. Enfin, une discussion sur les retombées de la recherche et les étapes à venir vient clore ce chapitre.

1. VALIDITÉ INTERNE DE L'ÉTUDE

Avant d'aborder la discussion sur les résultats qui relèvent de chacune des trois questions de recherche, il est important de s'interroger sur la validité interne de cette étude. Cela ne peut se faire qu'avec une analyse détaillée des biais susceptibles d'affecter l'interprétation des résultats.

1.1 Dispositif de recherche

Un dispositif expérimental à mesures répétées identique à celui des travaux en simulateur a été retenu pour cette étude. Selon ce devis, les sujets sont évalués en portant successivement les trois variables indépendantes, dont deux immobilisations orthopédiques et une espadrille. De ce fait, chaque participant est aussi son propre témoin, ce qui augmente la validité du dispositif. Lors de l'étude en simulateur, un ordre de

passage selon les trois variables indépendantes a été assigné aléatoirement à chacun des 48 sujets de façon à diluer le biais d'apprentissage potentiel. Le même ordre de passage a été appliqué à chacun des 14 participants de cette étude afin de maintenir ce même biais d'apprentissage et ainsi d'augmenter la validité des comparaisons entre les deux études (second objectif). Toutefois, qu'en est-il de la validité du premier objectif (caractériser les effets des immobilisations orthopédiques au membre inférieur droit sur les temps de freinage mesurés en conduite réelle) en regard de cette stratégie? Le prochain paragraphe fait la lumière sur ce point.

1.2 Biais d'apprentissage

Un total de six combinaisons découle de l'ordre de passage aléatoire selon les trois variables indépendantes. Lors de l'étude en simulateur, un total de 48 sujets ont été recrutés, et l'assignation aléatoire de l'ordre de passage s'est faite de manière à obtenir huit participants pour chacune des six combinaisons. Les investigateurs de cette première étude peuvent donc être parfaitement rassurés quant au contrôle du biais d'apprentissage potentiel. Or, la situation de la présente étude est différente puisqu'il est impossible d'exercer un contrôle impeccable de ce biais avec une taille d'échantillon de 14 participants, et une majoration de la taille d'échantillon pour obtenir un multiple de 6 (donc 18 sujets) aurait été difficile étant donné les contraintes budgétaires et temporelles. Malgré tout, le tableau 5-2 (chapitre résultats) indique que les combinaisons sont relativement bien distribuées entre les participants, malgré une absence de la combinaison : 1. Espadrilles 2. Plâtre 3. Aircast. Le biais d'apprentissage lié à l'ordre de passage est donc contrôlé de façon acceptable, mais pas aussi impeccable que lors de la

première étude. Il importe toutefois de rappeler que ce biais est susceptible d'affecter seulement la validité interne des résultats du premier objectif puisque la stratégie de conserver le même ordre de passage en simulateur et en conduite réelle pour chacun des 14 participants ne peut qu'être bénéfique à la validité des résultats du second objectif.

1.3 Biais de sélection

Les participants de l'étude en simulateur et de celle-ci ont été sélectionnés par une méthode d'échantillonnage non probabiliste de convenance. Il est possible, et même probable, que le choix de cette stratégie d'échantillonnage entraîne des biais de sélection. Par exemple, les sujets ayant accepté de participer à ces deux études sont possiblement de meilleurs conducteurs que la population des conducteurs en général. Cependant, le dispositif expérimental à mesures répétées permet de limiter ce biais puisque chaque sujet est son propre témoin, diminuant grandement la variabilité inter-sujets. La situation est toutefois différente pour la validité externe, car dans ce cas les caractéristiques particulières des participants peuvent influencer sur la généralisation des résultats à d'autres populations. Ce point sera abordé un peu plus loin. En ce qui concerne le choix de recruter un sous-échantillon des participants de l'étude en simulateur pour la présente étude, la validité interne des comparaisons entre ces deux études ne peut qu'être bonifiée puisque la variabilité inter-sujets s'en trouve pratiquement supprimée par cette stratégie.

1.4 Biais de l'expérimentateur

Le biais de l'expérimentateur se rapporte à la connaissance des hypothèses de recherche et l'effet de ses connaissances sur son approche, car il peut arriver que l'expérimentateur intervienne de façon biaisée lors des différentes évaluations en fonction de sa connaissance des hypothèses de recherche. Dans le cadre de cette étude, la standardisation du déroulement des évaluations ainsi que des protocoles d'utilisation des différents instruments de mesure permet de limiter ce biais. De plus, aucun biais ne peut venir de l'expérimentateur lors des mesures des temps de freinage d'urgence. En effet, celui-ci ne peut influencer l'enregistrement des données par les appareils à bord de la voiture. Quant à la procédure de traitement des données, elle ne peut être biaisée puisqu'elle est réalisée par un seul et même investigateur (JCM) qui, de toute façon, ne peut intervenir dans la détermination des moments-clés du freinage d'urgence (déclenchement du dispositif lumineux, début du retrait du pied de l'accélérateur, etc.) puisqu'ils le sont de façon automatique par la routine de traitement des données. Enfin, les questionnaires ont été administrés par l'investigateur principal de cette étude ou de la précédente étude en simulateur (MAT), ce dernier ayant formé adéquatement le premier à l'administration de ces questionnaires avant de débiter la collecte des données. Il aurait été toutefois préférable de confier la tâche d'administrer les questionnaires à un évaluateur complètement indépendant à l'étude, ce qui n'a pas été fait pour des raisons logistiques. Cela dit, il est tout de même peu probable qu'un biais de l'expérimentateur puisse affecter les résultats de cette étude.

1.5 Biais de maturation et facteurs de confusion

Une attention particulière doit être portée au fait qu'il s'est écoulé un délai approximatif d'une année entre l'étude en simulateur et celle en conduite réelle. Ce délai est d'ailleurs reflété par une différence significative ($p=0,001$) entre l'âge moyen des participants au moment de l'étude en simulateur ($42,3\pm 12,0$ ans) et lors de la présente étude ($43,9\pm 12,0$ ans) (tableau 5-1 du chapitre résultats). Un biais de maturation des participants, en l'occurrence un gain d'expérience en tant que conducteur, est donc susceptible de teinter la validité interne des comparaisons entre les deux études dans le cadre du second objectif. Bien entendu, cet énoncé est exact dans la mesure où il est possible de s'améliorer au fil du temps dans la tâche de freinage d'urgence. Toutefois, selon la loi de Fitts (FITTS, 1954), pour une tâche apprise tel qu'un freinage, la durée du mouvement du pied vers le frein devrait être constante pour un même individu dans une même configuration de conduite (TANAKA *et coll.*, 2006), ce qui minimise la probabilité d'un biais de maturation dans l'interprétation des résultats. De plus, il est peu probable que le vieillissement des participants et le déclin de certaines aptitudes liées à la conduite automobile qui y est associé (GREEN, 2000) aient affecté les résultats, considérant la moyenne d'âge relativement jeune ($43,9\pm 12,0$ ans) des participants.

Dans le même ordre d'idées, certains facteurs de confusion non contrôlés peuvent aussi entacher la validité interne du second objectif. À titre d'exemple, aucun contrôle n'a été exercé pour conserver le même moment d'évaluation au cours de la journée en conduite réelle que celui en simulateur, ce qui peut influencer le degré de fatigue des sujets.

Cependant, il est difficile d'estimer à quel point ces éléments ont un impact important sur les performances de freinage d'urgence des participants jusqu'à biaiser les résultats.

Enfin, il faut souligner que ni le biais de maturation, ni les facteurs de confusion mentionnés précédemment ne sont susceptibles d'entacher la validité interne du premier objectif de caractérisation des effets des immobilisations orthopédiques sur la conduite réelle. En effet, le devis expérimental retenu permet de contrôler ces biais potentiels.

1.6 Erreurs systématiques dues à l'instrumentation

Le contrôle des erreurs systématiques dues à l'instrumentation résulte d'une alliance de plusieurs facteurs. En ce qui concerne la mesure des temps de freinage d'urgence, les cellules de charges utilisées ont des spécifications connues et garanties par le fabricant via un certificat de calibration. De plus, elles ont été testées préalablement avec la chaîne d'acquisition complète sur une plate-forme de force (dont la fidélité et la validité sont connues) afin de valider les forces mesurées. Enfin, la chaîne d'acquisition a été construite de façon à éviter les délais internes causés par l'utilisation d'un ordinateur. En tenant compte de tous ces facteurs ainsi que de la procédure informatique automatisée de traitement des données, la précision sur la mesure des temps de freinage est estimée à 2 ms. Quant à la précision sur la mesure de la vitesse du véhicule au moment du freinage, la fiche technique du GPS indique une précision de 0,1 m/s (0,36 km/h). Finalement, la conception, la calibration et l'entretien régulier de la chaîne d'acquisition ont été réalisés par un ingénieur électrique afin de s'assurer de la stabilité des instruments de mesure et du contrôle des erreurs systématiques.

1.7 Choix des méthodes statistiques

Le choix des méthodes statistiques utilisées doit également faire l'objet d'une discussion dans le jugement de la validité interne d'une étude. Dans cette étude, la taille de l'échantillon est adéquate pour permettre suffisamment de puissance afin d'établir des différences statistiquement significatives au niveau des temps de freinage d'urgence. Un ensemble de tests non paramétriques est utilisé pour démontrer ces différences, puisque la taille d'échantillon est de seulement 14 sujets. La littérature statistique souligne toutefois qu'il est possible d'utiliser des tests paramétriques avec une taille d'échantillon inférieure à 30 sujets lorsque les variables sont normalement distribuées. Ainsi, une analyse de la normalité par les méthodes statistiques et graphiques a été réalisée pour l'ensemble des variables de temps de freinage. Les résultats démontrent que la majorité des variables sont tout de même normalement distribuées. Le cas échéant, les tests paramétriques ont été tentés, les valeurs p variant légèrement, mais les conclusions restent les mêmes. Toutefois, pour des raisons d'uniformité et de simplification dans l'interprétation des résultats, les tests non paramétriques ont été conservés pour toutes les variables de temps de freinage d'urgence.

1.8 Jugement sur la validité interne

Les paragraphes précédents dressent un bilan des biais potentiels liés aux résultats de cette étude et permettent d'affirmer globalement que la validité interne est adéquate dans son ensemble. Plus spécifiquement, les bases de cette affirmation reposent sur le choix d'un dispositif ayant une validité interne forte, une assignation aléatoire d'un ordre de passage

selon les trois variables indépendantes, le recrutement d'un sous-échantillon de l'étude précédente, l'application d'un protocole bien standardisé, l'utilisation d'instruments de mesure précis et bien calibrés, une procédure de traitement des données automatisée par une routine d'analyse informatique et une analyse des données qui se fonde à la fois sur des tests paramétriques et non paramétriques.

2. DISCUSSION SUR LES QUESTIONS DE RECHERCHE

L'objectif de cette étude était double. Dans un premier temps, il était question de déterminer les effets de deux immobilisations orthopédiques au membre inférieur droit sur les temps de freinage d'urgence mesurés en conduite réelle. Dans un second temps, il s'agissait d'étudier la validité du simulateur de conduite utilisé dans le cadre d'une étude antérieure similaire. Dans le but de répondre à ces deux objectifs, trois questions de recherche ont été formulées et sont discutées en relation avec leurs résultats respectifs dans les prochains paragraphes.

2.1 Première question de recherche

La première question visait à mesurer l'effet d'un Aircast et d'une botte de marche au membre inférieur droit sur les temps de freinage d'urgence lors d'essais en conduite réelle. D'une part, le fait de porter ou non une immobilisation orthopédique Aircast ou une botte de marche à son membre inférieur droit ne semble pas influencer le temps neurologique, comme en témoigne les différences non significatives observées entre les trois variables indépendantes lors des deux épreuves de freinage, soit le freinage simple

(épreuve 1) et le freinage avec attention divisée (épreuve 2). Ce résultat est d'ailleurs en accord avec le fait que les phases de perception et de planification de la réponse motrice face à un stimulus de freinage du modèle de Rizzo *et coll.* (2001) ne devraient pas être influencées par une contrainte biomécanique au membre inférieur. D'autre part, le portrait semble différent en ce qui concerne l'exécution de la réponse motrice (la troisième phase de ce modèle) comme le démontrent les résultats du temps de mouvement à chaîne ouverte et du temps de mouvement à chaîne fermée 100 N. Le temps de mouvement à chaîne ouverte est en effet allongé de façon statistiquement significative par le port des deux immobilisations orthopédiques. Les différences mesurées entre les deux immobilisations et la chaussure de sport pour cette variable sont comprises entre 36 et 50 ms (selon les épreuves et la stratégie d'analyse). Quant au temps de mouvement à chaîne fermée 100 N, cette variable ne semble pas être influencée négativement par le port d'une immobilisation orthopédique. Au contraire, les temps obtenus avec les deux immobilisations orthopédiques sont inférieurs de quelques millisecondes (de 4 à 9 ms) à ceux de la chaussure de sport. Il est possible que ce résultat soit attribuable au poids supérieur des immobilisations orthopédiques en comparaison à une espadrille, à la plus grande rigidité de la semelle d'une immobilisation, ou encore à l'immobilisation de l'articulation de la cheville, trois facteurs qui peuvent favoriser l'application plus dynamique et rapide d'une force de 100 N sur le frein. Ces différences sont toutefois non significatives à cause d'un manque de puissance à détecter de si petits écarts. Quoi qu'il en soit, le handicap biomécanique qu'inflige une immobilisation orthopédique sur le mouvement de passer le pied de l'accélérateur au frein (temps de mouvement à chaîne ouverte) est d'environ 40 ms et se manifeste autant lors d'un freinage simple (épreuve 1) que lors d'un freinage avec attention divisée (épreuve 2).

Lorsque la tâche de freinage est mesurée dans son ensemble, en incluant cette fois les phases de perception, de planification et d'exécution (RIZZO *et coll.*, 2001), des nuances intéressantes sont constatées entre la première et la seconde épreuve. Les résultats du temps de réaction de freinage (la combinaison du temps neurologique et du temps de mouvement à chaîne ouverte) confirment en effet l'impact délétère des deux immobilisations orthopédiques lors d'un freinage simple, mais cet impact semble amoindri lors d'un freinage avec attention divisée puisque le test statistique effectué sur la moyenne ajustée de la seconde épreuve ne démontre aucune différence significative entre les trois variables indépendantes. Le portrait est d'autant plus clair pour le temps total de freinage 100 N (la combinaison du temps neurologique, du temps de mouvement à chaîne ouverte et du temps de mouvement à chaîne fermée 100 N) puisque les tests statistiques ne dénotent aucune différence significative entre les immobilisations et la chaussure de sport sur la moyenne top 3 et la moyenne ajustée de la seconde épreuve, alors que de telles différences existent pour la première épreuve. L'explication à ce phénomène réside nécessairement au niveau du temps neurologique, car tel que souligné plus haut, le handicap biomécanique de porter une immobilisation à son membre inférieur sur la phase d'exécution du freinage (temps de mouvement à chaîne ouverte) se manifeste autant lors de la première épreuve que lors de la seconde épreuve. En effet, en s'attardant aux résultats du temps neurologique de la seconde épreuve, il est à remarquer que les temps obtenus avec les deux immobilisations orthopédiques sont légèrement inférieurs (de 11 et 35 ms) à ceux de la chaussure de sport, sans toutefois que ces différences ne soient significatives. Une explication possible est que la tâche d'attention divisée de la seconde épreuve (le slalom entre les cônes) ait eu un impact moindre sur les sujets lorsqu'ils portaient une immobilisation orthopédique. Les temps neurologiques inférieurs à ceux de

la chaussure de sport seraient donc le reflet d'un niveau d'alerte plus élevé, engendrant du coup des phases de perception et de planification plus rapides. Cette hypothèse est plausible en ce sens que les sujets ont pu se sentir moins confortable (et donc plus attentif) à conduire en slalom (une tâche d'un degré de difficulté supérieur) muni d'une immobilisation orthopédique par rapport à la conduite avec une espadrille. Il est toutefois impossible de confirmer cette hypothèse puisque, tel que souligné plus haut, les écarts observés entre les immobilisations et la chaussure de sport pour la seconde épreuve sont non significatifs, un reflet probable du manque de puissance à détecter de telles différences. Il n'en demeure pas moins que ce phénomène, couplé au fait que les temps de mouvement à chaîne fermée 100 N soient légèrement inférieurs avec les deux immobilisations orthopédiques, semble avoir amoindri les différences au niveau du temps de réaction de freinage et du temps total de freinage 100 N entre les trois variables indépendantes pour le freinage avec attention divisé, au point de les rendre non significatives. En d'autres mots, pour la seconde épreuve, la diminution du temps pour réagir à la situation de freinage (temps neurologique) compense pour l'augmentation du temps à passer le pied de l'accélérateur vers le frein (temps de mouvement à chaîne ouverte). Cette constatation s'apparente d'ailleurs en partie aux conclusions d'une étude de Van Winsum et Brouwer (1997). Dans cette étude, les sujets qui déplaçaient le pied droit plus lentement vers le frein lors d'un freinage d'urgence avaient tendance à conserver une plus grande distance avec les autres voitures, donc à se donner un délai supplémentaire pour réagir aux imprévus.

Il est intéressant de constater que les conclusions de cette première question de recherche rejoignent partiellement celles obtenues lors de l'étude en simulateur. En effet, dans cette

précédente étude, tous les temps de freinage reliés à la phase d'exécution, soit le temps de mouvement à chaîne ouverte, le temps de réaction de freinage et le temps total de freinage 200 N, étaient allongés d'environ 40 ms par le port d'une immobilisation orthopédique. Cependant, au contraire de la présente étude, cet impact a été identifié lors des deux épreuves de freinage, et non seulement pour la première épreuve. C'est donc dire que la tâche d'attention divisée en simulateur n'a pas eu le même effet que celui observé en conduite réelle, une observation qui semble appuyer l'hypothèse émise par Tremblay *et coll.* selon laquelle les performances psychomotrices mesurées en simulateur ne correspondent pas nécessairement à la conduite d'une automobile puisque le risque pour les sujets n'est pas réel. Cet aspect de la validité du simulateur sera abordé lors de la discussion sur la troisième question de recherche.

2.2 Seconde question de recherche

La seconde question de recherche visait à établir si le port d'un Aircast ou d'une botte de marche au membre inférieur droit modifie la capacité à manier adéquatement les deux pédales d'une automobile à transmission automatique pour un freinage d'urgence. Une analyse descriptive de tous les freinages pour chacune des trois variables indépendantes a donc été réalisée afin de déceler les erreurs de freinage et d'en tirer un taux d'erreur. Les résultats indiquent clairement que le taux d'erreur est supérieur lors de la conduite avec le Aircast, alors que la botte de marche engendre un taux qui est sensiblement identique à celui de la chaussure de sport. Cette observation peut être expliquée par deux hypothèses. La première est une perte de sensibilité sous le pied plus importante avec le port d'un Aircast en comparaison à la botte de marche, ce que le questionnaire sur les impressions

de conduite met en évidence (64,3 % des sujets ont déclaré que le Aircast diminuait beaucoup la sensibilité contre 42,9 % avec la botte de marche). La seconde hypothèse est que les dimensions plus importantes du Aircast en largeur augmentent le risque de peser simultanément sur l'accélérateur et le frein, ce qui a été rencontré le plus souvent dans le décompte des erreurs.

2.3 Troisième question de recherche

La troisième et dernière question de recherche visait à établir si les temps de freinage d'urgence obtenus avec le port ou non des deux immobilisations orthopédiques sont comparables en simulateur de conduite et en conduite réelle afin d'évaluer la validité du simulateur de l'étude précédente. Dans ce but, les moyennes top 3 et les moyennes ajustées en simulateur et en conduite réelle ont été comparées pour chacune des variables de temps de freinage, et un test statistique a été appliqué afin de déterminer si les résultats sont statistiquement identiques. Le cas échéant, il est possible d'admettre que le simulateur est valide.

En ce qui concerne le temps neurologique, les tests statistiques ne soulignent aucune différence significative entre les moyennes top 3 en simulateur et en conduite réelle. Cela suggère que le simulateur offre une bonne validité lorsque seulement les meilleurs essais sont retenus. Cependant, le portrait est différent au niveau de la correspondance des temps neurologiques lorsque la moyenne ajustée est utilisée comme stratégie d'analyse. Dans ce cas, les tests statistiques révèlent trois différences significatives entre le simulateur et la conduite réelle, des différences qui sont observées pour la première épreuve seulement.

De plus, les temps neurologiques mesurés en conduite réelle sont systématiquement allongés (de 23 à 77 ms) par rapport au simulateur. Il existe deux explications à cette observation. La première est que la charge cognitive (GREEN, 2000; MALATERRE, 1994a) imposée aux sujets en conduite réelle est supérieure à celle en simulateur, ce qui a pour effet d'allonger de façon générale les temps neurologiques. D'ailleurs, de nombreuses études corroborent le fait que les temps neurologiques augmentent avec une augmentation de la charge cognitive. (GREEN, 2000; HANCOCK *et coll.*, 2003; MALATERRE, 1994a; MARQUES, BARREIROS *et coll.*, 2008; MARQUES, CABRI *et coll.*, 2008) La seconde explication provient du fait que les écarts-types des moyennes ajustées en conduite réelle sont très élevés, particulièrement pour la seconde épreuve. Donc, la charge cognitive est non seulement augmentée en conduite réelle, mais elle varie beaucoup d'un essai à l'autre lors de la seconde épreuve en fonction du moment où le signal de freinage a été donné. En résumé, lors des freinages avec attention divisée, les moyennes ajustées des temps neurologiques sont plus élevées en conduite réelle qu'en simulateur, sans toutefois que ces différences soient statistiquement significatives de par la grande variabilité des mesures.

Pour le temps de mouvement à chaîne ouverte, les analyses statistiques dénotent des différences significatives d'environ 40 ms entre les moyennes top 3 et les moyennes ajustées en simulateur et en conduite réelle, et ce pour toutes les variables indépendantes et les épreuves de freinage. Autrement dit, passer le pied de l'accélérateur au frein est plus long de 40 ms en conduite réelle par rapport au simulateur. L'explication la plus plausible de cet écart réside dans la configuration différente du pédalier. En effet, dans une voiture conventionnelle, le frein est plus près du conducteur que l'accélérateur. Le mouvement

nécessaire afin de freiner de toute urgence implique donc une translation latérale du pied vers le frein ainsi qu'une flexion de la hanche et/ou du genou et/ou une dorsiflexion de la cheville de manière à soulever le pied pour le déposer sur le frein. Quant au simulateur, le pédalier a été installé en configuration coplanaire, ce qui veut dire que l'accélérateur et le frein sont à une même distance du conducteur. Le mouvement de freinage ne requiert donc qu'une translation latérale du pied, ce qui a pour effet de raccourcir le temps de mouvement à chaîne ouverte. Quelques études ont déjà documenté ce phénomène et ont obtenu des différences similaires. (DAVIES et WATTS, 1969, 1970; MORRISON *et coll.*, 1986) En guise d'exemple, Morrison *et coll.* (1986) ont mesuré en simulateur une différence de l'ordre de 45 ms entre une configuration coplanaire et une configuration où le frein est 5,08 cm (2 po) plus près du conducteur que l'accélérateur. Cette dernière configuration est d'ailleurs identique à celle de la voiture instrumentée utilisée lors des essais en conduite réelle. Une seconde hypothèse pouvant expliquer les temps de mouvement à chaîne ouverte supérieurs en conduite réelle est le poids moyen des plâtres supérieur lors de l'étude en conduite réelle par rapport à celui en simulateur (521,8 vs. 459,7 g ; $p=0,001$). Toutefois, il est peu probable qu'une différence de poids de 61,4 g entre les deux études ait un impact sur la rapidité avec laquelle le pied est transféré de l'accélérateur au frein. De toute façon, les différences entre les moyennes en simulateur et en conduite réelle avec le plâtre ne sont pas supérieures à celles du Aircast ou de la chaussure de sport, ce qui rend cette hypothèse peu plausible.

L'écart d'environ 40 ms entre les temps de mouvement à chaîne ouverte en simulateur et en conduite réelle est toutefois légèrement sous-estimé. En effet, lors de l'étude en simulateur, les sujets devaient enfoncer complètement l'accélérateur puis attendre le

signal de freinage. Lors de la présente étude, les sujets devaient plutôt conserver une vitesse de 50 km/h, donc un enfoncement complet de l'accélérateur avant l'apparition du signal de freinage est peu probable. Ainsi, le temps pour retirer le pied de l'accélérateur est nécessairement inférieur en conduite réelle. De ce fait, si la consigne avait été d'enfoncer complètement l'accélérateur de la voiture instrumentée, les temps de mouvement à chaîne ouverte aurait été supérieurs, donc l'écart entre la conduite réelle et le simulateur aurait été légèrement plus grande que 40 ms.

Pour le temps de mouvement à chaîne fermée 100 N, les résultats indiquent également des différences significatives (de 40 ms environ) entre les moyennes top 3 et les moyennes ajustées, soit un temps d'application de la force de freinage supérieur en conduite réelle. Cette différence est explicable par la course (excursion) de la pédale de frein. En effet, bien que des dispositions avaient été prises lors de la construction du simulateur afin de procurer au frein une course qui soit réaliste (une bulle d'air avait été introduite dans le système de freinage pour allonger la course), les résultats portent à croire que ces mesures étaient insuffisantes et se sont soldées par une course sensiblement plus courte en simulateur. Il en résulte un laps de temps plus court entre le début de l'application de la force sur le frein jusqu'à atteindre une force de 100 N.

Lorsque sont comparées les moyennes des variables qui mesurent la tâche de freinage dans sa globalité, soit le temps de réaction de freinage et le temps total de freinage 100 N, des différences importantes et statistiquement significatives sont mises en évidence entre le simulateur et la conduite réelle. Ces différences peuvent donc s'expliquer par un amalgame de phénomènes observés pour le temps neurologique, le temps de mouvement

à chaîne ouverte et le temps de mouvement à chaîne fermée 100 N. D'après les propos des paragraphes précédents, il est clair qu'une grande partie de ces différences peuvent s'expliquer par des phénomènes mécaniques, et des ajustements du simulateur à ce niveau seront nécessaires avant de réaliser les prochaines études avec cet instrument de mesure afin d'en améliorer sa validité.

2.4 Évaluation de la validité absolue et relative du simulateur

Tel que mentionné à la section 4.2 de la recension des écrits, la validité d'un simulateur en regard des performances de conduite (en l'occurrence les temps de freinage d'urgence) peut se décrire par sa validité absolue et relative. (BLANA, 1996) En guise de rappel, la validité relative d'un simulateur de conduite réfère à sa capacité à démontrer des différences entre des temps de freinage qui seraient observées en conduite réelle. La validité absolue, quant à elle, réfère à la capacité à quantifier de manière exacte ces différences grâce au simulateur. Aux termes de la discussion des derniers paragraphes sur la troisième question de recherche, il est clair que des améliorations à la validité absolue du simulateur de conduite seront nécessaires afin d'obtenir des temps de freinage qui correspondent à la conduite réelle. En effet, les résultats de cette étude démontrent d'importantes différences statistiquement significatives entre les résultats en simulateur et en conduite réelle, et ce pour toutes les variables de temps de freinage. La seule variable où la validité absolue semble adéquate est le temps neurologique lorsque la moyenne top 3 est utilisée comme stratégie d'analyse, puisque les tests statistiques ne décèlent aucune différence significative. Pour le reste, les ajustements mécaniques proposés dans les

paragraphes précédents pourront sans doute améliorer globalement la validité absolue de ce simulateur.

Le portrait est cependant différent en ce qui concerne la validité relative. En effet, dans la précédente étude, les variables de temps de freinage reliées à la phase d'exécution de la réponse motrice (temps de mouvement à chaîne ouverte, temps de réaction de freinage, temps total de freinage 200 N) étaient allongées d'environ 40 ms avec le port d'une immobilisation orthopédique, et ce pour les deux épreuves de freinage. Dans la présente étude, ces variables sont allongées de manière similaire, mais seulement pour la première épreuve (freinage simple). La validité relative du simulateur semble donc acceptable pour la première épreuve puisque, en accord avec la définition d'une bonne validité relative, des différences similaires ont été mesurées dans les performances de conduite entre les trois variables indépendantes en simulateur et en conduite réelle. Il en est toutefois autrement pour l'épreuve de freinage avec attention divisée car aucune différence statistiquement significative n'existe entre les trois variables indépendantes en conduite réelle, alors que de telles différences ont été obtenues en simulateur. La validité relative est donc à améliorer pour la seconde épreuve.

En résumé, le simulateur de conduite de l'étude précédente semble être un bon instrument de mesure pour mettre en lumière des différences, si petites soient-elles, entre les temps de freinage avec et sans le port d'une immobilisation, et ce peu importe si la tâche de freinage est du type simple ou avec attention divisée. Or, les résultats de cette étude démontrent que ces différences s'amointrissent au point de devenir statistiquement non

significatives lors d'une tâche avec attention divisée sur circuit fermé, c'est-à-dire lorsque la situation de conduite devient plus réaliste.

2.5 Force nécessaire pour effectuer un freinage d'urgence adéquat

Une attention particulière doit être apportée à la question suivante : quelle est la force qui doit être appliquée sur le frein pour effectuer un freinage d'urgence adéquat? En effet, au-delà d'une certaine force, le système de freinage est en mesure de bloquer complètement les roues de l'automobile. Il s'ensuit que toute force supplémentaire sur le frein devient inutile. Face à cette problématique, deux études (MORTIMER, 1974; MORTIMER *et coll.*, 1970) ont démontré que cette force est de 200 N. Ce seuil a été utilisé dans quelques études en simulateur (AL-KHAYER *et coll.*, 2008; HAU *et coll.*, 2000; NGUYEN *et coll.*, 2000) et également lors des travaux de Tremblay *et coll.* Or, d'autres études ont plutôt opté pour un seuil de 100 N en postulant que cette force est également adéquate à un freinage d'urgence réussi. (MACDONALD et OWEN, 1988; SPALDING *et coll.*, 1994) Plusieurs facteurs peuvent expliquer ces différences, comme par exemple les instruments de mesure utilisés ainsi que les caractéristiques anthropométriques des conducteurs.

Le protocole de la présente étude avait été initialement conçu pour mesurer à la fois un seuil de 100 N et un seuil de 200 N, et les comparaisons des temps de freinage entre le simulateur et la conduite réelle devaient se faire avec des variables utilisant le 200 N retenu lors de l'étude de Tremblay *et coll.* Toutefois, suite à l'analyse des résultats, il est apparu qu'une proportion non négligeable (22,9 %) de tous les freinages s'est réalisée sans atteindre une force de 200 N, mais le seuil de 100 N a été atteint systématiquement

pour tous les freinages. Les variables comprenant le seuil de 200 N ont donc été écartées des analyses de cette étude, et seulement les variables avec un seuil de 100 N ont été retenues. Selon ces résultats, il est probable que la force nécessaire pour effectuer un freinage d'urgence adéquat soit comprise entre 100 et 200 N, mais d'autres études seront nécessaires afin de vérifier cette hypothèse.

3. VALIDITÉ EXTERNE DE L'ÉTUDE

Est-il possible de généraliser les résultats de ces travaux? En guise de rappel, les résultats du premier objectif ont démontré que le port d'une immobilisation orthopédique Aircast ou botte de marche au membre inférieur droit chez des sujets sains lors d'essais en conduite réelle se solde en un allongement minimal (freinage simple) voire inexistant (freinage avec attention divisée) des temps de freinage d'urgence tels que le temps de réaction de freinage et le temps total de freinage 100 N. Quant au second objectif de validation du simulateur, les résultats ont souligné des différences importantes et statistiquement significatives entre les moyennes mesurées en simulateur de conduite et en conduite réelle.

La validité externe des résultats du premier objectif pose un problème. Les critères d'inclusion et d'exclusion de cette étude visaient à sélectionner des sujets sains afin de mesurer uniquement l'impact des immobilisations orthopédiques sur les temps de freinage. Cependant, une telle sélection, dite explicative, a pour effet de limiter grandement la validité externe. Cela dit, il faut se souvenir, d'une part, que la conduite automobile est une tâche extrêmement complexe au cours de laquelle de nombreux

processus cognitifs et moteurs se produisent simultanément. (RIZZO *et coll.*, 2001) Les performances de freinage d'urgence représentent donc un seul des nombreux déterminants de la sécurité routière. En ce sens, il serait absolument imprudent de conclure à l'innocuité de la conduite automobile avec une immobilisation orthopédique au membre inférieur droit, tel que le suggèrent les résultats. D'autre part, les lésions musculosquelettiques sous-jacentes aux immobilisations, les comorbidités et médications propres à la clientèle orthopédique ainsi que le vieillissement sont des facteurs dont l'influence sur les temps de freinage d'urgence restera à démontrer dans le cadre de travaux futurs afin d'émettre des conclusions qui soient mieux applicables à la pratique clinique. Il convient toutefois de souligner que certaines pathologies indolores telles que le pied diabétique nécessitent parfois un traitement avec une immobilisation orthopédique, et en ce sens, l'évaluation de sujets sains, sans douleur musculosquelettique, demeure justifiée. Enfin, la courte période de port des immobilisations orthopédiques influence également la validité externe du premier objectif. En effet, une immobilisation qui vient tout juste d'être installée n'est certainement pas représentative d'un équipement qu'un patient porte depuis plusieurs jours : d'un côté, les temps de freinage pourraient être augmentés du fait de l'ankylose et de l'atrophie musculaire, mais d'un autre côté, les temps de freinage pourraient être diminués par un phénomène d'habituation à la conduite avec le dispositif orthopédique.

La généralisation des résultats de la validation du simulateur de conduite est quant à elle pratiquement inexistante. En effet, il a été souligné dans la recension des écrits que la validité d'un simulateur de conduite est spécifique à la tâche étudiée (en l'occurrence les temps de freinage d'urgence) et au simulateur en question. (ALLEN *et coll.*, 1991; BLANA, 1996; HAYS et SINGER, 1988; KAPTEIN *et coll.*, 1996) Les résultats sont donc difficilement

applicables à d'autres simulateurs ou à des variables autres que les temps de freinage dans ce simulateur.

Enfin, quelques questions demeurent face à la validité externe. D'une part, une vitesse de 50 km/h a été retenue pour les essais en conduite réelle de cette étude, principalement dans le but d'assurer la sécurité des participants. Bien qu'une conduite à cette vitesse soit fréquente en milieu urbain au Québec, les automobilistes adoptent des vitesses relativement plus élevées sur les grandes routes et les autoroutes. En ce sens, il est impossible d'affirmer qu'une conduite à 50 km/h soit représentative de la conduite automobile au sens large, ce qui influence certainement la possibilité de généraliser les conclusions de cette étude. De plus, les résultats de cette étude proviennent d'essais qui se sont déroulés en environnement routier contrôlé (circuit fermé), offrant une validité écologique plus grande que les évaluations en simulateur. Il n'en demeure pas moins que ce paradigme d'évaluation de la conduite automobile constitue une sorte d'environnement artificiel (ALLEN *et coll.*, 1991; GREEN, 2000) de par l'absence d'autres voitures, la présence d'un évaluateur à bord, l'appréhension élevée des participants face à la situation de freinage, etc. Est-ce que les participants agiraient de la même manière devant de vrais dangers? Dans le cadre de cette étude, il aurait été impensable et éthiquement inacceptable d'envisager un paradigme d'évaluation en situation réelle pour des raisons évidentes de mesure des temps de freinage (qui nécessite une voiture instrumentée) et de sécurité. (GREEN, 2000) Le choix de réaliser les essais en circuit fermé est donc tout à fait justifiable, mais la généralisation des résultats à de vrais dangers pouvant être rencontrés sur nos routes reste sans réponse définitive.

4. RETOMBÉES ÉVENTUELLES DES RÉSULTATS DE CES TRAVAUX

La principale répercussion de cette étude, au plan de la recherche, est de procurer des données de temps de freinage d'urgence en conduite réelle qui permettront d'améliorer la validité du simulateur de conduite de la précédente étude. Lorsque les modifications mécaniques soulevées dans le cadre de cette étude auront été appliquées à ce simulateur de manière à obtenir des temps de freinage qui soient comparables à la conduite réelle, les prochaines études sur les effets des immobilisations orthopédiques sur la conduite automobile s'effectueront en simulateur, ce qui limitera les coûts et les risques encourus par les patients.

Au plan clinique, les résultats de ces travaux permettent de confirmer par des données en conduite réelle la conclusion générale émise lors de l'étude précédente en simulateur, à savoir que les immobilisations orthopédiques du membre inférieur droit semblent avoir un impact relativement minime sur les temps de freinage d'urgence chez des sujets sains. Afin d'améliorer la portée clinique de ces conclusions, les prochaines études devront toutefois s'attarder à des patients recrutés à même la clientèle orthopédique afin de quantifier l'effet de facteurs tels que les lésions musculosquelettiques, les comorbidités et médications ainsi que le vieillissement sur les temps de freinage d'urgence.

SEPTIÈME CHAPITRE – CONCLUSION

Les objectifs de cette étude visaient la validation d'un simulateur de conduite par des essais en conduite réelle pour l'étude des impacts des immobilisations orthopédiques du membre inférieur droit sur les temps de freinage d'urgence chez des sujets sains.

Les résultats de cette étude démontrent, d'une part, qu'une immobilisation orthopédique de type Aircast ou botte de marche allonge les temps de freinage d'urgence de façon statistiquement significative en comparaison à une chaussure de sport lors de freinages simples en ligne droite. Toutefois, bien que ces augmentations soient statistiquement significatives, elles demeurent relativement minimales. Quant aux temps de freinage obtenus lors de freinages avec attention divisée par un slalom entre des cônes, aucun allongement statistiquement significatif n'est obtenu par le port de l'une ou l'autre des immobilisations en comparaison au port d'une chaussure de sport. D'autre part, le taux d'erreur lors du maniement des pédales en vue d'un freinage d'urgence est augmenté par le port d'un Aircast, alors que des taux d'erreur pratiquement identiques sont observés avec la botte de marche et la chaussure de sport.

Enfin, la comparaison des résultats de cette étude à ceux d'une étude similaire du point de vue méthodologique et réalisée en simulateur de conduite (TREMBLAY *et coll.*, 2008) a pu mettre en évidence des différences importantes et statistiquement significatives entre les temps de freinage d'urgence obtenus en simulateur et en conduite réelle. Ces résultats,

ainsi que leur interprétation, permettront d'améliorer la validité de ce simulateur de conduite afin que les prochaines études sur les effets des immobilisations orthopédiques du membre inférieur droit chez des sujets malades se réalisent en simulateur.

REMERCIEMENTS

Cet ouvrage est le fruit des efforts, des sacrifices et des précieux conseils que de nombreuses personnes ont consentis à mon égard. À toutes ces personnes qui figurent sur cette page ou qui travaillent dans l'ombre, je vous témoigne ma gratitude.

À mes directeurs, Dr François Cabana, Dr Hélène Corriveau et Dr Marc-André Tremblay, mes plus sincères remerciements. Je souhaite que les opportunités que vous m'avez si aimablement offertes puissent vous honorer autant qu'elles m'ont faites grandir en tant qu'étudiant, mais aussi en tant que personne. À Mathieu Hamel, pour n'avoir ménagé aucun effort afin de mener à bien ce projet. À mes collaborateurs, Dr Cécile Smeesters et Dr Thérèse Audet, je vous témoigne toute ma reconnaissance pour avoir cru dès le départ en ce projet. Un grand merci à mes supports financiers, Dr Réjean Hébert (bourse du doyen de la Faculté de médecine) et le service de chirurgie orthopédique du Centre hospitalier universitaire de Sherbrooke (bourse Antoni-Trias-Biomet), et à tous ceux dont le logo figure sur la page suivante pour votre contribution à la réalisation de cette étude.



UNIVERSITÉ DE
SHERBROOKE



Centre de recherche
sur le vieillissement
Research Centre
on Aging

BSN medical



Rive-Sud Inc.

ÉCOLE DE CONDUITE
TECNIC
DRIVING SCHOOL



MicroTechnology

Ville de
Sherbrooke

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Al-khayer, A., Schueler, A., Kruszewski, G., Armstrong, G. et Grevitt, M. P. (2008). Driver reaction time before and after treatment for lumbar radiculopathy. *Spine*, 33(15), 1696-1700.
- Allen, R. W., Mitchell, D. G., Stein, A. C. et Hogue, J. R. (1991). *Validation of real-time man-in-the-loop simulation*. Washington: Transportation research board.
- Alm, H. et Nilsson, L. (1995). The effect of a mobile telephone task on driver behaviour in a car following situation. *Accid Anal Prev*, 27, 707-715.
- Bainbridge, L. et Sanders, M. (1972). The generality of Fitts's law. *J Exp Psychol*, 96(1), 130-133.
- Barrett, G. V., Kobayashi, M. et Fox, B. H. (1968). Feasibility of studying driver reaction to sudden pedestrian emergencies in an automobile simulator. *Hum Factors*, 10(1), 19-26.
- Barry, C. J., Smith, D., Lennarson, P., Jermeland, J., Darling, W., Stierman, L. et coll. (2003). The effect of wearing a restrictive neck brace on driver performance. *Neurosurgery*, 53(1), 98-101; discussion 102.
- Beaulne, G. (1991). *Les traumatismes au Québec : comprendre pour prévenir*. Québec: Gouvernement du Québec, Ministère de la sante et des services sociaux.
- Beaulne, G. (1997). *Pour la sécurité des jeunes canadiens : des données statistiques aux mesures préventives*. Ottawa: Santé Canada.
- Blaauw, G. J. (1982). Driving experience and task demands in simulator and instrumented car : a validation study. *Hum Factors*, 24(4), 473-486.
- Blair, S., Chaudhri, O. et Gregori, A. (2002). Doctor, can I drive with this plaster? An evidence based response. *Injury*, 33(1), 55-56.

- Blana, E. (1996). *Driving simulator validation studies : a literature review*. University of Leeds, Leeds.
- Brouwer, W. H., Ponds, R. W., Van Wolffelaar, P. C. et Van Zomeren, A. H. (1989). Divided attention 5 to 10 years after severe closed head injury. *Cortex*, 25(2), 219-230.
- Bureau du Coroner. (1999). *Rapport d'investigation du coroner, dossier numéro A-122790*.
- Bureau du Coroner. (2005). *Rapport d'investigation du coroner, dossier numéro A-153797*.
- Burkhardt, J. M. (2003). Réalité virtuelle et ergonomie : quelques apports réciproques. *Le travail humain*, 66, 65-91.
- Canadian Medical Association. (2006). *Determining medical fitness to operate motor vehicles: CMA driver's guide* (7 ed.).
- Chalard, S., Pleczon, P. et Kemeny, A. (1994). *Utilisation de SCANeR pour la validation de systèmes d'aides à la conduite*. Paper presented at the Simulation de la conduite automobile : validité dans une problématique de recherche.
- Chang, M.-S., Messer, C. J. et Santiago, A. J. (1985). Timing traffic signal change intervals based on driver behavior. *Transp Res Rec*(1027), 20-30.
- Charlton, S. G. (2006). Conspicuity, memorability, comprehension, and priming in road hazard warning signs. *Accid Anal Prev*, 38(3), 496-506.
- Chen, V., Chacko, A. T., Costello, F. V., Desrosiers, N., Appleton, P. et Rodriguez, E. K. (2008). Driving after musculoskeletal injury. Addressing patient and surgeon concerns in an urban orthopaedic practice. *J Bone Joint Surg Am*, 90(12), 2791-2797.
- Classen, S., Shechtman, O., Stephens, B., Davis, E., Justiss, M., Bendixen, R. et coll. (2007). The impact of roadway intersection design on driving performance of young and senior adults. *Traffic Inj Prev*, 8(1), 69-77.
- Code de la sécurité routière. (2009). Règlement sur les conditions d'accès à la conduite d'un véhicule routier relatives à la santé des conducteurs. In Gouvernement du Québec (Ed.) (Vol. C-24.2, r.0.1.0001).

- Coeckelbergh, T. R., Brouwer, W. H., Cornelissen, F. W. et Kooijman, A. C. (2004). Predicting practical fitness to drive in drivers with visual field defects caused by ocular pathology. *Hum Factors*, 46(4), 748-760.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed.). New York: Lawrence Erlbaum.
- Davies, B. T. et Watts, J. M. (1969). Preliminary investigation of movement time between brake and accelerator pedals in automobiles. *Hum Factors*, 11, 407-410.
- Davies, B. T. et Watts, J. M. (1970). Further investigations of movement time between brake and accelerator pedals in automobiles. *Hum Factors*, 12, 559-561.
- Decety, J. et Jeannerod, M. (1996). Mentally simulated movements in virtual reality : does Fitts's law hold in motor imagery ? *Behav Brain Res*, 72, 127-134.
- Dingus, T. A., Hardee, H. L. et Wierwille, W. W. (1987). Development of models for on-board detection of driver impairment. *Accid Anal Prev*, 19(4), 271-283.
- Drury, C. G. (1975). Application of Fitts Law to foot-pedal design. *Hum Factors*, 17, 368-373.
- Egol, K. A., Sheikhzadeh, A. et Koval, K. J. (2008). Braking function after complex lower extremity trauma. *J Trauma*, 65(6), 1435-1438.
- Egol, K. A., Sheikhzadeh, A., Mogatederi, S., Barnett, A. et Koval, K. J. (2003). Lower-extremity function for driving an automobile after operative treatment of ankle fracture. *J Bone Joint Surg Am*, 85-A(7), 1185-1189.
- Evans, L. (1991). *Traffic safety and the driver*. New York: Van Nostrand Reinhold.
- Fitts, P. M. (1954). The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *J Exp Psychol*, 47, 381-391.
- Fuller, R. G. C. (1981). Determinants of time headway adopted by truck drivers. *Ergonomics*, 24, 463-474.
- Gagne, R. M. (1962). Simulators. In R. Glaser (Ed.), *Training research and education*. New York: John Wiley & sons.

- Ganz, S. B., Levin, A. Z., Peterson, M. G. et Ranawat, C. S. (2003). Improvement in driving reaction time after total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*(413), 192-200.
- Giddins, G. E. et Hammerton, A. (1996). "Doctor, when can I drive?: a medical and legal view of the implications of advice on driving after injury or operation. *Injury*, 27(7), 495-497.
- Godley, S. T., Triggs, T. J. et Fildes, B. N. (2002). Driving simulator validation for speed research. *Accid Anal Prev*, 34(5), 589-600.
- Gotlin, R. S., Sherman, A. L., Sierra, N., Kelly, M. et Scott, W. N. (2000). Measurement of brake response time after right anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, 16(2), 151-155.
- Green, M. (2000). "How Long Does It Take to Stop?" Methodological Analysis of Driver Perception-Brake Times. *Transportation Hum Factors*, 2(3), 195 - 216.
- Guerrier, J. H., Manivannan, P., Pacheco, A. et Wilkie, F. L. (1995). *The relationship of age and cognitive characteristics of drivers to performance of driving tasks on an interactive driving simulator*. Paper presented at the Human factors and ergonomics society annual meeting.
- Haddon, W. (1980). Options for the prevention of motor vehicle crash injury. *Isr J Med Sci*, 16(1), 45-65.
- Haddon, W. (1999). The changing approach to the epidemiology, prevention, and amelioration of trauma: the transition to approaches etiologically rather than descriptively based. *Inj Prev*, 5(3), 231-235.
- Hancock, P. A., Lesch, M. et Simmons, L. (2003). The distraction effects of phone use during a crucial driving maneuver. *Accid Anal Prev*, 35(4), 501-514.
- Haraldsson, P. O., Carenfelt, C., Laurell, H. et Tornros, J. (1990). Driving vigilance simulator test. *Acta Otolaryngol*, 110(1-2), 136-140.
- Harbluk, J. L., Noy, Y. I., Trbovich, P. L. et Eizenman, M. (2007). An on-road assessment of cognitive distraction: impacts on drivers' visual behavior and braking performance. *Accid Anal Prev*, 39(2), 372-379.

- Hau, R., Csongvay, S. et Bartlett, J. (2000). Driving reaction time after right knee arthroscopy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 8(2), 89-92.
- Hays, R. T. et Singer, M. J. (1988). *Simulation fidelity in training system design : bridging the gap between reality and training*. New York: Springer-Verlag.
- Ho, C., Reed, N. et Spence, C. (2006). Assessing the effectiveness of "intuitive" vibrotactile warning signals in preventing front-to-rear-end collisions in a driving simulator. *Accid Anal Prev*, 38(5), 988-996.
- Hobman, J. W. et Southern, S. J. (2004). Upper limb splints and the right to drive--who decides? *Br J Plast Surg*, 57(4), 354-357.
- Hoffmann, E. R. (1994). Estimation of time to vehicle arrival--effects of age on use of available visual information. *Perception*, 23(8), 947-955.
- Hoffmann, E. R. (1995). A comparison of hand and foot movement times. *Ergonomics*, 34(4), 397-406.
- Hoffmann, E. R. et Mortimer, R. G. (1994). Drivers' estimates of time to collision. *Accid Anal Prev*, 26(4), 511-520.
- Holt, G., Kay, M., McGrory, R. et Kumar, C. S. (2008). Emergency brake response time after first metatarsal osteotomy. *J Bone Joint Surg Am*, 90(8), 1660-1664.
- Jamson, H. (1999). Curve negotiation in the leeds driving simulator : the role of driver experience. In D. Harris (Ed.), *Engineering psychology and cognitive ergonomics* (Vol. 3, pp. 351-358). Aldershot: Ashgate.
- Johansson, G. et Rumar, K. (1971). Drivers' brake reaction times. *Hum Factors*, 13(1), 23-27.
- Kalamaras, M. A., Rando, A. et Pitchford, D. G. (2006). Driving plastered: who does it, is it safe and what to tell patients. *ANZ J Surg*, 76(6), 439-441.
- Kaptein, N. A., Theeuwes, J. et van der Horst, R. (1996). Driving simulator validity : some considerations. *Transp Res Rec*, 1550, 30-36.
- Kennedy, M. T., Roche, S., Lenehan, B. et Curtin, W. (2006). Driving plastered : driving habits of orthopaedic outpatients and the medico-legal implications. *Eur J Orthop Traumatol*, 16(3), 228-230.

- Kiefer, R. J., LeBlanc, D. J. et Flannagan, C. A. (2005). Developing an inverse time-to-collision crash alert timing approach based on drivers' last-second braking and steering judgments. *Accid Anal Prev*, 37(2), 295-303.
- Korteling, J. E. (1990). Perception-response speed and driving capabilities of brain-damaged and older drivers. *Hum Factors*, 32(1), 95-108.
- Kotterba, S., Orth, M., Eren, E., Fangerau, T. et Sindern, E. (2003). Assessment of driving performance in patients with relapsing-remitting multiple sclerosis by a driving simulator. *Eur Neurol*, 50(3), 160-164.
- Ku, J. H., Jang, D. P., Lee, B. S., Lee, J. H., Kim, I. Y. et Kim, S. I. (2002). Development and validation of virtual driving simulator for the spinal injury patient. *Cyberpsychol Behav*, 5(2), 151-156.
- Kuypers, K. P., Samyn, N. et Ramaekers, J. G. (2006). MDMA and alcohol effects, combined and alone, on objective and subjective measures of actual driving performance and psychomotor function. *Psychopharmacology (Berl)*, 187(4), 467-475.
- Ladden, M. D. (2006). *Approach to the evaluation of older drivers*, from <http://www.uptodate.com/home/index.html>
- Lamers, C. T. et Ramaekers, J. G. (2001). Visual search and urban driving under the influence of marijuana and alcohol. *Hum Psychopharmacol*, 16(5), 393-401.
- Lee, D. N. (1976). A theory of visual control of braking based on information about time-to-collision. *Perception*, 5, 437-459.
- Lee, W. C. et Cheng, B. W. (2008). Effects of using a portable navigation system and paper map in real driving. *Accid Anal Prev*, 40(1), 303-308.
- Leonard, J. J. J. et Wierwille, W. W. (1975). *Human performance validation of simulator : theory and experimental verification*. Paper presented at the 19th annual meeting of human factor society.
- Leufkens, T. R., Vermeeren, A., Smink, B. E., van Ruitenbeek, P. et Ramaekers, J. G. (2007). Cognitive, psychomotor and actual driving performance in healthy volunteers after immediate and extended release formulations of alprazolam 1 mg. *Psychopharmacology (Berl)*, 191(4), 951-959.

- Lew, H. L., Poole, J. H., Lee, E. H., Jaffe, D. L., Huang, H. C. et Brodd, E. (2005). Predictive validity of driving-simulator assessments following traumatic brain injury: a preliminary study. *Brain Inj*, 19(3), 177-188.
- Liebermann, D. G., Ben-David, G., Schweitzer, N., Apter, Y. et Parush, A. (1995). A field study on braking responses during driving. *Ergonomics*, 38(9), 1894-1910.
- MacDonald, W. et Owen, J. W. (1988). The effect of total hip replacement on driving reactions. *J Bone Joint Surg Br*, 70(2), 202-205.
- Madeley, P., Hulley, J. L., Wildgust, H. et Mindham, R. H. (1990). Parkinson's disease and driving ability. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 53(7), 580-582.
- Malaterre, G. (1994a). *Comparaison de plusieurs tâches ajoutées en tant qu'instrument de mesure de la charge de travail du conducteur*. Paper presented at the Simulation de la conduite automobile : validité dans une problématique de recherche.
- Malaterre, G. (1994b). *Étude des relations vitesse - distance de suivi*. Paper presented at the Simulation de la conduite automobile : validité dans une problématique de recherche.
- Malaterre, G. et Fréchaux, J. (2001). *Étude de la validité des simulateurs de conduite par comparaison de tâches réalisées en situation réelle et en simulation*. Paper presented at the Facteurs perceptifs dans les activités de transport.
- Marcotte, T. D., Rosenthal, T. J., Corey-Bloom, J., Roberts, E., Lampinen, S. et Allen, R. W. (2005). *The impact of cognitive deficits and spasticity on driving simulator performance in multiple sclerosis*. Paper presented at the Driving assessment 2005: 3rd international driving symposium on human factors in driver assessment, training, and vehicle design.
- Marques, C. J., Barreiros, J., Cabri, J., Carita, A. I., Friesecke, C. et Loehr, J. F. (2008). Does the brake response time of the right leg change after left total knee arthroplasty? A prospective study. *Knee*, 15(4), 295-298.
- Marques, C. J., Cabri, J., Barreiros, J., Carita, A. I., Friesecke, C. et Loehr, J. F. (2008). The effects of task complexity on brake response time before and after primary right total knee arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil*, 89(5), 851-855.

- Mazza, S., Pepin, J. L., Naegele, B., Rauch, E., Deschaux, C., Ficheux, P. *et coll.* (2006). Driving ability in sleep apnoea patients before and after CPAP treatment: evaluation on a road safety platform. *Eur Respir J*, 28(5), 1020-1028.
- McMillen, D. L. et Wells-Parker, E. (1987). The effect of alcohol consumption on risk-taking while driving. *Addict Behav*, 12(3), 241-247.
- Michon, J. A. (1985). A critical review of driver behaviour models : what do we know, what should we do ? In L. Evans et R. C. Schwing (Eds.), *Human behavior and traffic safety* (pp. 485-521). New York: Plenum Press.
- Min, Y. K., Chung, S. C., You, J. H., Yi, J. H., Lee, B., Tack, G. R. *et coll.* (2006). Young adult drivers' sensitivity to changes in speed and driving mode in a simple vehicle simulator. *Percept Mot Skills*, 103(1), 197-209.
- Morrison, R. W., Swope, G. J. et Halcomb, C. G. (1986). Movement time and brake pedal placement. *Hum Factors*, 28(2), 241-246.
- Mortimer, R. G. (1974). Foot brake pedal force capability of drivers. *Ergonomics*, 17(4), 509-513.
- Mortimer, R. G., Segel, L., Dugoff, H., Campbell, J. D., Jorgeson, C. M. et Murphy, R. W. (1970). *Brake force requirement study: driver-vehicle braking performance as a function of brake system design variables* (No. HuF-6a). Ann Arbor, Mich.: Highway Safety Research Institute.
- Muth, E. R., Walker, A. D. et Fiorello, M. (2006). Effects of uncoupled motion on performance. *Hum Factors*, 48(3), 600-607.
- Näätänen, R. et Summala, H. (1976). *Road-user behaviour and traffic accidents*. Amsterdam, the Netherlands: North Holland.
- Nguyen, T., Hau, R. et Bartlett, J. (2000). Driving reaction time before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 8(4), 226-230.
- Nunez, V. A. et Giddins, G. E. (2004). 'Doctor, when can I drive?': an update on the medico-legal aspects of driving following an injury or operation. *Injury*, 35(9), 888-890.

- Nunn, T., Baird, C., Robertson, D., Gray, I. et Gregori, A. (2007). Fitness to drive in a below knee plaster? An evidence based response. *Injury*, 38(11), 1305-1307.
- Ohita, H. et Komatsu, H. (1991). Speed perception in driving - comparison with TV observation. In G. Gale (Ed.), *Vision in vehicles* (Vol. 3). Amsterdam: Elsevier.
- Olson, P. L. et Sivak, M. (1986). Perception-response time to unexpected roadway hazards. *Hum Factors*, 28(1), 91-96.
- Organisation mondiale de la santé. (2004). *Rapport mondial sur la prévention des traumatismes dus aux accidents de la circulation : résumé*. Genève.
- Philip, P., Taillard, J., Moore, N., Delord, S., Valtat, C., Sagaspe, P. et coll. (2006). The effects of coffee and napping on nighttime highway driving: a randomized trial. *Ann Intern Med*, 144(11), 785-791.
- Pierson, J. L., Earles, D. R. et Wood, K. (2003). Brake response time after total knee arthroplasty: when is it safe for patients to drive? *J Arthroplasty*, 18(7), 840-843.
- Quillian, W. C., Cox, D. J., Kovatchev, B. P. et Phillips, C. (1999). The effects of age and alcohol intoxication on simulated driving performance, awareness and self-restraint. *Age Ageing*, 28(1), 59-66.
- Ramaekers, J. G., Kuypers, K. P. et Samyn, N. (2006). Stimulant effects of 3,4-methylenedioxymethamphetamine (MDMA) 75 mg and methylphenidate 20 mg on actual driving during intoxication and withdrawal. *Addiction*, 101(11), 1614-1621.
- Ranney, T. A. (1994). Models of driving behavior : a review of their evolution. *Accid Anal Prev*, 26, 733-750.
- Rapoport, M. J. et Banina, M. C. (2007). Impact of psychotropic medications on simulated driving: a critical review. *CNS Drugs*, 21(6), 503-519.
- Rees, J. L. et Sharp, R. J. (2002). Safety to drive after common limb fractures. *Injury*, 33(1), 51-54.
- Reimer, B., D'Ambrosio, L. A., Coughlin, J. E., Kafrisen, M. E. et Biederman, J. (2006). Using self-reported data to assess the validity of driving simulation data. *Behav Res Methods*, 38(2), 314-324.

- Reinach, S. J., Rizzo, M. et McGehee, D. V. (1997). Driving with Alzheimer disease: the anatomy of a crash. *Alzheimer Dis Assoc Disord*, 11 Suppl 1, 21-27.
- Retting, R. A., Ferguson, S. A. et Farmer, C. M. (2008). Reducing red light running through longer yellow signal timing and red light camera enforcement: results of a field investigation. *Accid Anal Prev*, 40(1), 327-333.
- Rizzo, M., Jermeland, J. et Severson, J. (2002). Instrumented vehicles and driving simulators. *Gerontechnology*, 1(4), 291-296.
- Rizzo, M., McGehee, D. V., Dawson, J. D. et Anderson, S. N. (2001). Simulated car crashes at intersections in drivers with Alzheimer disease. *Alzheimer Dis Assoc Disord*, 15(1), 10-20.
- Rizzo, M., Reinach, S., McGehee, D. et Dawson, J. (1997). Simulated car crashes and crash predictors in drivers with Alzheimer disease. *Arch Neurol*, 54(5), 545-551.
- Robertson, L. S. (1986). Behavioral and environmental interventions for reducing motor vehicle trauma. *Annu Rev Public Health*, 7, 13-34.
- Sagaspe, P., Taillard, J., Chaumet, G., Moore, N., Bioulac, B. et Philip, P. (2007). Aging and nocturnal driving: better with coffee or a nap? A randomized study. *Sleep*, 30(12), 1808-1813.
- Schneider, W. et Schiffrin, R. (1977). Controlled and automatic human information processing I : Detection, search and attention. *Psychol Rev*, 84, 1-66.
- Scott, J. J. et Gray, R. (2008). A comparison of tactile, visual, and auditory warnings for rear-end collision prevention in simulated driving. *Hum Factors*, 50(2), 264-275.
- Silber, B. Y., Papafotiou, K., Croft, R. J., Ogden, E., Swann, P. et Stough, C. (2005). The effects of dexamphetamine on simulated driving performance. *Psychopharmacology (Berl)*, 179(3), 536-543.
- Sivak, M., Post, D. V., Olson, P. L. et Donohue, R. J. (1981). Automobile rear lights : effects of the number, mounting height, and lateral position on reaction times of following drivers. *Percept Mot Skills*, 52(3), 795-802.
- Slick, R. F., Evans, D. F., Kim, E. et Steele, J. P. (2006). *Using simulators to train novice teen drivers : assessing psychological fidelity as a precursor to transfer of training*. Paper presented at the Driving simulation conference.

- Snyder, H. L. (1976). Braking movement time and accelerator-brake separation. *Hum Factors*, 18, 201-204.
- Sohn, S. Y. et Stepleman, R. (1998). Meta-analysis on total braking time. *Ergonomics*, 41(8), 1129-1140.
- Spalding, T. J., Kiss, J., Kyberd, P., Turner-Smith, A. et Simpson, A. H. (1994). Driver reaction times after total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br*, 76(5), 754-756.
- St Germain, S. A., Kurtz, M. M., Pearlson, G. D. et Astur, R. S. (2005). Driving simulator performance in schizophrenia. *Schizophr Res*, 74(1), 121-122.
- Stern, E., Barth, V., Durfee, W., Rosen, M., Rosenthal, T., Schold-Davis, E. et coll. (2006). *A protocol for avoiding driving simulator sickness*. Paper presented at the 4th annual STISIM drive user group meeting new approaches to simulation and the older operator, Massachusetts Institute of Technology.
- Tanaka, H., Krakauer, J. W. et Qian, N. (2006). An optimization principle for determining movement duration. *J Neurophysiol*, 95, 3875-3886.
- Tenkink, E. (1988). Lane keeping and speed choice with restricted sight distances. In T. Rothengatter et R. De Bruin (Eds.), *Road user behaviour : theory and research* (pp. 169-177). Maastricht, the Netherlands: Van Gorkum.
- Tremblay, M.-A., Corriveau, H., Boissy, P., Smeesters, C., Hamel, M. et Cabana, F. (2008). *Caractérisation des effets des immobilisations orthopédiques sur les performances de conduite automobile lors de tâches simulées*. Mémoire de maîtrise, Université de Sherbrooke, Sherbrooke.
- Triggs, T. J. et Harris, W. G. (1982). *Reaction time of drivers to road stimuli*. Victoria: Monash University.
- Van Winsum, W. et Brouwer, W. (1997). Time headway in car following and operational performance during unexpected braking. *Percept Mot Skills*, 84(3 Pt 2), 1247-1257.
- Van Winsum, W. et Heino, A. (1996). Choice of time-headway in car-following and the role of time-to-collision information in braking. *Ergonomics*, 39(4), 579-592.

- Veldhuijzen, D. S., van Wijck, A. J., Verster, J. C., Kenemans, J. L., Kalkman, C. J., Olivier, B. *et coll.* (2006). Acute and subchronic effects of amitriptyline 25mg on actual driving in chronic neuropathic pain patients. *J Psychopharmacol*, 20(6), 782-788.
- Verster, J. C., Veldhuijzen, D. S. et Volkerts, E. R. (2006). Effects of an opioid (oxycodone/paracetamol) and an NSAID (bromfenac) on driving ability, memory functioning, psychomotor performance, pupil size, and mood. *Clin J Pain*, 22(5), 499-504.
- Vogel, K. (2003). A comparison of headway and time to collision as safety indicators. *Accid Anal Prev*, 35(3), 427-433.
- Von Arx, O. A., Langdown, A. J., Brooks, R. A. et Woods, D. A. (2004). Driving whilst plastered: is it safe, is it legal? A survey of advice to patients given by orthopaedic surgeons, insurance companies and the police. *Injury*, 35(9), 883-887.
- Vuurman, E., Theunissen, E., van Oers, A., van Leeuwen, C. et Jolles, J. (2007). Lack of effects between rupatadine 10 mg and placebo on actual driving performance of healthy volunteers. *Hum Psychopharmacol*, 22(5), 289-297.
- Warshawsky-Livne, L. et Shinar, D. (2002). Effects of unvertainty, transmission type, driver age and gender on brake reaction and movement time. *J Safety Res*, 33, 117-128.
- Williams, A. F. et O'Neill, B. (1974). On-the-road driving records of licenced race drivers. *Accid Anal Prev*, 6, 263-270.
- Wittmann, M., Kiss, M., Gugg, P., Steffen, A., Fink, M., Poppel, E. *et coll.* (2006). Effects of display position of a visual in-vehicle task on simulated driving. *Appl Ergon*, 37(2), 187-199.
- Wood, J. M., Tyrrell, R. A. et Carberry, T. P. (2005). Limitations in drivers' ability to recognize pedestrians at night. *Hum Factors*, 47(3), 644-653.

**ANNEXE A – FEUILLE DE ROUTE DE L'EXAMINATEUR, QUESTIONNAIRES
PRÉ- ET POST-EXPÉRIMENTATION**

FEUILLE DE ROUTE DE L'EXAMINATEUR

Sujet no : _____

Signature du consentement	[]			
Questionnaire pré-expérimentation	[]			
Examen physique	[]	Normal	[] Anormal	
• Marche	[]	Normal	[] Anormal	
• Marche pointe	[]	Normal	[] Anormal	
• Marche talon	[]	Normal	[] Anormal	
• Marche tandem	[]	Normal	[] Anormal	
• Force musculaire MI	[]	Normal	[] Anormal	
• Sensibilité MI	[]	Normal	[] Anormal	
Explication de l'expérimentation	[]			
Remise de la compensation	[]			
Revêtir la tenue de sport	[]			
Séance de familiarisation	[]			
Ordre de passage	_____			
Mesures du membre inférieur	Pied	_____	cm	
	Jambe	_____	cm	
	Cuisse	_____	cm	
Taille du sujet	_____	m	_____	cm
Poids du sujet	_____	kg		
Poids du plâtre du sujet	_____	g		
Questionnaire post-expérimentation	[]			

Notes :

QUESTIONNAIRE PRÉ-EXPÉRIMENTATION

Sujet no : _____

Êtes-vous âgé(e) entre 25 et 60 ans? [] Oui [] Non
Possédez-vous un permis de conduire valide au Québec? [] Oui [] Non
Avez-vous une expérience de conduite de cinq ans ou plus? [] Oui [] Non
Conduisez-vous seulement avec le pied droit? [] Oui [] Non
Conduisez-vous habituellement une transmission automatique? [] Oui [] Non

Souffrez-vous des problèmes médicaux suivants :

Épilepsie? [] Oui [] Non
Perte de conscience? [] Oui [] Non
Fortes migraines? [] Oui [] Non
Nausées? [] Oui [] Non

Vertiges? [] Oui [] Non
Étourdissements? [] Oui [] Non
Fatigue importante? [] Oui [] Non
Vision embrouillée? [] Oui [] Non
Mal des transports? [] Oui [] Non

Atteinte de l'acuité visuelle non compensée? [] Oui [] Non
Atteinte des champs visuels ou autres troubles de vision? [] Oui [] Non
Atteinte sensorimotrice du membre inférieur droit? [] Oui [] Non
Utilisation d'alcool (> cinq consommations par semaine)? [] Oui [] Non
Utilisation de drogues durant la dernière année? [] Oui [] Non

Utilisation de médicaments psychotropes? [] Oui [] Non
Maladie du système nerveux central (épilepsie, Parkinson, etc.)? [] Oui [] Non
Trouble du sommeil (insomnie, apnée du sommeil, etc.)? [] Oui [] Non
Maladie du métabolisme (diabète, hypo ou hyperthyroïdie, etc.)? [] Oui [] Non
Maladie cardiovasculaire (angine, infarctus, arythmies, etc.)? [] Oui [] Non

Maladie cérébrovasculaire (AVC, anévrisme, ICT, etc.)? [] Oui [] Non
Maladie vasculaire périphérique (insuffisance artérielle, etc.)? [] Oui [] Non
Maladie psychiatrique (dépression, hallucinations, etc.)? [] Oui [] Non
Maladie rénale (insuffisance rénale, hypertension, etc.)? [] Oui [] Non
Troubles musculosquelettiques (fracture, arthrose, entorse, etc.)? [] Oui [] Non

Avez-vous vos verres correcteurs? [] Oui [] Non
Avez-vous votre tenue de sport? [] Oui [] Non

Heure actuelle?
Heure du dernier repas?

QUESTIONNAIRE PRÉ-EXPÉRIMENTATION

Sujet no : _____

1.	Âge?	_____	ans
2.	Genre?	<input type="checkbox"/> Homme	<input type="checkbox"/> Femme
3.	Poids?	_____	kg lb
4.	Taille?	_____	m pi po
5.	Nombre d'années d'expérience de conduite?	_____	années
6.	Classe(s) de permis de conduire (énumérez)?	_____	
7.	Km parcourus annuellement (au millier près)?	_____	000 km / année
8.	Type de transmission de la voiture habituellement conduite?	<input type="checkbox"/> Auto	<input type="checkbox"/> Man <input type="checkbox"/> Les deux
9.	Nombre d'accidents de la route depuis la possession du permis de conduire?	_____	Types : _____
10.	Nombre d'infractions au code de la route (sauf les contraventions de stationnement)?	_____	Types : _____
11.	Lieu de résidence?	<input type="checkbox"/> Campagne	<input type="checkbox"/> Ville <input type="checkbox"/> Métropole
12.	Expérience de marche avec un plâtre?	<input type="checkbox"/> Oui	<input type="checkbox"/> Non
13.	Expérience de conduite avec un plâtre?	<input type="checkbox"/> Oui	<input type="checkbox"/> Non
14.	Prise de médicaments ou de produits naturels (précisez)?	_____	
15.	Prise de thé, café, chocolat ou alcool (aujourd'hui)?	<input type="checkbox"/> Oui	<input type="checkbox"/> Non Heure : _____
16.	Allergie de contact ou autres allergies?	_____	
17.	Utilisation de drogues?	<input type="checkbox"/> Oui	<input type="checkbox"/> Non Quand : _____
18.	Scolarité (dernier niveau réussi)?	_____	
19.	Nationalité?	_____	
20.	Ethnie (caucasienne, asiatique, noire, autochtone)?	_____	

Notes :

QUESTIONNAIRE POST-EXPÉRIMENTATION

Sujet no : _____

21. Est-ce que le plâtre diminuait la sensibilité sous le pied lors de la conduite?

22. Est-ce que le Aircast diminuait la sensibilité sous le pied lors de la conduite?

23. Est-ce que le plâtre diminuait votre aptitude à conduire une automobile?

24. Est-ce que le Aircast diminuait votre aptitude à conduire une automobile?

25. Conduiriez-vous avec le plâtre?

26. Conduiriez-vous avec le Aircast?

27. Commentaires?

Notes :

ANNEXE B – FORMULAIRE DE CONSENTEMENT À LA RECHERCHE



FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT A LA RECHERCHE

Titre du projet: Validation des effets des immobilisations orthopédiques sur la conduite simulée par rapport à la conduite réelle.

Numéro du projet 08-060

Organismes subventionnaires et compagnies commanditaires Faculté de médecine; Département de chirurgie Service d'orthopédie; BSN Medical; Orthèses et Prothèses Rive-Sud; Concessionnaire Beaucage

Chercheurs principaux: Dr François Cabana, chirurgien orthopédiste, service d'orthopédie, département de chirurgie, Centre Hospitalier Universitaire de Sherbrooke

Dr Hélène Corriveau, physiothérapeute, Centre de recherche sur le vieillissement, Institut universitaire de gériatrie de Sherbrooke

Dr Marc-André Tremblay, résident en orthopédie, service d'orthopédie, département de chirurgie, Centre Hospitalier Universitaire de Sherbrooke

Chercheur(s) associé(s): Jean-Christophe Murray, étudiant en médecine, faculté de médecine, Université de Sherbrooke

Nous sollicitons votre participation à un projet de recherche. Cependant, avant d'accepter de participer à ce projet, veuillez prendre le temps de lire, de comprendre et de considérer attentivement les renseignements qui suivent.

EN CAS D'URGENCE

Vous référer à:
Dr Marc-André Tremblay (819-346-1110, faire le 0 et demander de le signaler)
Dr François Cabana (819-346-1110 poste 14233 ou faire le 0 et demander de le signaler)
ou vous rendre directement à l'urgence du CHUS et demander pour l'orthopédiste de garde.

Ce formulaire d'information et de consentement vous explique le but de ce projet de recherche, les procédures, les avantages, les risques et inconvénients, de même que les personnes avec qui communiquer au besoin.

Le présent formulaire peut contenir des mots que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions que vous jugerez utiles au chercheur responsable du projet ou aux autres membres du personnel affecté au projet de recherche et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement qui n'est pas clair.

NATURE ET OBJECTIFS DU PROJET DE RECHERCHE

Ce projet de recherche vise à établir l'effet des immobilisations orthopédiques à la jambe droite sur la conduite automobile. Nous voulons comparer les résultats obtenus par une évaluation en conduite réelle sur circuit fermé à ceux déjà obtenus lors d'une étude précédente qui a été réalisée en simulateur de conduite et dont vous avez fait partie.

Nous vous invitons, à nouveau, pour participer à cette nouvelle étude. Nous faisons appel à vous puisque nous avons besoin de personnes en santé afin d'évaluer seulement l'effet d'une immobilisation orthopédique et non pas l'effet des maladies nécessitant ce genre d'immobilisation. Nous visons ainsi l'évaluation complète de douze (12) sujets.

DÉROULEMENT DU PROJET DE RECHERCHE

Votre participation à cette étude s'étendra sur une seule visite d'une durée maximale de trois heures. Vous devrez vous rendre sur le site du circuit fermé selon les coordonnées qui vous seront données. Il est important d'apporter avec vous une tenue de sport (shorts et espadrilles). Un interviewer vous soumettra à un questionnaire sur vos habitudes de conduite, votre histoire de santé et sur vos habitudes de vie. Par la suite, quatre tests (10-15 minutes chacun) devront être réalisés à trois reprises chacun : Nous vous demanderons de prendre place à l'intérieur d'une automobile munie d'instruments pour la réalisation de l'étude. Cette automobile est également équipée d'un frein du côté passager. L'évaluateur qui vous accompagnera pourra donc, en cas d'urgence, immobiliser le véhicule si nécessaire. Nous vous laisserons quelques temps pour vous familiariser avec le véhicule instrumenté et le circuit. Nous vous demanderons ensuite d'effectuer des freinages d'urgence (freinage brusque pour éviter des collisions) en réponse à un signal lumineux qui apparaîtra à des moments non précisés et à des obstacles (dont la collision n'entraînera aucun danger pour vous) qui surgiront devant vous. Pour deux des trois répétitions, nous vous demanderons de porter deux types d'immobilisation orthopédique, soit un "aircast" (botte de plastique que l'on peut chausser et retirer facilement) ou une botte de marche (plâtre de la grandeur d'une botte que nous confectionnerons sur place et que nous retirerons à la fin dès que les tests avec cette immobilisation seront terminés). La troisième répétition s'effectuera, avec votre chaussure de sport. Ces répétitions se feront selon un ordre tiré au sort juste avant leur exécution. Durant la séance, des caméras vidéo seront installées à bord du véhicule afin de pouvoir ultérieurement analyser les stratégies de conduite. Suite à chacune des trois répétitions au volant de l'automobile avec les deux types d'immobilisation orthopédique et avec votre chaussure de sport, nous vous

demandons d'effectuer les tests de « stepping » et de « standing ». Ce sont deux tests simples d'une durée de 10 secondes chacun qui visent à évaluer vos habiletés motrices aux membres inférieurs lorsque vous portez une immobilisation orthopédique ou votre chaussure de sport habituelle.

COLLABORATION DU SUJET DE RECHERCHE

Il vous est demandé de prendre un repas avant l'étude. Par ailleurs, nous vous demandons de ne pas prendre de café, d'alcool ni autres stimulants (thé, chocolat, drogues, boisson énergétique...) 12 heures avant l'étude.

Vous devrez aussi apporter une tenue de sport (short, t-shirt et espadrilles) pour l'évaluation.

RISQUES ET INCONVÉNIENTS

Il existe un risque d'avoir un accident automobile (peu probable car il s'agira du seul véhicule autorisé à circuler sur ce circuit fermé) soit un risque de collision avec un obstacle. Cependant, les précautions d'usages ont été prises pour minimiser au maximum les risques encourus. D'abord, la vitesse lors de l'expérimentation se limitera à 50 km/h. Le véhicule est également muni des équipements de sécurité essentiels (ceintures, coussins gonflables). De plus, l'évaluateur qui vous accompagne a été formé spécifiquement pour cette étude. Il sera donc en mesure de stopper le véhicule en cas d'urgence réelle si vous ne pouvez le faire puisqu'il y aura une deuxième pédale de frein située du côté passager.

Les autres principaux risques de l'étude peuvent survenir au moment de l'installation de l'immobilisation orthopédique au membre inférieur droit et du retrait de celle-ci à la fin de l'étude..

Les principaux risques, selon un ordre décroissant de fréquence sont:

- Brûlure provoquée par l'application de la fibre de verre ou par le retrait de celui-ci à l'aide de la scie à plâtre
- Inconfort relié à l'immobilisation orthopédique
- Points de pression (lésion de la peau secondaire à l'application d'un contact local d'un objet rigide)
- Stress occasionné par le retrait de l'immobilisation (scie à plâtre)
- Abrasions cutanées due au contact de la scie sur la peau
- Réaction allergique aux substances utilisées

Toutes les mesures de sécurité possibles seront prises pour réduire ces derniers risques au minimum: Utilisation d'eau froide pour prévenir le risque de brûlure; positionnement d'un rembourrage adéquat; confection de l'immobilisation selon les règles de l'art pour éviter l'inconfort et les points de pression. La confection sera effectuée par un médecin ou un technicien qualifié dans le domaine, ayant les

connaissances requises pour effectuer la tâche et reconnaître les complications, s'il y a lieu, afin de diriger un plan de traitement immédiat.

AVANTAGES

Vous ne retirerez aucun bénéfice personnel de votre participation à ce projet de recherche. Toutefois, les résultats obtenus contribueront à l'avancement des connaissances dans ce domaine.

PARTICIPATION VOLONTAIRE ET DROIT DE RETRAIT

Il est entendu que votre participation au présent projet de recherche est tout à fait volontaire et que vous restez, à tout moment, libre de mettre fin à celle-ci, pour quelque raison que ce soit, sans avoir à motiver votre décision, ni à subir de préjudice de quelque nature que ce soit.

CONFIDENTIALITÉ

Durant votre participation à ce projet de recherche, le chercheur responsable du projet, ainsi que son personnel, recueilleront et consigneront dans un dossier de recherche des renseignements vous concernant. Seuls les renseignements nécessaires à la bonne conduite du projet de recherche seront recueillis.

- Nom
- Sexe
- Âge
- Origine ethnique
- Enregistrements vidéo et audio du maniement des pédales de l'automobile
- Photographies de votre posture de conduite
- Habitudes de vie
- Habitudes de conduite et autres faits relatifs à votre dossier de conduite.

Tous les renseignements recueillis au cours du projet demeureront strictement confidentiels dans les limites prévues par la loi. Afin de préserver votre identité et la confidentialité de ces renseignements, vous ne serez identifié(e) que par un numéro de code. La clé du code reliant votre nom à votre dossier de recherche sera conservée par les chercheurs responsables du projet de recherche. Au besoin, le comité d'éthique à la recherche sur l'humain du CHUS pourra avoir accès à ces données.

Les enregistrements vidéo et audio seront réalisés grâce à une caméra placée à proximité du pédalier de l'automobile. Les photographies de votre posture de conduite seront cadrées de façon à ce que votre visage soit coupé de la photo, afin de préserver votre identité. En aucun cas, nous ne pourrions vous identifier sur ces deux documents.

Les chercheurs principaux de l'étude utiliseront les données à des fins de recherche dans le but de répondre aux objectifs scientifiques du projet de recherche décrits dans ce formulaire d'information et de consentement.

Les données du projet de recherche pourront être publiées dans des revues médicales ou partagées avec d'autres personnes lors de discussions scientifiques. Aucune publication ou communication scientifique ne renfermera quoi que ce soit qui puisse permettre de vous identifier. Dans le cas contraire, votre permission vous sera demandée au préalable.

Les données du projet, incluant les enregistrements vidéo et audio et les photographies, seront conservées pendant 5 ans par le chercheur responsable du projet de recherche. Après cette période, le dossier de recherche vous concernant sera détruit.

FINANCEMENT DU PROJET DE RECHERCHE

Le chercheur a reçu des fonds de différents organismes subventionnaires, principalement facultaire, et l'appui de commanditaires externes pour la fourniture de matériel (dont une voiture) afin de mener à bien ce projet de recherche. Les fonds reçus couvrent les frais reliés à ce projet de recherche.

COMPENSATION

Il est possible que votre participation à ce projet vous occasionne des dépenses.

Si vous acceptez de participer à cette étude, nous vous verserons une compensation financière de 50\$ en guise de dédommagement. La compensation vous sera versée en argent comptant dès que vous quitterez le Centre de recherche clinique.

Si vous ne terminez pas le projet, vous recevrez quand même ce montant de 50\$ pour dédommager les frais encourus.

INDEMNISATION

Si vous deviez subir quelque préjudice que ce soit dû à votre participation au projet de recherche, vous recevrez avec diligence tous les soins médicaux nécessaires sans frais de votre part. Vous serez indemnisé par la SAAQ pour toutes blessures subies lors de votre participation au projet.

Dans l'éventualité d'un accident lors duquel l'évaluateur qui vous accompagne serait blessé, vous serez dégagé de toute responsabilité en regard de ces blessures. Le cas échéant, vous serez également exclu de toute responsabilité en regard des dommages matériels causés à l'automobile.

En acceptant de participer à cette étude, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez les chercheurs, le commanditaire ou l'établissement où se déroule ce projet de recherche de leur responsabilité civile et professionnelle.

PERSONNES-RESSOURCES

Si vous avez des questions concernant le projet de recherche ou si vous avez des questions sur les soins médicaux qui vous sont offerts dans le cadre de ce projet de recherche ou si vous croyez que vous éprouvez un problème de santé relié à votre participation au projet de recherche, vous pouvez communiquer avec le chercheur responsable du projet aux numéros suivants (819-346-1110 poste 14233 ou faire le 0 et demander de faire signaler les Dr François Cabana ou Marc-André Tremblay). :

Pour toute question concernant vos droits en tant que sujet participant à ce projet de recherche ou si vous avez des plaintes ou des commentaires à formuler vous pouvez communiquer avec le commissaire local aux plaintes et à la qualité des services du CHUS au 819-346-1110 poste 14525.

SURVEILLANCE DES ASPECTS ÉTHIQUES DU PROJET DE RECHERCHE

Le Comité d'éthique de la recherche du CHUS a approuvé ce projet de recherche et en assure le suivi. De plus, il nous engageons à lui soumettre pour approbation toute révision et toute modification apportée au formulaire d'information et de consentement et au protocole de recherche.

Si vous désirez rejoindre l'un des membres de ce comité vous pouvez communiquer avec le Service de soutien à l'éthique de la recherche du CHUS au numéro 819-346-1110, poste 12856.

