



**HAL**  
open science

# Conception d'une plateforme compacte d'évaluation de mobilité avec reproduction adaptée des retours haptiques

Franck Pouvrasseur

► **To cite this version:**

Franck Pouvrasseur. Conception d'une plateforme compacte d'évaluation de mobilité avec reproduction adaptée des retours haptiques. Robotique [cs.RO]. Université Paris-Saclay, 2021. Français. NNT : 2021UPASG062 . tel-03684799

**HAL Id: tel-03684799**

**<https://theses.hal.science/tel-03684799v1>**

Submitted on 1 Jun 2022

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

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

# Conception d'une plateforme compacte d'évaluation de mobilité avec reproduction adaptée des retours haptiques

*Design of a compact mobility assessment platform with adapted  
reproduction of haptic feedback*

## Thèse de doctorat de l'université Paris-Saclay

École doctorale n° 580, sciences et technologies de l'information et de la  
communication (STIC)

Spécialité de doctorat : Robotique

Graduate School : Informatique et sciences du numérique

Référent : Université de Versailles-Saint-Quentin-en-Yvelines

Thèse préparée dans l'unité de recherche **LISV** (Université Paris-Saclay, UVSQ), sous la  
direction de **Éric Monacelli**, professeur, sous le co-encadrement de **Sébastien  
CHARLES**, maître de conférence et de **François Routhier**, professeur

Thèse soutenue à Vélizy-Villacoublay, le 12 octobre 2021, par

**Franck POUVRASSEAU**

## Composition du Jury

<b>Alain HAMAOU</b> Professeur des Universités, Université Paris Saclay	Président
<b>Faïz BENAMAR</b> Professeur, Université Sorbonne	Rapporteur et Examineur
<b>Guy BOURHIS</b> Professeur, Université de Lorraine	Rapporteur et Examineur
<b>Philippe ARCHAMBAULT</b> Professeur, Mc Gill University	Examineur
<b>Marie BABEL</b> Maître de conférence, Université de Rennes	Examinatrice
<b>Éric MONACELLI</b> Professeur, Université Paris-Saclay	Directeur de thèse

**Titre :** Conception d'une plateforme compacte d'évaluation de mobilité avec reproduction adaptée des retours haptiques

**Mots clés :** Robotique, Réalité Virtuelle, Conduite de Fauteuil Roulant, Comportement Postural, Réhabilitation

**Résumé :** La grande majorité des simulateurs a été développée pour devenir des environnements d'apprentissage. Cette thèse s'est penchée sur les problématiques d'un type de simulateur bien particulier : les simulateurs de conduite de fauteuil roulant.

Les simulateurs dédiés à l'apprentissage de la conduite de fauteuil roulant proposent des programmes d'entraînement complets et efficaces. Cependant, nous remarquons qu'ils ont en commun de se concentrer presque exclusivement sur les performances de la conduite pour évaluer les progrès de l'utilisateur. Nous pensons qu'un aspect encore jamais abordé manquait : l'évaluation du comportement postural en situation de perturbation.

Une première action a été effectuée pour proposer un modèle pour représenter le comportement postural d'une personne lorsqu'elle subit une perturbation. Ce modèle nous donne selon la réactivité et la tonicité simulée le mouvement induit sur la personne suite à une perturbation. Nous avons utilisé une caméra Kinect pour mesurer ce mouvement durant la simulation.

Afin de valider les hypothèses posées pour le modèle, nous avons mené deux campagnes de tests sur des personnes valides. La première série d'expériences permet de valider l'hypothèse formulée pour le modèle concernant le comportement musculaire des personnes face à une perturbation. La seconde série d'expériences concerne les mesures obtenues avec la Camera Kinect sur la posture de la personne.

**Title :** Design of a compact mobility assessment platform with adapted reproduction of haptic feedback

**Keywords :** Robotics, Virtual Reality, Wheelchair driving, Postural behaviour, Rehabilitation

**Abstract :** The vast majority of simulators have been developed to become learning environments. This thesis focuses on the problems of a particular type of simulator: wheelchair driving simulators.

Simulators dedicated to wheelchair driving training offer complete and efficient training programs. However, we note that they all focus almost exclusively on driving performance to evaluate the user's progress. We believe that an aspect that has not yet been addressed is the evaluation of postural behavior in a disturbance situation.

A first action was carried out to propose a model to represent the postural behavior of a person when it undergoes a disturbance. This model gives us, according to the reactivity and the simulated tonicity, the movement induced on the person following a perturbation. We used a Kinect camera to measure this movement during the simulation.

In order to validate the hypotheses posed for the model, we conducted two campaigns of tests on valid people. The first set of experiments allows us to validate the hypothesis formulated for the model concerning the muscular behavior of the persons in front of a disturbance. The second series of experiments concerns the measurements obtained with the Camera Kinect on the posture of the person.

## Remerciements

Bien qu'un petit peu tout de même, je ne crois pas réaliser encore ce que cela représente. C'est un honneur infini qui m'est accordé et je tâcherais de m'en montrer digne.

Je suis fier de revendiquer la paternité de ce beau bébé de 140 pages et quelques, mais m'en attribuer tout le mérite serait une offense faite à bien du monde.

Mes premières pensées sont adressées à mes parents. Vous qui avez dévoué vos vie à vos enfants et à les faire devenir le meilleur d'eux-mêmes. Je ne pourrais jamais vous remercier assez de tout ce que vous avez fait pour moi, de tout ce que vous avez rêvé pour moi.

Je souhaite ensuite remercier profondément mes directeurs et encadrants de thèse. Vous qui m'avez fait rentrer dans le monde dans la recherche dans les meilleures conditions qui puissent exister. Vous avez su m'accompagner, m'épauler, me guider, mais vous avez aussi su vous adapter à moi, répondre à mes interrogations, mes besoins. Faire ma thèse a été pour moi une expérience exceptionnelle, et il est évident que vous n'y êtes pas étrangers.

Enfin, voudrais terminer en citant mes frères d'armes sans qui la vie aurait été moins rose, Mehdi, Adel, William, Frédéric, Rafael, et mes excuses à ceux que j'aurais pu oublier. Ensemble nous avons bataillé, codé, ri, mangé, dormi presque, une nuit blanche ou deux de travail me reviennent en tête. Je n'aurais qu'un message : Merci pour tout. Comme dit plus haut, vous avez apporté des couleurs à cette aventure et ma gratitude envers vous est sans limite.

De toutes les thèses que j'ai faites, c'était de loin la première !

« Lutte, échec, nouvelle lutte, nouvel échec, nouvelle lutte encore, et cela jusqu'à la victoire »

Mao Tsé-toung



# Avertissement

Cette thèse est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le grade de Docteur de l'Université de Paris-Saclay. Ce document est mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

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

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite expose son auteur à des poursuites pénales.



# Table des matières

<b>Introduction</b>	<b>15</b>
<b>1 Fonctions et enjeux des simulateurs de conduite de fauteuil roulant</b>	<b>19</b>
1.1 Avantages et Prérequis des simulateurs	19
1.2 Les simulateurs de conduite de fauteuil roulant en réalité virtuelle (RV)	20
1.2.1 Les simulateurs à immersion visuelle	20
1.2.2 Les simulateurs à immersion visuelle et haptique	26
1.3 Conclusion	32
<b>2 Les simulateurs dédiés au confort et à la sécurité des utilisateurs</b>	<b>35</b>
2.1 Les ergomètres : simulateurs de propulsion	36
2.2 L'équilibre et le confort chez les utilisateurs de fauteuil roulant en condition statique	39
2.3 La stabilité chez les utilisateurs de fauteuil roulant en condition dynamique	43
2.4 Conclusion	45
<b>3 Présentation du simulateur Virtual Fauteuil</b>	<b>47</b>
3.1 Spécificités et fonctionnalités du simulateur	49
3.1.1 Environnement virtuel et commande de l'avatar	49
3.1.2 Retours haptiques de la plateforme de simulation	50
3.2 Intégration du capteur Kinect v2 à Virtual Fauteuil	62
3.3 Conclusion	67
<b>4 Modèle de comportement postural des utilisateurs de fauteuil roulant</b>	<b>69</b>
4.1 Etablissement du modèle	70
4.2 Franchissement d'une pente descendante : perturbation et comportement postural du modèle	80
4.3 Franchissement d'une pente montante : perturbation et comportement postural du modèle	82
4.4 Perturbation alternée (pente montante puis pente descendante)	85
4.5 Conclusion	87
<b>5 Analyse du comportement musculaire des utilisateurs du simulateur</b>	<b>89</b>
5.1 Protocole	90
5.1.1 Population	90
5.1.2 Conditions expérimentales	91
5.1.3 Mesures	93
5.2 Résultats	95
5.3 Conclusion	97

<b>6</b>	<b>Expérience d'évaluation de comportement postural conduite avec Virtual Fau-</b>	
	<b>teuil</b>	<b>99</b>
6.1	Protocole	100
6.1.1	Population	100
6.1.2	Conditions expérimentales	100
6.2	Mesures	101
6.3	Résultats	104
6.4	Analyse des résultats	105
6.4.1	Analyse Qualitative	105
6.4.2	Analyse Quantitative	106
6.5	Conclusion	107
	<b>Conclusion</b>	<b>109</b>
	<b>Bibliographie</b>	<b>121</b>
	<b>Annexes</b>	<b>125</b>
	<b>A Résultats du modèle</b>	<b>125</b>
<b>B</b>	<b>Mesure des signaux EMG des muscles dorsaux erectors de l'expérience du cha-</b>	
	<b>pitre 5</b>	<b>137</b>
<b>C</b>	<b>Mesures des rotations de l'expérience du chapitre 6</b>	<b>145</b>

# Liste des tableaux

1.1 Les simulateurs de conduite de fauteuil roulant ayant montré leurs intérêts dans la formation à la conduite . . . . .	22
3.1 Résultats des participants à l'expérience . . . . .	67
5.1 Ages tailles et masses des participants . . . . .	91
5.2 Mesure de l'amplitude des pics des signaux EMG des participants . . . . .	97
6.1 Tailles et masses des participants . . . . .	100
6.2 Résultats des participants . . . . .	104
6.3 Valeurs de corrélations entre les 7 variables. . . . .	105
6.4 Résultats des tests de Student entre chaque variable . . . . .	105



# Table des figures

1.1	MiWe, Simulateur de conduite développé à l'Université McGill (Québec, CA). [1,2]	21
1.2	View, simulateur développé à l'Université de Lorraine [3,4]	21
1.3	Schéma de conception d'une plateforme de Stewart [5]	27
1.4	Simulateur de Supmeca - Toulon [6]	28
1.5	Simulateur de l'Université de Tshwane, Afrique du Sud [7]	28
1.6	Simulateur de l'Université Carlos III de Madrid, Espagne [8]	29
1.7	Virtual Fauteuil, simulateur de conduite développé au LISV [9,10]	29
1.8	Simulateur de l'Université de Rennes [11,12]	30
1.9	Simulateur de l'Université de Toronto Plateforme de mouvement CEAL et CAVE du simulateur [13]	31
1.10	Simulateur de l'Université de Toronto Système d'entraînement des roues arrière [13]	31
1.11	Simulateur de l'Université de Tokyo [14]	32
2.1	Différents types de mouvements des mains pour la propulsion en fauteuil roulant. Ces mesures sont issues d'une étude menée par Taylor et al. [15]	
		36
2.2	Ergomètre de propulsion de Morgan et al. [16]	37
2.3	Ergomètre de propulsion de Niesing et al. [17]	37
2.4	Ergomètre de propulsion de Chenier et al. [18]	37
2.5	Schéma du système d'asservissement des roues arrière du fauteuil de Langbein et al. [19]	
		38
2.6	Mesures de répartition de la pression de la personne sur l'assise effectuées par Wu et al. [20]. Ici nous avons deux mesures prises sur une même personne dans deux conditions différentes, la première (a) en condition statique, la seconde (b) soumis à des vibrations verticales.	
		39
2.7	Mesures de répartition de la pression de la personne sur l'assise effectuées par Van-Geffen et al. [21]	
		40
2.8	Mesures de répartition de la pression de la personne sur l'assise effectuées par Ebe et al. [22]	
		40
2.9	Position limite du centre de gravité dans le cas d'une pente montante	
		41
2.10	Position limite du centre de gravité dans le cas d'un positionnement en dévers	
		41
2.11	Mesures de répartition de la pression de la personne sur l'assise effectuées par Calcidott et al. [23]. Cet ergomètre utilise des plaques de pressions sous chaque roue du fauteuil pour déterminer la position du centre de gravité de la personne.	
		42
2.12	L'ergomètre de Parkinson et al. [24] qui permet d'évaluer les déplacements du centre de gravité durant des tâches d'atteintes de points dans l'espace de travail de la personne	
		42
2.13	Simulateur d'Olafsdottir et al. [25] où les perturbations sont sous la forme de translation	
		43
2.14	Simulateur de Shahvarpour et al. [26] où les perturbations sont sous la forme de rotation	
		44
2.15	Plateforme de mouvement développée par Kamper et al. [27]	
		45

3.1	Le simulateur Virtual Fauteuil. Utilisé ici en configuration pour la simulation de conduite de fauteuil roulant manuel et projection sur écran large frontale	48
3.2	Vues de l'environnement virtuel de Virtual Fauteuil	49
3.3	Les dispositifs de retours haptiques de Virtual Fauteuil	50
3.4	Schéma et plan de la plateforme	51
3.5	Description du franchissement d'une pente montante en fauteuil roulant	53
3.6	Trajectoire du fauteuil roulant pour le franchissement d'une montée.	56
3.7	Rotation du fauteuil durant le franchissement d'une montée.	56
3.8	Description de la descente en fauteuil roulant	57
3.9	Trajectoire du fauteuil roulant pour le franchissement d'une descente.	58
3.10	Rotation du fauteuil durant le franchissement d'une descente	58
3.11	Comparaison des accélérations du point $O_h$ sur l'axe $x$	60
3.12	Comparaison des accélérations du point $O_h$ sur l'axe $y$	60
3.13	Comparaison des accélérations du point $O_b$ sur l'axe $x$	61
3.14	Comparaison des accélérations du point $O_b$ sur l'axe $y$	61
3.15	Schéma du fauteuil sur la plateforme	62
3.16	Nomenclature des parties du corps observées par le capteur Kinect v2 (à gauche) Application sur un utilisateur de Virtual Fauteuil (à droite)	63
3.17	Trajectoire des articulations mesurées avec la caméra Kinect pour le test de précision	65
3.18	Schéma du simulateur et placement du système Kinect	66
4.1	Schéma de principe du modèle. Vue de profil de la personne avec le fauteuil et la plateforme de mouvement	70
4.2	Contraction musculaire des muscles en fonction de l'inclinaison de l'assise des participants pour le cas d'un franchissement d'une descente	76
4.3	Placement des électrodes dans l'étude de Zedka et al. [28]	76
4.4	Contraction musculaire des muscles en fonction de l'inclinaison de l'assise des participants pour le cas d'un franchissement de descente	77
4.5	Contraction musculaire des muscles en fonction de l'inclinaison de l'assise des participants pour le cas d'un franchissement de montée	77
4.6	Relation entre les efforts musculaires d'une personne et les moments d'efforts rapportés au bassin [29]	79
4.7	Les différents couples $\tau_2$ considérés dans le modèle (courbes oranges) en réaction à une perturbation (courbe bleue)	79
4.8	Simulation du comportement postural de la personne face à une perturbation (pente descendante)	81
4.9	Simulation du comportement postural de la personne face à une perturbation (pente montante)	83
4.10	Simulation du comportement postural de la personne face à une perturbation (montée), cas où la personne résiste à la perturbation. Son tronc est basculé vers l'avant	84
4.11	Simulation du comportement postural de la personne face à une perturbation alternée (pente montante puis descendante)	86
4.12	Schéma de principe du modèle établi dans ce chapitre	87
4.13	Schéma de principe du modèle avec deux mobilités au niveau du tronc (Bassin et bas du thorax)	88
5.1	Exemple d'activité musculaire utilisé pour le modèle physique de comportement postural présenté au chapitre 4	90

5.2	Schéma synoptique de la simulation (en haut). Rotation de la plateforme durant la simulation (en bas).	92
5.3	Capteur EMG utilisé pour l'expérience	92
5.4	Principe de fonctionnement d'un capteur EMG bipolaire [30]	93
5.5	Traitement de signal EMG par Keenan et al. [31]	94
5.6	Exemple de traitement de signal EMG pour notre étude	94
5.7	Mesure EMG du participant 10 où la réaction musculaire est négligeable	95
5.8	Exemple de mesure EMG de participants où la réaction musculaire présente 1 pic au lieu de 2 supposés dans le modèle	96
5.9	Exemple de mesure EMG de participant où la réaction musculaire présente 3 pics au lieu de 2 supposés dans le modèle	96
6.1	Exemple de mesure de la rotation d'un participant où les grandeurs des amplitudes pour chaque période sont montrées	101
6.2	Exemple de mesure de la rotation du tronc d'un participant et de la plateforme et détermination du retard entre ces deux grandeurs	102
6.3	Exemple de FFT de la rotation du tronc d'un participant et de la plateforme	103
6.4	Comportement postural issu du modèle pour une suite de 4 obstacles	105
6.5	Exemple de mesure de rotation des membres supérieurs du participant 4	106
A.1	Cas de perturbation d'une rotation avant Impact du retard sur les résultats du modèle	126
A.2	Cas de perturbation d'une rotation avant Impact de la tonicité sur les résultats du modèle	127
A.3	Cas de perturbation d'une rotation arrière Impact du retard sur les résultats du modèle Personne adossée au dossier	128
A.4	Cas de perturbation d'une rotation arrière Impact de la tonicité sur les résultats du modèle Personne adossée au dossier	129
A.5	Cas de perturbation d'une rotation arrière Impact du retard sur les résultats du modèle Personne se tenant droite	130
A.6	Cas de perturbation d'une rotation arrière Impact de la tonicité sur les résultats du modèle Personne se tenant droite	131
A.7	Cas de perturbation totale (rotation avant, puis arrière) Impact du retard sur les résultats du modèle Personne adossée au dossier	132
A.8	Cas de perturbation totale (rotation avant, puis arrière) Impact de la tonicité sur les résultats du modèle Personne adossée au dossier	133
A.9	Cas de perturbation totale (rotation avant, puis arrière) Impact du retard sur les résultats du modèle Personne se tenant droite	134
A.10	Cas de perturbation totale (rotation avant, puis arrière) Impact de la tonicité sur les résultats du modèle Personne se tenant droite	135
B.1	Comparaison des mesures EMG des muscles Dorsaux par rapport à la rotation de la plateforme Participant 1	137
B.2	Comparaison des mesures EMG des muscles Dorsaux par rapport à la rotation de la plateforme Participant 2	138
B.3	Comparaison des mesures EMG des muscles Dorsaux par rapport à la rotation de la plateforme Participant 3	138
B.4	Comparaison des mesures EMG des muscles Dorsaux par rapport à la rotation de la plateforme Participant 4	139

B.5	Comparaison des mesures EMG des muscles Dorsaux par rapport à la rotation de la plateforme Participant 5	139
B.6	Comparaison des mesures EMG des muscles Dorsaux par rapport à la rotation de la plateforme Participant 6	140
B.7	Comparaison des mesures EMG des muscles Dorsaux par rapport à la rotation de la plateforme Participant 7	140
B.8	Comparaison des mesures EMG des muscles Dorsaux par rapport à la rotation de la plateforme Participant 8	141
B.9	Comparaison des mesures EMG des muscles Dorsaux par rapport à la rotation de la plateforme Participant 9	141
B.10	Comparaison des mesures EMG des muscles Dorsaux par rapport à la rotation de la plateforme Participant 10	142
B.11	Comparaison des mesures EMG des muscles Dorsaux par rapport à la rotation de la plateforme Participant 11	142
B.12	Comparaison des mesures EMG des muscles Dorsaux par rapport à la rotation de la plateforme Participant 12	143
C.1	Rotation du tronc des participants par rapport à la rotation de la plateforme Participants 1, 2 et 3	145
C.2	Rotation du tronc des participants par rapport à la rotation de la plateforme Participants 4, 5 et 6	146
C.3	Rotation du tronc des participants par rapport à la rotation de la plateforme Participants 7, 8 et 9	146
C.4	Rotation du tronc des participants par rapport à la rotation de la plateforme Participants 10, 11 et 12	147

# Introduction

D'après un récent rapport de l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS), il y aurait dans le monde plus de un milliard de personnes en situation de handicap. Il peut s'agir d'un handicap psychique, sensoriel ou bien moteur. Parmi les personnes en situation de handicap, l'OMS évalue que 75 millions de personnes en situation de handicap ont besoin d'un fauteuil roulant ou d'un moyen de locomotion autonome similaire, ce qui représente environ 1% de la population mondiale.

Les causes qui amènent à l'utilisation d'un fauteuil roulant sont multiples. Il peut s'agir d'une blessure qui empêche temporairement la locomotion de la personne jusqu'au moment de la guérison, mais il peut aussi s'agir de maladies dont les effets sont plus graves et souvent irréversibles, ce qui place la personne dans une position de dépendance face à son outil de locomotion. Parmi ces maladies, nous trouvons les lésions de la moelle épinière, les paralysies cérébrales, l'hémiplégie, les dystrophies musculaires, le Spina Bifida, les maladies neuro-dégénératives etc. Avec le vieillissement, les personnes peuvent aussi être amenées à utiliser un fauteuil roulant pour se déplacer.

Le handicap provoque de l'isolement [32], un manque accru d'autonomie [33-35] et une faible participation sociale [36-39]. Il est essentiel d'aider les personnes en situation de handicap afin qu'elles ne subissent aucune discrimination en société.

Le meilleur moyen de répondre aux besoins des utilisateurs de fauteuil roulant est de remédier directement aux symptômes du handicap afin que ces derniers retrouvent leurs mobilités. Cependant, la guérison n'est envisageable que pour trop peu d'entre eux. Se pose alors la question de l'efficacité du fauteuil roulant. En perpétuelle évolution, le fauteuil roulant a pour mission de permettre à une personne de se déplacer librement, le plus facilement possible et de manière sécurisée.

Il en existe de tous types pour convenir à tous les profils. Si la personne souffre d'une mobilité réduite au niveau de ses membres inférieurs mais que les supérieurs sont fonctionnels, un fauteuil roulant manuel peut convenir. La grande majorité des fauteuils roulants manuels sont comparables au niveau de leur conception. Il y a des tailles pour toutes les morphologies, et ils sont généralement réglables, pour correspondre aux besoins de chacun. Les principaux besoins d'un utilisateur de fauteuil roulant vis-à-vis de son fauteuil sont de permettre une locomotion la moins laborieuse et la plus efficace possible. Les autres besoins vis-à-vis du fauteuil roulant sont autour du confort et de la sécurité. En effet, il est indispensable pour la personne d'avoir un fauteuil dans lequel elle ne sentira pas de gêne ou d'inconfort et dans lequel elle pourra se déplacer sans craindre d'avoir un accident.

Pour les cas les plus sérieux où la personne souffre d'une déficience de mobilité des membres inférieurs et supérieurs, l'usage d'un fauteuil roulant électrique ou d'une solution technologique de mobilité équivalente est recommandé.

Un travail d'accompagnement peut être nécessaire pour apprendre à la personne à se familiariser avec son fauteuil pour qu'elle puisse se déplacer sans risque et de manière autonome. Ainsi, la personne peut se consacrer à un entraînement encadré couvrant l'ensemble des gestes essentiels à

la conduite d'un fauteuil roulant. On retrouve entre autre : se déplacer en ligne droite, sprinter, franchir des courbes, des sols inclinés, atteindre des objets éloignés, franchir un trottoir en se tenant sur les roues arrières, effectuer un transfert, etc. En matière de formation et d'évaluation de la conduite, une des références est le Wheelchair Skill Training Program (WSTP) [40,41] qui propose une trentaine d'exercices jugés essentiels.

En revanche, la formation dans ce cadre présente des limites.

La première limite vient des données exploitées pour l'évaluation des compétences des personnes. En effet, pour suivre objectivement un utilisateur de fauteuil roulant lors de sa locomotion, l'utilisation de capteurs est compliquée ou force l'invasivité.

L'autre possibilité consiste à faire appel à un examinateur pour évaluer l'utilisateur de fauteuil roulant, comme c'est le cas dans le WST, au cours duquel une note (ou un score) est attribuée. Cet indicateur n'est pas infallible, car subjectif, c'est d'ailleurs pour cette raison que plusieurs évaluateurs sont souvent mobilisés afin de réduire les biais en prenant en compte la moyenne des notes attribuées.

Les moyens demandés pour mettre en place un terrain d'entraînement satisfaisant sont très importants. Chaque catégorie d'exercice requiert un espace propre avec un aménagement spécifique. Cela demande un certain coût mais aussi de l'espace. Plus un centre de formation cherche à être complet dans les formations qu'il propose, plus il tend à être coûteux et demandeur de place.

L'essor de la réalité virtuelle a permis le développement de nombreux simulateurs destinés à l'apprentissage dans de nombreux domaines tels que la médecine [42-45], la conduite automobile [46-50] etc. Il est naturel que certains simulateurs aient été conçus pour la conduite de fauteuil roulant. La réalité virtuelle offre beaucoup d'avantages. Entre autres, elle permet de proposer à la personne une expérience répétable entièrement configurable et paramétrable, pour ainsi convenir aux besoins de la personne.

Cette thèse porte sur les simulateurs de conduite de fauteuil roulant et leurs contributions dans l'apprentissage de la conduite. Le sujet d'étude abordé dans ce mémoire est l'évaluation du comportement postural des utilisateurs de fauteuil roulant avec le simulateur en réalité virtuelle à retours haptiques Virtual Fauteuil. Virtual Fauteuil a été développé au LISV (Laboratoire d'Ingénierie des Systèmes de Versailles) en collaboration avec le CEREMH (Centre de Ressources & Innovation Mobilité Handicap) et EdF R&D. La conduite en fauteuil roulant est une pratique qui soumet la personne à des perturbations physiques et ces dernières peuvent avoir un effet sur la personne. Dans la mesure où la perturbation se manifeste sous la forme d'un mouvement, l'essentiel des effets produits sur la personne seront aussi des mouvements. Ces mouvements de la personne, sont bien entendu la conséquence de la perturbation, mais aussi de la manière dont l'utilisateur s'est comporté vis-à-vis de son maintien, de sa posture, face à la perturbation. Il vous sera montré point par point l'approche que nous avons adoptée pour évaluer le comportement postural des utilisateurs de Virtual Fauteuil.

Au chapitre 1, nous vous présenterons les simulateurs en réalité virtuelle dédiés à l'apprentissage de la conduite. Certaines des études qui y seront présentées abordent la question de l'évaluation des performances. L'intégralité de ces systèmes d'évaluation des performances est basée entièrement sur les performances techniques de la conduite et néglige de ce fait les facteurs liés à la personne, comme la sécurité, le confort, etc.

Dans un second temps, nous vous présenterons dans le chapitre 2 les simulateurs centrés sur la

personne, ayant pour objet de travail les paramètres qui peuvent affecter le confort, la santé ou la sécurité des usagers.

En nous appuyant sur cet état de l'art, nous nous sommes aperçus que l'évaluation du comportement postural des utilisateurs de fauteuil roulant en situation dynamique de perturbation n'avait pas été suffisamment étudiée et nous pensons que la réalité virtuelle est une formidable opportunité pour approfondir cela avec un œil nouveau.

C'est pourquoi nous vous présenterons au chapitre 3 le simulateur Virtual Fauteuil sur lequel l'intégralité des travaux de cette thèse ont été effectués. Différents aspects du simulateur seront présentés, à savoir : son environnement virtuel et l'immersion visuelle des simulations, ses dispositifs de retours haptiques et une étude portant sur la fidélité de la simulation des perturbations, et finalement l'intégration du capteur pour l'évaluation du comportement postural des utilisateurs.

Une fois le simulateur présenté, nous vous décrirons dans le chapitre 4 le modèle que nous avons établi qui nous permet d'appréhender le comportement postural des personnes en situation de perturbation. Ce modèle, issu d'un calcul utilisant les équations de Lagrange, met en relation le mouvement de perturbation, et le mouvement que cela induit chez la personne.

Les prédictions issues du modèle sont riches en informations, mais une validation de ce dernier nous semblait essentielle. Une double validation, en l'occurrence.

Le chapitre 5 est consacré à la première de ces validations. Il s'agit de confirmer une hypothèse que nous avons posée dans le chapitre précédent concernant les différents comportements musculaires possibles pour les personnes durant une situation de perturbation. Pour cela, nous avons mené des expériences avec le simulateur sur une population d'utilisateurs valides et novices dans la conduite de fauteuil roulant équipés de capteurs EMG (électromyographiques). Le chapitre montrera que les mesures obtenues concordent avec l'hypothèse précédemment formulée.

Enfin, le chapitre 6 traite de la seconde validation menée pour ce mémoire. Elle concerne la comparaison des mesures obtenues dans l'expérience avec les prédictions apportées par le modèle. Nous avons pour cela mené une campagne de tests similaires à l'expérience précédente, mais au lieu d'inspecter la contraction des muscles de la personne, nous avons mesuré le mouvement de la personne grâce au capteur Kinect.

Enfin, en guise de conclusion, un résumé des travaux de cette thèse sera proposé. La problématique de l'évaluation du comportement postural est vaste et nous pensons avoir apporté une importante contribution. En effet, l'ensemble des travaux menés avaient pour but de développer un simulateur de conduite de fauteuil roulant en vue d'évaluer et d'analyser le comportement postural des personnes en situation de perturbation de manière fiable et non invasive.



# Chapitre 1

## Fonctions et enjeux des simulateurs de conduite de fauteuil roulant

Il existe une multitude de simulateurs de conduite de fauteuil roulant répondant chacun à des besoins particuliers. Nous nous proposons ici de présenter chaque type de simulateur avec leurs fonctionnalités et leurs objectifs. Nous avons retenu pour notre étude différents simulateurs visant à entraîner ou accompagner plus ou moins directement les utilisateurs de fauteuil roulant. Pour notre recherche dans ce chapitre, nous nous sommes restreints aux simulateurs visant à former et à entraîner à la conduite et utilisant la réalité virtuelle. On peut toutefois les classer en deux catégories distinctes : les simulateurs avec une immersion seulement visuelle, et les simulateurs ayant une immersion à la fois visuelle et haptique.

### 1.1 Avantages et Prérequis des simulateurs

La simulation présente de nombreux intérêts pour l'apprentissage dans de nombreux domaines. Les domaines qui ont permis l'émergence des simulateurs sont la conduite [46-50] et la médecine [42-45]. Les expériences coûteuses et/ou à risques, comme la conduite d'un véhicule (voitures, avions etc.) ou la pratique d'opérations chirurgicales nécessitent une formation qui doit impérativement être sûre. Les simulateurs répondent parfaitement à cette problématique. En outre, les simulateurs sont entièrement paramétrables tant dans la variété que dans la complexité des exercices, pour convenir au plus de profils possibles.

Pour évaluer l'efficacité d'un simulateur dédié à l'apprentissage, on effectue en général une expérience présentant ces caractéristiques :

- On entraîne sur une durée définie un groupe de personnes avec un simulateur que nous appelons généralement le "groupe apprenant".  
On prend un groupe de contrôle qui a soit suivi un programme de formation similaire mais réel, soit suivi aucune formation. Afin d'éviter un maximum de biais, il est préférable de prendre des personnes novices dans la discipline. Une personne ayant déjà une expérience dans la conduite de fauteuil roulant aura une progression amoindrie à la suite d'une formation qu'une personne découvrant la pratique, ce qui peut fausser drastiquement les résultats et conclusions des expériences.
- Dans ces études, on effectue une pré-évaluation relative à l'apprentissage du simulateur.

Ensuite les personnes suivent le programme de formation qui leur est destiné en fonction du groupe auquel ils appartiennent.

Une fois la formation terminée, une évaluation finale a lieu. On note que la première et la dernière évaluation sont identiques et se passent dans la réalité, hors du simulateur.

On peut dire d'un simulateur que son entraînement est efficace à partir du moment où le groupe apprenant présente plus de progrès que le groupe de contrôle. Si toutefois le groupe de contrôle a également eu une formation autre qu'avec le simulateur, on attend du groupe apprenant d'avoir des améliorations au moins similaires au groupe de contrôle.

Il a été montré que l'utilisation d'un simulateur dans le cadre d'une formation n'est pas toujours bénéfique pour l'apprentissage [42]. Il y a plusieurs phénomènes qui peuvent expliquer cela. Le premier étant le transfert de compétences. Le transfert de compétences est ce qui arrive lorsqu'une personne arrive à restituer in vivo ce qu'elle a appris dans le simulateur.

Des études montrent que l'intensité du transfert de compétence est lié au sentiment de présence [51-54]. Ce sentiment de présence dépend lui-même de l'immersion du simulateur et de l'implication de la personne dans la simulation. En abordant l'immersion du simulateur, nous évoquons la vraisemblance de la restitution sensorielle qu'il propose. Pour une majorité des simulateurs, nous pouvons résumer cela au réalisme.

Les travaux de cette thèse se concentrent sur les simulateurs de conduite de fauteuil roulant pour lesquels la notion de réalisme est primordiale. Chaque simulateur est conçu avec un objectif défini, et suivant cet objectif, un certain niveau de réalisme est nécessaire et suffisant. Par exemple, si l'on souhaite concevoir un simulateur pour entraîner les personnes à la propulsion en fauteuil roulant manuel, il n'est pas obligatoire d'avoir une immersion visuelle. Dans ce cas, c'est surtout la fidélité de l'interaction entre la personne et les roues arrière du fauteuil qui comptera. De même, pour apprendre à une personne à conduire un fauteuil roulant électrique, une immersion visuelle est indispensable et parfois suffisante. Suivant le degré de formation de ce dernier, l'immersion haptique peut aussi être facultative dans l'apprentissage de la personne.

Nous allons vous présenter différents types de simulateurs de conduite de fauteuil roulant et les études qui ont été menées à ce sujet.

## 1.2 Les simulateurs de conduite de fauteuil roulant en réalité virtuelle (RV)

Les simulateurs utilisant la réalité virtuelle ont été développés avec un objectif simple : apprendre à une personne à se déplacer en fonction de son fauteuil et de l'environnement. La présentation des simulateurs utilisant la réalité virtuelle qui suit ira du plus simple au plus complexe dans l'immersion qu'ils proposent.

### 1.2.1 Les simulateurs à immersion visuelle

Les simulateurs de conduite de fauteuil roulant électrique peuvent se passer de retours vestibulaires dans une certaine mesure. Les retours vestibulaires englobent toutes les sensations de mouvement : ressentir l'accélération, les chocs, l'inclinaison du sol, etc. Ces retours vestibulaires peuvent être négligés dans le simulateur, si on considère que les effets reproduits n'auraient pas eu d'impact sur le comportement de l'utilisateur.

Pour le cas de la conduite d'un fauteuil roulant électrique, le premier besoin en termes d'apprentissage est de se familiariser avec le joystick pour contrôler le fauteuil. Il est question de se former

à des gestes simples comme se déplacer tout droit, tourner dans un virage, faire un demi-tour, s'arrêter à l'endroit demandé, etc. Pour ce genre de simulations, les retours vestibulaires ne sont pas importants. C'est pourquoi de nombreux simulateurs s'en sont passés et ont malgré tout montré une utilité dans la formation [55-61].

Ces simulateurs sont conçus comme des jeux vidéo. L'utilisateur manie un joystick relié à un ordinateur, qui dirige un avatar dans l'environnement virtuel. L'immersion visuelle peut différer selon les simulateurs. Certains optent pour un écran simple, d'autres pour une solution combinant plusieurs écrans, des salles dédiées à la projection (CAVE) et finalement il y en a qui utilisent des casques de réalité virtuelle.

FIGURE 1.1 – MiWe, Simulateur de conduite développé à l'Université McGill (Québec, CA). [1,2]



FIGURE 1.2 – View, simulateur développé à l'Université de Lorraine [3,4]



Le CAVE et le casque de réalité virtuelle semblent être les solutions de projection de l'environnement virtuel les plus immersives. Elles sont capables de couvrir l'intégral du champ visuel de l'utilisateur, quel que soit son orientation de tête.

Un CAVE nécessite beaucoup d'espace, c'est pourquoi de nombreux simulateurs optent l'utilisation d'un casque. En revanche, suite à l'utilisation du casque, l'utilisateur peut ressentir le mal des simulateurs. Les symptômes sont la nausée, et la désorientation. Cela survient lorsqu'il y a un conflit entre ce que voit la personne et ce que ressent l'oreille interne. La vue offerte par le casque doit être fidèle aux mouvements de la de tête et sans trop de latence si possible. Au-delà d'un certain retard, cela peut affecter la personne. Un consensus s'accorde à dire que suivant la complexité de la scène à simuler, au-delà de 100 à 25ms de retard, une sensation de malaise peut survenir [62-66].

Tous les simulateurs ayant montré leurs bienfaits dans l'apprentissage appartiennent à cette catégorie de simulateurs. Les simulateurs de conduite de fauteuil roulant électriques ayant une immersion visuelle uniquement.

Le tableau 1.1 résume les études ayant pour objectif de montrer l'efficacité d'un entraînement à la conduite pour un fauteuil roulant électrique. Les critères de sélection que nous avons déterminé sont les suivants :

- Tout d'abord, l'étude doit porter sur un simulateur utilisant la réalité virtuelle proposant un programme d'entraînement.
- Enfin, les mesures qui y sont effectuées ne doivent pas intégralement venir du simulateur. Si

tel était le cas, nous pourrions conclure à un éventuel progrès de la personne dans l'utilisation du simulateur mais nous aurions un problème à en déduire un progrès dans la conduite réelle.

Les simulateurs retenus proposent tous des programmes d'entraînement classiques où la personne y apprend les gestes usuels nécessaires à la conduite. Mais il y a une exception au tableau. Il s'agit des simulateurs présentés dans les études de Katz et Webster [60, 61] qui sont dédiés aux personnes à mobilité réduite souffrantes de négligence spatiale unilatérale (USN). Une personne atteinte de cette pathologie a sa perception de stimuli visuels dégradée d'un côté de son corps. Le principe du simulateur est de faire traverser une route par un passage piéton dans un environnement virtuel à des utilisateurs souffrant d'USN. Des voitures viennent des deux côtés, l'utilisateur choisi quand il peut (ou ne peut pas) traverser. La difficulté vient du fait que les voitures viennent des deux côtés, et que l'utilisateur est amené à ne remarquer les voitures venant essentiellement que d'un côté. L'objectif de ces simulateurs est évidemment de renforcer l'attention du côté déficient de l'utilisateur et ils ont montré des premiers résultats prometteurs.

Les études du tableau sont résumées en plusieurs catégories : Référence, Objectif, Participants, Protocole, et Mesures/Conclusion.

TABLE 1.1 – Les simulateurs de conduite de fauteuil roulant ayant montré leurs intérêts dans la formation à la conduite.

Référence	Objectif	Participants	Protocole	Mesures et conclusion
<b>Apprentissage classique</b>				
<p>"The role of virtual reality technology in the assessment and training of inexperienced powered wheelchair users"</p> <p>Harrison et al. 2002 [55]</p>	<p>Analyser les performances des utilisateurs dans le simulateur avant, et après l'entraînement</p>	<p>6 personnes à mobilité réduite novices dans l'utilisation d'un fauteuil roulant électrique</p>	<p>Proposer aux participants un programme d'entraînement régulier sur le simulateur. Chaque programme d'entraînement est adapté aux utilisateurs (fréquence d'entraînement et difficulté des exercices)</p> <p>Parmi les exercices proposés nous trouvons :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>-Déplacement en ligne droite</li> <li>-Déplacement sur ligne courbe</li> <li>-Évitement d'obstacle</li> <li>-Freinage précis</li> </ul>	<p>Mesure :</p> <p>Dans le simulateur et In-vivo :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>-Nombre de collisions</li> <li>-Nombre de manipulations du joystick</li> <li>-Temps d'accomplissement de l'exercice</li> </ul> <p>Les profils des participants a imposé que les entraînements ne soient pas identiques pour chacun. Tant sur la difficulté que sur le rythme les entraînements diffèrent drastiquement d'un utilisateur à l'autre.</p> <p>Il s'agit d'un rapport cas par cas et cela empêche d'effectuer des conclusions rigoureusement sur la moindre tendance. Cependant, dans la majorité des cas des améliorations sont constatés. Toutefois, ces progrès sont plus faibles dans la vraie vie que dans le simulateur</p>
Suite à la page suivante				

Table 1.1 – Suite du tableau

Référence	Objectif	Participants	Protocole	Mesures et conclusion
<p>”Use of a Computer Simulator for Training Children With Disabilities in the Operation of a Powered Wheelchair” Hasdai et al. 1998 [56]</p>	<p>Analyser les performances des utilisateurs ”in vivo” et dans le simulateur avant, et après l’entraînement</p>	<p>22 enfants en situation de handicap</p> <p>Un groupe de participants novices (n=11)</p> <p>Un groupe de participants expérimentés (n=11)</p>	<p>Rythme d’entraînement :</p> <p>2 séances par semaines de 30-45 minutes pendant 12 semaines. L’exercice du simulateur est un parcours à travers un labyrinthe.</p> <p>Avant, et après l’entraînement une évaluation ”in vivo” est effectuée.</p>	<p>Mesures :</p> <p>En réel : Score <math>N</math> : note d’exécution allant de 1 à 4 pour 8 exercices attribuées par 3 examinateurs. (avec 1 : meilleure note)</p> <p>Amélioration notable mais pas corrélée.</p> <p><math>N_{pré - entraînement} = 74.09 \pm 24.95</math></p> <p><math>N_{post - entraînement} = 54.64 \pm 18.19</math></p> <p>L’entraînement a toujours un intérêt, mais l’impact n’est pas le même pour tous</p> <p>L’absence d’un groupe de contrôle est regrettée.</p>
<p>”The Implementation and Validation of a Virtual Environment for Training Powered Wheelchair Manoeuvres” John et al. 2017 [57]</p>	<p>Analyser les performances des utilisateurs ”in vivo” et dans le simulateur sous différentes configurations après une séance d’entraînement</p>	<p>33 personnes novices : 3 groupes :</p> <p>Casque de réalité virtuelle (n=11)</p> <p>Ordinateur de bureau (Desktop) (n=11)</p> <p>Contrôle (n=11)</p>	<p>Les personnes bénéficient d’une séance d’entraînement avec simulateur.</p> <p>Les évaluations des performances avant et après l’entraînement se font ”in vivo” sur 4 exercices chronométrés :</p> <p>manœuvrer à travers les obstacles</p> <p>se déplacer en suivant des lignes courbes</p> <p>Exercice de slalom</p> <p>Demi-tour précis</p>	<p>Mesures :</p> <p>Avant et après cet entraînement les participants franchissent un parcours d’obstacle dans la réalité. Les deux complétions sont chronométrées. En comparant les deux durées, un facteur d’amélioration est déduit en pourcentage pour chaque exercice.</p> <p>Des améliorations sont presque toujours notables, même pour le groupe de contrôle.</p> <p>Groupe Casque VR &gt; Configuration Desktop <math>\approx</math> Groupe de contrôle</p> <p>L’utilisation de ce simulateur a eu un apport sur les performances des utilisateurs avec le casque de réalité virtuelle mais peu avec la configuration Desktop, en tout cas de manière comparable au groupe de contrôle.</p> <p>Les explications avancées : Le casque de réalité virtuelle renforce le sentiment de présence. Une seule séance est peu pour réellement considérer le groupe de contrôle comme tel. Les deux groupes ont eu deux expériences de conduite de fauteuil roulant, la première in vivo pour obtenir le temps de référence, puis une seconde expérience via le simulateur. Le groupe de contrôle au final n’a que l’expérience avec le simulateur en moins.</p>
Suite à la page suivante				

Table 1.1 – Suite du tableau

Référence	Objectif	Participants	Protocole	Mesures et conclusion
<p>”Efficacy of a Powered Wheelchair Simulator for School Aged Children : A Randomized Controlled Trial” Linden et al. 2013 [58]</p>	<p>Analyser les performances des utilisateurs ”in vivo” avant, et après l’entraînement</p>	<p>27 enfants valides</p> <p>Groupe entraîné (GE) : n = 14</p> <p>Groupe de contrôle (GC) : n = 13</p>	<p>Le programme d’entraînement comprend 8 séances de 30 minutes d’entraînement avec simulateur.</p> <p>Il est composé de 6 niveaux classés par ordre de difficulté.</p> <p>Les évaluations des performances avant et après l’entraînement se font ”in vivo” sur 12 exercices notés par trois évaluateurs.</p>	<p>Mesures :</p> <p>En comparant les moyennes avant et après l’entraînement, on déduit un facteur d’amélioration</p> <p>Facteur d’amélioration GE : 1,43</p> <p>Facteur d’amélioration GC : 1.23</p> <p>L’entraînement a un intérêt, mais l’impact du simulateur est à modérer car une amélioration non négligeable a également eu lieu sans.</p>
<p>”Towards Enabling More Effective Locomotion in VR Using a Wheelchair-based Motion Platform” Puchalla Fiore et al. 2013 [59]</p>	<p>Analyser les effets des retours haptiques sur la performance de l’utilisateur d’un simulateur</p> <p>La simulation s’effectue avec un casque de réalité virtuelle, sur un vrai fauteuil roulant électrique qui reproduit totalement ou partiellement les mouvements effectués durant la simulation.</p>	<p>20 participants novices répartis en 4 groupes :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Sans mouvement du fauteuil</li> <li>- Juste rotations actives</li> <li>- Translations et rotations actives</li> <li>-Rotations et translations amoindries</li> </ul>	<p>Les participants doivent finir un exercice où le but est de trouver 8 boites dans un environnement virtuel labyrinthique</p>	<p>Mesure :</p> <p>Distance parcourue</p> <p>Vitesse moyenne</p> <p>Nombre de revisites (quand on retourne sur ses pas)</p> <p>Les performances du groupe ”translation/rotation” sont moins bonnes que les 3 autres groupes. Les trois autres groupes ont des résultats similaires. En revanche, le nombre de revisites est amoindri pour les groupe retours complets/amoindris</p> <p>On peut observer la tendance suivante, avec les retours haptiques, les participants prennent plus leurs temps et leurs mouvements sont plus contrôlés/planifiés. Le biais induit par le caractère aléatoire de l’exercice ne permet pas de traiter de manière rigoureuse les résultats et d’en déduire d’avantage.</p>
<b>Simulateurs dédiés aux personnes souffrants de négligence spatiale unilatérale</b>				
Suite à la page suivante				

Table 1.1 – Suite du tableau

Référence	Objectif	Participants	Protocole	Mesures et conclusion
<p>”Interactive virtual environment training for safe street crossing of right hemisphere stroke patients with Unilateral Spatial Neglect”</p> <p>Katz et al. 2005 [60]</p>	<p>Analyser les performances des utilisateurs avant, et après l’entraînement avec deux programmes différents d’entraînement sur simulateur.</p> <p>Il s’agit d’un entraînement pour les utilisateurs de fauteuil roulant souffrant de négligence spatiale unilatérale (USN : Unilateral Spacial Neglect)</p>	<p>19 participants :</p> <p>Groupe d’entraînement VR : n = 11</p> <p>Groupe de contrôle : n = 8</p> <p>Le groupe de contrôle n’a pas un entraînement sur simulateur, mais un entraînement classique</p>	<p>Le programme d’entraînement comprend 12 séances de 45 minutes d’entraînement</p> <p>Avec simulateur :</p> <p>Traverser une route dans des environnements virtuels</p> <p>In vivo :</p> <p>Exercices vidéos</p>	<p>Mesures : In vivo :</p> <p>Temps de décision</p> <p>Nombre d’erreurs de jugement</p> <p>Simulateur :</p> <p>Nombre de collision dans le simulateur</p> <p>Nombre de regards avant de prendre la décision de traverser</p> <p>Amélioration toujours notable mais rarement corrélée. La faute revient entre autres au groupe de contrôle qui au pré-entraînement présentait de bien meilleures performances que le groupe VR.</p> <p>Statistique significative intéressante : Dans le simulateur les accidents on été réduits de 50% en moyenne (<math>p &lt; 0.035</math>)</p>
<p>”Computer-assisted training for improving wheelchair mobility in unilateral neglect patients”</p> <p>Webster et al. 2001 [61]</p>	<p>Analyser les performances des utilisateurs avant, et après l’entraînement avec deux programmes différents d’entraînement sur simulateur.</p> <p>Il s’agit d’un entraînement pour les utilisateurs de fauteuil roulant souffrant de négligence spatiale unilatérale (USN : Unilateral Spacial Neglect)</p>	<p>40 Personnes en situation de handicap atteintes d’USN.</p> <p>Groupe entraîné (GE) : n=20</p> <p>Groupe de contrôle (GC) : n=20</p> <p>Pour fausser au minimum les résultats, les deux groupes présentent un niveau similaire de handicap concernant la perception du côté gauche.</p>	<p>Programme d’entraînement : 12 à 20 séances de 45 minutes d’entraînement</p> <p>Deux exercices de parcours d’obstacles sur simulateur</p> <p>Exercice d’évitement d’obstacle sur un parcours en ligne droite : VTT , ”Video Tracking Test”</p> <p>Exercice d’évitement d’obstacle sur un parcours contenant des virages : VOCT, ”Video Obstacle Course Test”</p> <p>Un parcours d’obstacle à effectuer ”in-vivo” à la fin de l’étude : WCOC, ”Wheelchair Obstacle Course”</p>	<p>Mesure : Nombre de collisions :</p> <p>Cas Simulateur ”VTT” :</p> <p>première séance : Moy. = <math>1.58 \pm 2.65</math></p> <p>dernière séance : Moy. = <math>6.00 \pm 5.75</math></p> <p><math>p = 0.002</math></p> <p>Cas Simulateur ”VOCT” :</p> <p>première séance : Moy. = <math>1.00 \pm 1.60</math></p> <p>dernière séance : Moy. = <math>3.58 \pm 2.80</math></p> <p><math>p = 0.001</math></p> <p>Cas ”WCOC” :</p> <p>GE : Moy. = <math>1.37 \pm 1.89</math></p> <p>GC : Moy. = <math>5.56 \pm 3.29</math></p> <p><math>p = 0.00003</math></p> <p>Des améliorations sont toujours notables et corrélées dans le simulateur avant et après entraînement (VTT et VOCT). Idem pour l’évaluation finale, WCOC, où le groupe entraîné effectue beaucoup moins de collisions.</p> <p>Au regard de cette étude, l’utilisation d’un simulateur est pertinente pour l’apprentissage à la vigilance et à la perception.</p>

Ces études sont les plus rigoureuses autour de la validation de simulateurs de conduite de fauteuil roulant et elles ont montré l’intérêt que peuvent avoir les simulateurs de conduite fauteuil roulant dans la formation.

Pour nuancer cependant ce propos, nous ne pouvons que constater que, à l’exception de Webster et al. [61], ces simulateurs ne sont pas pourvus de retours haptiques, hors ces derniers semblent tout à fait nécessaires si on souhaite obtenir un niveau de réalisme suffisamment convaincant. Même, nous pensons que se passer des retours haptiques revient à négliger une part importante de l’expérience

qu'est la conduite en fauteuil roulant, ne serait-ce que pour la simulation de moments routiniers dans la vie des utilisateurs de fauteuil roulant, mais pourtant à risque à cause des perturbations notamment.

Selon plusieurs enquêtes [67,68], dans plus d'un accident sur deux, l'environnement est en partie responsable. Cela inclut les obstacles, les sols inclinés, inégaux, humides, et les autres véhicules. A cela s'ajoute le fait que 55% des utilisateurs de fauteuil roulant ont dans leur vie eu au moins un accident sur leurs fauteuils roulants. C'est pourquoi des experts en réalité virtuelle ont décidé de créer des simulateurs dont l'immersion est visuelle, mais aussi haptique. Augmenter le degré le réalisme est nécessaire pour permettre à l'utilisateur de sentir les perturbations dues à un déplacement en fauteuil roulant.

### 1.2.2 Les simulateurs à immersion visuelle et haptique

De notre point de vue, nous pouvons classer les retours haptiques dont les simulateurs sont majoritairement pourvus en deux catégories :

- Les retours d'efforts aux niveaux des mains courantes pour la propulsion en fauteuil roulant manuel.

Dans la même démarche que les ergomètres dédiées à la formation à la propulsion [16-18], des simulateurs en réalité virtuelle [6,13,69] proposent une interaction fidèle avec les roues arrières pour simuler la propulsion. La technologie utilisée peut varier, il s'agit en général soit d'un système de rouleaux [69-71], ou un mécanisme d'entraînement des roues arrière [6,13].

- Les retours vestibulaires, que nous englobons dans les retours haptiques, qui eux permettent à la personne d'avoir la sensation qu'elle se déplace.

Pour ce qui est des retours vestibulaires, les simulateurs utilisent des plateformes de Stewart [5] (Figure 1.3), ou des variantes (Figure 1.4-10). Les plateformes de Stewart peuvent se déplacer selon 6 degrés de libertés autour du centre de la plateforme : 3 rotations, 3 translations. Nous verrons que des 6 degrés de libertés possibles, il n'en sera pas utilisé plus de 3 ou 4 pour les simulateurs de conduite de fauteuil roulant en général.

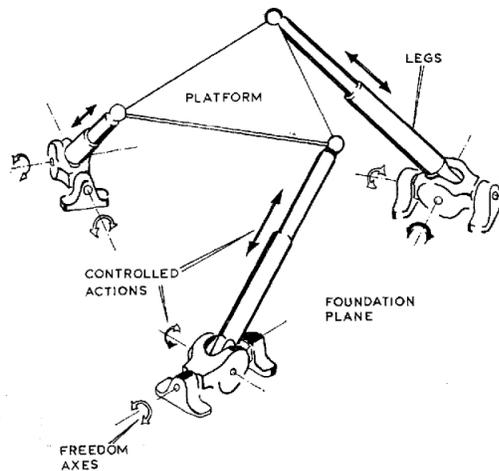
On peut utiliser ce type de plateforme dans les simulateurs de conduite de fauteuil roulant et simuler la grande majorité des sensations haptiques que l'on peut avoir dans un trajet réel en fauteuil. Etant donné la vulnérabilité des personnes à mobilités réduites, ces effets physiques peuvent être considérés pour des perturbations. Nous départagerons ces perturbations en deux catégories :

- les perturbations dues à la dynamique : il s'agit des perturbations dues à l'accélération du fauteuil, les efforts centrifuges, lors de virages etc.

De nombreux simulateurs de conduite de voiture emploient ce type d'immersion par exemple [72-74], et certains simulateurs de fauteuil roulant l'utilisent [11,75].

- les perturbations dues à l'environnement : pour en donner une définition large, il s'agit pour nous des perturbations exclusivement dues au mouvement du fauteuil dans l'environnement. Concrètement, il s'agira essentiellement des perturbations provoquées par la nature du sol sur lequel le fauteuil se déplace.

FIGURE 1.3 – Schéma de conception d’une plateforme de Stewart [5]



Les simulateurs avec 6 degrés de libertés ont les capacités de reproduire toutes ces perturbations, en revanche, cela a un coût en terme d’espace et de machinerie (figure 1.5, 1.9, 1.11). Certains simulateurs choisissent de sacrifier une part des effets vestibulaires, pour avoir un simulateur plus accessible mais légèrement moins immersif. Entre la dynamique et l’environnement, il semble logique de privilégier les perturbations issues de l’environnement plutôt qu’à celles dues à la dynamique, d’une part car elles peuvent être plus faciles à reproduire, et que ce sont ces perturbations qui sont majoritairement responsables des chutes ou accidents chez les utilisateurs de fauteuil roulant [67].

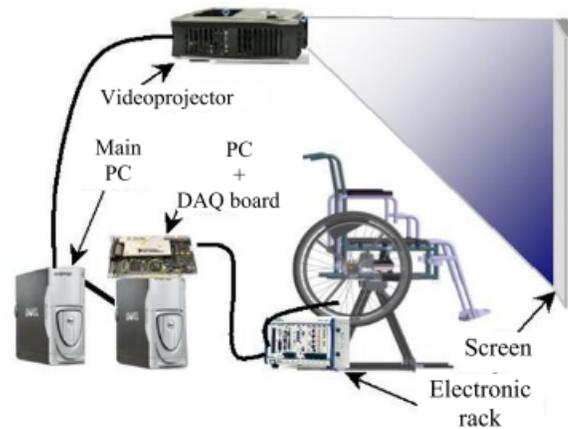
Nous allons discuter de la nécessité de certains degrés de libertés pour les simulateurs, car ces derniers ont un coût, tant pécuniaire qu’en termes d’encombrement notamment pour accueillir la machinerie. Nous allons vous présenter différents groupes de simulateurs classés par nombre de degrés de libertés proposés en commençant par les simulateurs dont les plateformes ont le moins de degrés de libertés pour finir par les plus complets.

Nous commençons avec les simulateurs permettant une mobilité, à savoir le tangage. Avec leur système d’entraînement du fauteuil (Figure 1.4), Anthierens et al. [6] peuvent reproduire les perturbations dues au franchissement de sols inclinés et des chocs qui se manifestent intégralement sur le plan sagittal.

Se concentrer uniquement sur ce degré de liberté n’est pas vide de sens. Cela représente une économie immense, en temps de développement, espace, financement, etc. A priori, Plus un système de ce type offre de mobilités et plus il tend à coûter cher et imposer d’autres types de contraintes.

La grande majorité des effets qu’une personne ressent en se déplaçant en fauteuil roulant, tendent à se situer essentiellement sur ce plan. Nous devons cela essentiellement aux aménagements des lieux urbains qui permettent aux personnes d’appréhender le franchissement d’obstacles (pentes, descentes de trottoirs, etc.) de manière frontale.

FIGURE 1.4 – Simulateur de Supmeca - Toulon [6]



En ajoutant la rotation autour de l'axe du roulis, nous obtenons un système à deux degrés de libertés, capable de reproduire dans l'espace le franchissement de sols inclinés et non plus dans un seul plan, comme le simulateur de Steyn et al [7].

FIGURE 1.5 – Simulateur de l'Université de Tshwane, Afrique du Sud [7]



Avec une mobilité supplémentaire, on a des solutions à 3 degrés de liberté comme le simulateur de Panadero et al. [8] et le simulateur qui a servi pour l'ensemble des travaux de cette thèse, Virtual Fauteuil dont nous parlerons plus précisément dans le chapitre 3. Avec cette configuration, on peut reproduire des effets sous la forme de rotations selon le plan sagittal, mais aussi selon le plan frontal, pour les perturbations de roulis. Il reste un degré de liberté consacré à la levée, l'axe vertical de la

translation. Cet axe est particulièrement intéressant pour restituer des vibrations à la personne. Les vibrations ne sont pas à négliger, il est fréquent d'y être confronté lors d'un déplacement en milieu urbain et les perturbations entraînées sur la personne peuvent être importantes [20, 76-79].

FIGURE 1.6 – Simulateur de l'Université Carlos III de Madrid, Espagne [8]

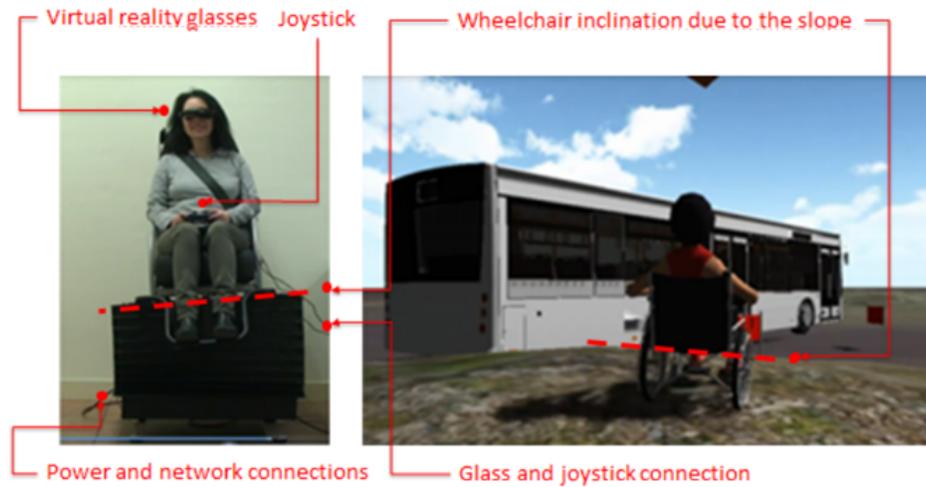
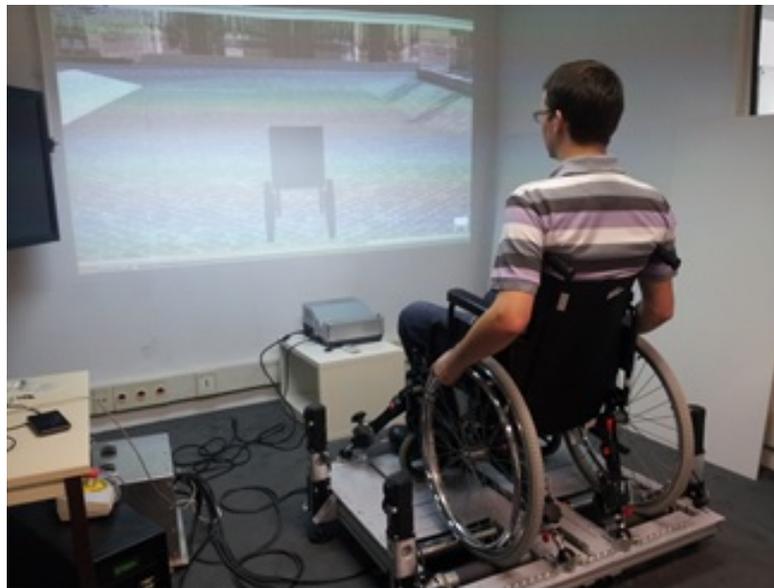


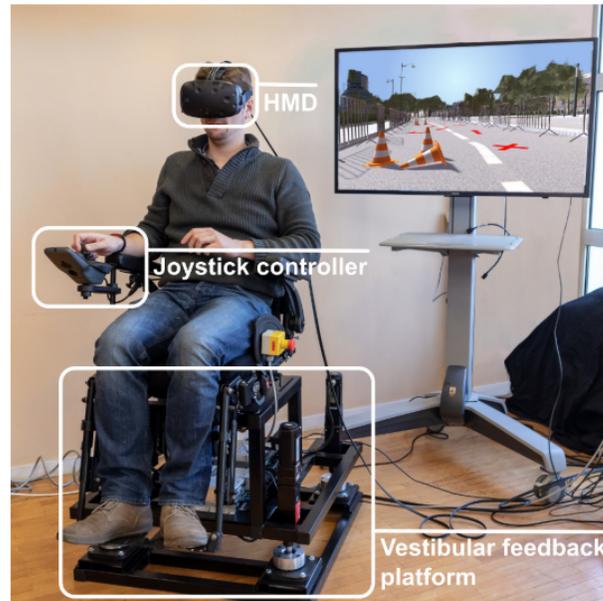
FIGURE 1.7 – Virtual Fauteuil, simulateur de conduite développé au LISV [9, 10]



En remplaçant le degré de liberté de translation par une rotation, on arrive une configuration à 3 degrés de libertés qui intègre aussi le lacet, ce qui permet entre autre de simuler les effets centrifuges

durant les virages, et renforcer l'immersion durant les mouvements de lacet durant la conduite du fauteuil [11, 12].

FIGURE 1.8 – Simulateur de l'Université de Rennes [11, 12]



Enfin, nous terminons avec les simulateurs ayant 6 degrés de liberté. Le simulateur du CEAL (Figure 1.9) [75] utilise une plateforme de mouvement directement inspirée de la plateforme de Stewart. Mais Il existe des manières de concevoir cela légèrement différemment comme pour le simulateur de l'Université de Tokyo (Figure 1.11) [14]

FIGURE 1.9 – Simulateur de l'Université de Toronto  
Plateforme de mouvement CEAL et CAVE du simulateur [13]

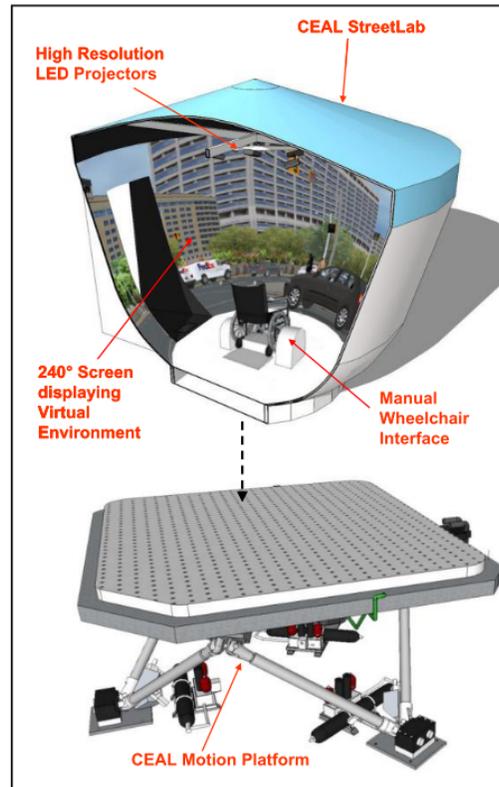


FIGURE 1.10 – Simulateur de l'Université de Toronto  
Système d'entraînement des roues arrière [13]

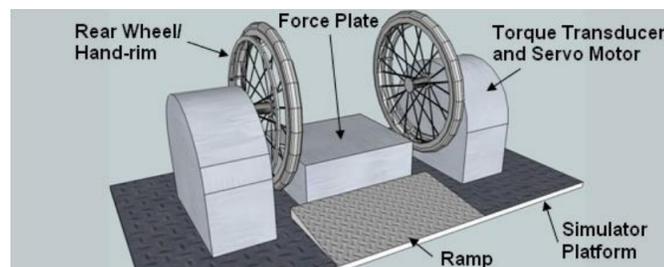
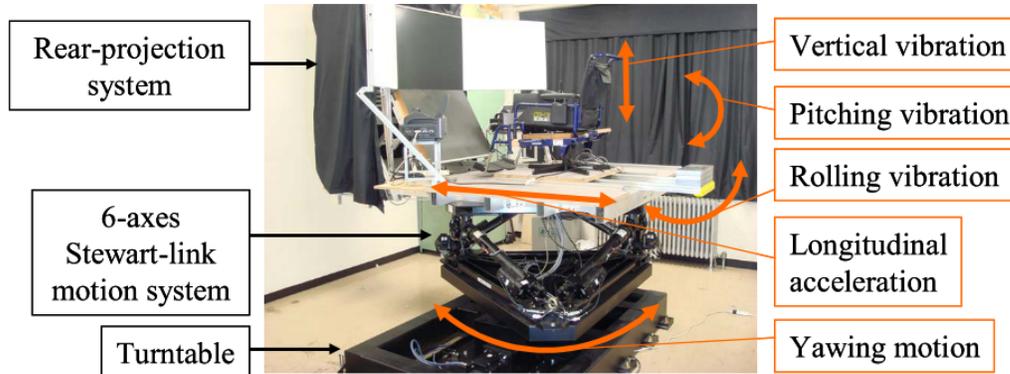


FIGURE 1.11 – Simulateur de l'Université de Tokyo [14]



### 1.3 Conclusion

Les simulateurs montrés dans ce chapitre ont tous pour objectif d'aider les personnes en situation de handicap, principalement dans l'optique de servir à l'apprentissage de la conduite d'un fauteuil roulant. Nous constatons deux approches dans les travaux analysés : soit les études s'intéressent aux interactions et applications possibles entre la personne et le simulateur, et en général, ces études sacrifient l'aspect immersion de la simulation, et sinon, on retrouve le cas inverse où les simulateurs sont entièrement dédiés au réalisme, et alors il n'est pas question d'entraînement. Pour un domaine encore aussi jeune, il n'y a rien d'étonnant au final, ces études se complètent en un sens.

Cet état de l'art non exhaustif montre que les simulateurs de conduite de fauteuil roulant ont apporté un outil puissant dans l'accompagnement des personnes en situation de handicap, et ne demande qu'à être amélioré davantage. Nous avons la conviction profonde que c'est dans sa dimension pédagogique que nous pouvons l'exploiter au mieux. En parcourant les études qui ont été réalisées, nous constatons que la formation est presque exclusivement orientée vers l'amélioration des performances de la personne mais sa sécurité est négligée. Pour le dire autrement, dans l'analyse des performances de ces simulateurs, soit l'exercice d'entraînement ne présente absolument aucun risque, et dans ce cas, il est normal de négliger la sécurité, soit les aspects sécuritaires évalués dans les études viennent du simulateur (nombre de collisions, etc.) et n'ont qu'un impact moindre dans le jugement définitif de l'efficacité du simulateur. En définitive, les données exploitées dans ces études sont majoritairement relatives au fauteuil et à son mouvement, et servent à tirer des conclusions sur les performances fonctionnelles de la personne.

Nous pensons qu'il est pertinent de pousser l'évaluation de la conduite de fauteuil roulant à un tout autre niveau en se focalisant cette fois sur la personne, sur sa posture plus précisément. Il y a des facteurs comme la configuration du fauteuil et la manière dont la personne se tient dessus, qui peuvent apporter des risques plus ou moins immédiats, pour la personne. Comme risques immédiats, nous avons les risques de chute, qui souvent sont liés à des failles dans l'équilibre ou la stabilité de la personne. Comme autres risques moins immédiats, nous avons les problèmes de santé, et ils sont nombreux. Il s'agit essentiellement des douleurs articulaires aux membres supérieurs, des douleurs au dos, au cou ou au fessier et des risques d'escarres. Cela sera l'objet du chapitre 2, où

nous présentons différents types de systèmes visant à analyser ou évaluer le confort ou les risques chez la personne.



## Chapitre 2

# Les simulateurs dédiés au confort et à la sécurité des utilisateurs

Nous avons vu dans le chapitre précédent que les simulateurs de conduites de fauteuil roulant utilisant la réalité virtuelle étaient bénéfiques pour la formation des personnes mais nous remarquons que ces derniers se concentrent exclusivement sur la performance de conduite du fauteuil dans leur manière d'évaluer la personne, occultant ainsi la personne elle-même et toutes les problématiques qui en découlent.

Les utilisateurs de fauteuil roulant sont à la recherche de solutions pour apprendre à conduire un fauteuil roulant ou à s'améliorer, mais il y a aussi un grand besoin autour de la sécurité et de la santé de ces personnes. La posture est liée à de nombreux dangers auxquels les personnes à mobilité réduites sont exposées et l'objet de ce chapitre est de vous montrer tous les types de systèmes qui ont pour objectif d'évaluer la posture des personnes au sens le plus large possible. Nous faisons une distinction entre problématiques liées à la posture en condition statique et dynamique, chacune de ces conditions sont bien différentes dans les risques encourus et dans l'approche de l'assistance que l'on peut avoir avec un simulateur.

En condition statique, un ergomètre suffit à mener des études pour évaluer les impacts de la posture de la personne sur son confort, son maintien, ou son équilibre statique, mais aussi la répartition de son poids pour prévenir de risques de douleurs au niveau du dos ou des membres inférieurs, ou dans des cas plus graves l'apparition d'escarres.

En condition dynamique, les utilisateurs de fauteuil roulant rencontrent des problèmes comme les douleurs et troubles au niveau des membres supérieurs, à cause de la propulsion en fauteuil roulant manuel mais aussi des pertes d'équilibre lorsque la personne subit des perturbations.

Cet état de l'art nous a inspiré l'idée de faire de l'évaluation du comportement postural avec un simulateur de fauteuil roulant. C'est bien entendu pour des évaluations en conditions dynamiques que la réalité virtuelle montre son intérêt. Dans un contexte d'apprentissage à la conduite de fauteuil roulant et à la résistance face aux perturbations physiques, il est évident qu'une immersion visuelle semble importante. C'est déjà un point sur lequel le travail de cette thèse se démarque.

Le second point tourne autour des mesures faites pour évaluer la posture. Nous trouvons des études où sont surveillés les déplacements du centre de gravité pour en déduire une information sur la perte d'équilibre de la personne. D'autres études se concentrent sur les signaux EMG (Electromyographique) pour cette fois analyser la relation entre la réponse musculaire de la personne et la perturbation.

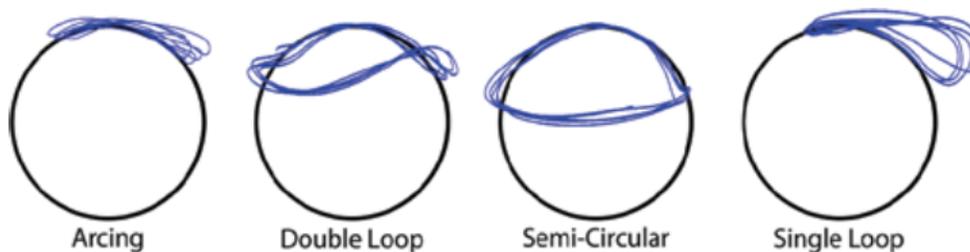
Nous souhaitons pour Virtual Fauteuil, notre simulateur, ajouter un capteur pour mesurer le mouvement des membres supérieurs de la personne. Ainsi nous obtenons une mesure qui nous informe mieux sur la posture que les déplacements du centre de gravité.

Cela sera l'objet du chapitre suivant, une présentation détaillée du simulateur et de l'intégration du capteur dédié à l'évaluation du comportement postural : la Camera Kinect V2.

## 2.1 Les ergomètres : simulateurs de propulsion

La propulsion en fauteuil roulant manuel est une activité fatigante et redondante. Elle demande au conducteur de faire pivoter les roues arrière du fauteuil à l'aide des mains courantes de manière répétée. Le motif de cette répétition peut varier suivant l'utilisateur et les conditions de déplacement [15, 80, 81] (Figure 2.1). La cadence de propulsion, c'est à dire le nombre de cycle de propulsion effectués par seconde, peut varier de 1 à 2. 1 représente une cadence moyenne pour un déplacement sur sol plat, tandis qu'une cadence de 2 apparaît souvent lors de déplacements demandant plus d'efforts, un déplacement sur une pente montante, ou un sprint par exemple.

FIGURE 2.1 – Différents types de mouvements des mains pour la propulsion en fauteuil roulant. Ces mesures sont issues d'une étude menée par Taylor et al. [15]



A terme, cette activité peut s'avérer nocive pour l'utilisateur et entraîner des complications médicales comme des douleurs articulaires, ainsi que des troubles musculo-squelettiques aux membres supérieurs [82, 83].

Des ergomètres ont été développés pour évaluer la propulsion chez les utilisateurs de fauteuils roulants manuels et aider la personne à rechercher des améliorations.

Ces ergomètres pour fauteuils roulants manuels sont des machines qui ont pour objectif de laisser l'utilisateur manier les roues arrière de son fauteuil dans les mêmes conditions que la réalité. Cela implique que les efforts de résistance au roulement doivent être simulés au niveau des roues arrière. Pour cela plusieurs solutions peuvent être utilisées : une première consiste à utiliser un tapis roulant pour permettre le mouvement des roues arrière (Figure 2.3). Utiliser des rouleaux motorisés et instrumentés peut être une autre solution [16-18] (Figure 2.2 et 2.4). Enfin, on peut recourir à un système mécanique d'entraînement relié à la roue par son axe de rotation [6, 13, 19] (figure 1.10, 2.5).

FIGURE 2.2 – Ergomètre de propulsion de Morgan et al. [16]



FIGURE 2.3 – Ergomètre de propulsion de Niesing et al. [17]

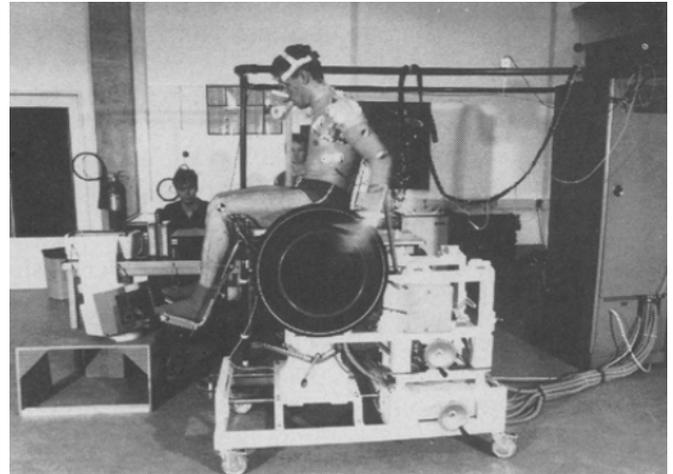


FIGURE 2.4 – Ergomètre de propulsion de Chenier et al. [18]

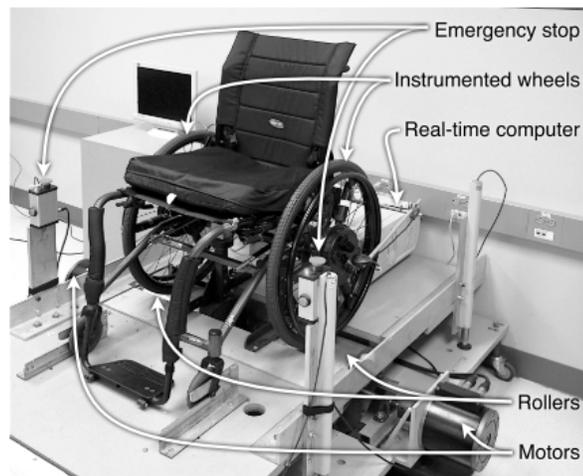
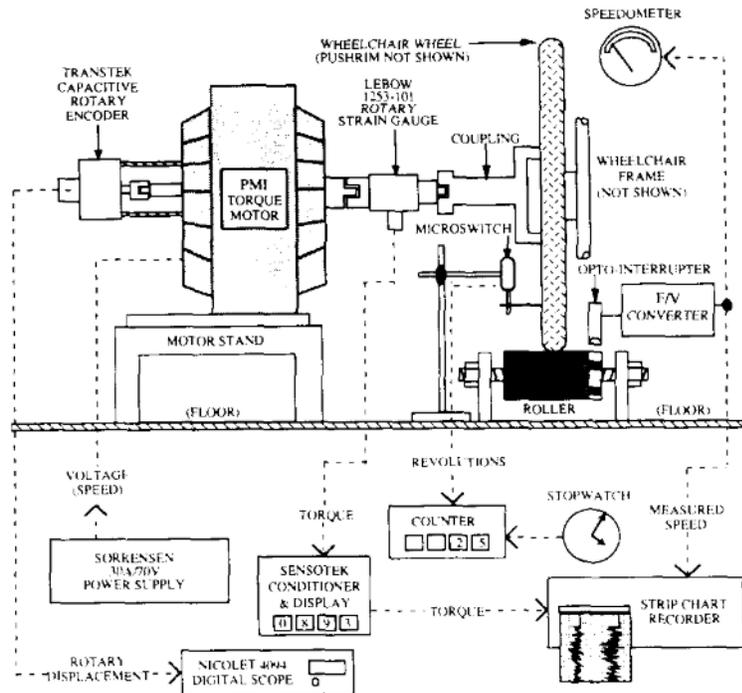


FIGURE 2.5 – Schéma du système d’asservissement des roues arrières du fauteuil de Langbein et al. [19]



L’ergomètre présente un intérêt notable qui est qu’il peut être instrumenté. Parmi les capteurs qui peuvent être présents dans les ergomètres de fauteuil roulant on trouve : des couples-mètres pour évaluer des efforts appliqués sur les roues du fauteuil [16, 18, 84-86], des appareils de mesure pour évaluer l’air expiré par l’utilisateur de l’ergomètre [85, 87-89], de la capture de positions dans l’espace (motion tracking) avec des marqueurs posés sur la personne [90, 91], etc.

Comme recherches intéressantes menées sur la propulsion en fauteuil roulant manuel, on peut citer [85, 92, 93] qui ont mis en évidence que les efforts ainsi que la cadence de propulsion et d’autres facteurs qui conditionnent l’optimisation de la propulsion, sont corrélés avec la position verticale et horizontale des épaules sur le plan sagittal. En d’autres mots, suivant la configuration du fauteuil (position verticale et horizontale de l’assise par rapport aux roues arrière, réglage des cale-pieds et inclinaison du dossier) et de la posture de la personne, les performances de propulsions changent. Comme autre découverte autour de la cinématique de propulsion en fauteuil roulant manuel, nous pouvons citer St Rémy et al. [90] qui ont montré que balancer son tronc vers l’avant durant la phase de propulsion était bénéfique.

D’autres études abordent l’utilité de s’entraîner avec un ergomètre pour améliorer sa propulsion et ont montré leurs avantages [88, 94-96]. Les entraînements proposés aux participants étaient des entraînements physiques de plusieurs séances réparties sur quelques semaines. Les bienfaits observés sont autour des gains en tonicité et en mobilité des articulations post-entraînement.

## 2.2 L'équilibre et le confort chez les utilisateurs de fauteuil roulant en condition statique

En condition statique, c'est à dire lorsque les mouvements du fauteuil sont négligeables voir nuls, certains utilisateurs de fauteuil roulant sont confrontés à des problèmes de manque de stabilité, de confort, de douleurs au dos et aux membres inférieurs et toutes ces complications dépendent fortement de la posture de l'utilisateur. Les études qui suivent vous montreront la manière dont chacune apporte une solution d'analyse permettant de caractériser le comportement postural de la personne, suivant une condition bien particulière.

En condition statique, on cherche à réduire les points de pression trop forts entre la personne et le fauteuil, pour dans un premier temps éviter à la personne d'avoir des douleurs ou des gênes trop importantes au niveau des régions sur-sollicitées, puis dans un second temps, éviter l'apparition d'escarres. A l'aide de nappes de pressions dont on recouvre l'assise du fauteuil roulant [20, 22, 97], nous pouvons observer si la personne a une répartition de son poids homogène, ou non, sur son fauteuil, et localiser les zones où la pression est la plus haute. Les figures 2.6, 2.7 et 2.8 nous montrent des exemples de mesures de répartition de la pression sur l'assise en fauteuil roulant. D'autres travaux utilisant cette configuration se sont intéressés à l'impact des vibrations verticales sur la personne, et ont abouti à la conclusion que les vibrations apporteraient une gêne importante et que cela amplifierait les disparités dans la répartition de la pression [20, 98, 99].

FIGURE 2.6 – Mesures de répartition de la pression de la personne sur l'assise effectuées par Wu et al. [20]. Ici nous avons deux mesures prises sur une même personne dans deux conditions différentes, la première (a) en condition statique, la seconde (b) soumise à des vibrations verticales.

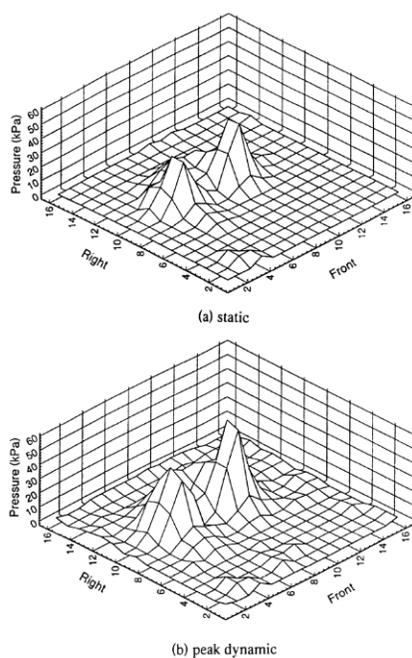


FIGURE 2.7 – Mesures de répartition de la pression de la personne sur l’assise effectuées par VanGeffen et al. [21].

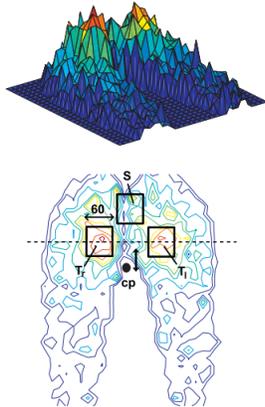
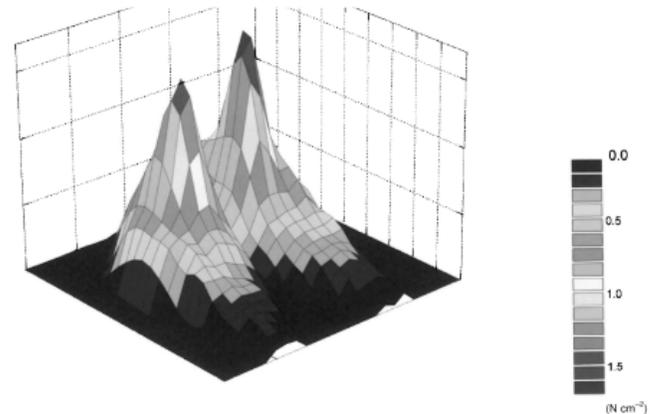


FIGURE 2.8 – Mesures de répartition de la pression de la personne sur l’assise effectuées par Ebe et al. [22].



Outre les problèmes liés à la répartition de la pression des personnes à mobilité réduite sur leurs fauteuils, en condition statique les personnes sont exposées à un autre risque, celui de chuter de leur fauteuil, ou du moins de perdre l’équilibre. Cela survient lorsque le fauteuil roulant se trouve sur un sol incliné et à l’arrêt. Une inclinaison trop forte vers l’avant peut entraîner un glissement de la personne vers l’avant, une inclinaison trop forte vers l’arrière ou sur les côtés entraîne un risque de basculement du fauteuil.

Plus la projection du centre de gravité de l’ensemble {personne + fauteuil} est proche de l’axe des roues plus les risques de déséquilibre croient dans le cas d’un sol incliné sur le plan sagittal (Figure 2.9). Pour le cas d’un dévers, une rotation sur le plan frontal, le risque de basculement apparaît lorsque le centre de gravité s’approche de la droite verticale qui passe par le point  $B$ , point de contact entre la roue et le sol (Figure 2.10) Sachant que finalement le basculement survient lorsque le projeté du centre de gravité dépasse l’axe des roues arrières. La position dite ”critique” est représenté par l’axe rouge sur ces figures, au-delà de cette limite, un basculement survient. D’une certaine manière, cet axe est l’équivalent du polygone de sustentation que l’on retrouve de manière incontournable dans toutes les études relevant de l’évaluation de la stabilité ou de l’équilibre d’une personne debout [100–102].

FIGURE 2.9 – Position limite du centre de gravité dans le cas d’une pente montante

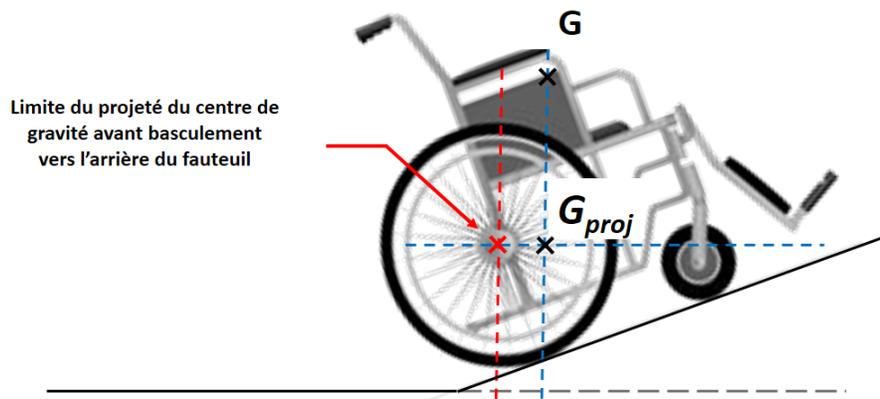
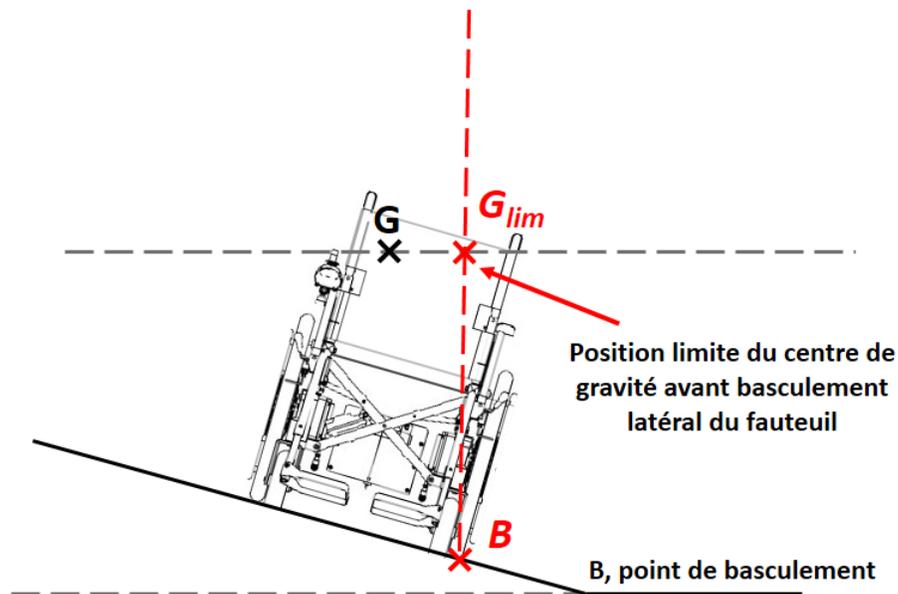
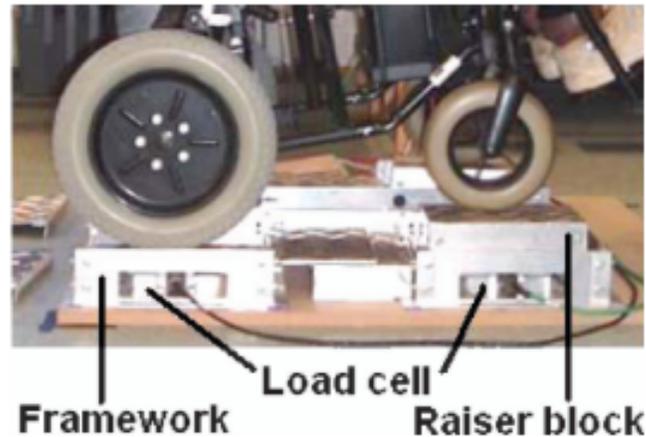


FIGURE 2.10 – Position limite du centre de gravité dans le cas d’un positionnement en dévers



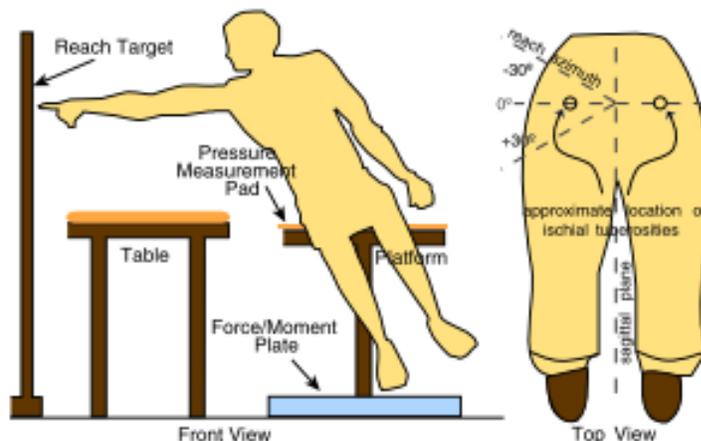
Afin d’étudier l’impact de l’inclinaison du sol sur lequel le fauteuil se trouve, des systèmes comme celui de Calcidott et al. [23] (Figure 2.11) reproduisent l’inclinaison du sol désiré et mesurent les déplacements du centre de gravité suivant les cas. Il est considéré que plus le centre de gravité de la personne est verticalement bas, et horizontalement loin de l’axe des roues arrière et meilleure est la stabilité de la personne.

FIGURE 2.11 – Mesures de répartition de la pression de la personne sur l’assise effectuées par Calcidott et al. [23]. Cet ergomètre utilise des plaques de pressions sous chaque roue du fauteuil pour déterminer la position du centre de gravité de la personne.



Aissaoui et al [103] et Parkinson et al [24] (Figure 2.12), pour ne citer que leurs études, se sont intéressés aux pertes de stabilité de la personne lors de tâches d’atteintes d’objets éloignés. Ce genre d’actions demande à la personne de s’incliner vers l’objet, et c’est en s’inclinant que la personne s’expose à une perte d’équilibre. Pour mesurer cette perte d’équilibre, les chercheurs se sont concentrés sur les déplacements du centre de gravité durant la phase de mouvement de la personne. Plus le centre de gravité se dirige vite et loin lorsque la personne atteint l’objet distant, et plus il est considéré que la personne a perdu de son équilibre.

FIGURE 2.12 – L’ergomètre de Parkinson et al. [24] qui permet d’évaluer les déplacements du centre de gravité durant des tâches d’atteintes de points dans l’espace de travail de la personne



### 2.3 La stabilité chez les utilisateurs de fauteuil roulant en condition dynamique

En fauteuil roulant, les pertes de stabilité peuvent apporter de grandes complications pour la personne (accident, traumatisme, etc.) et arrivent malheureusement trop fréquemment, même chez les utilisateurs expérimentés [67].

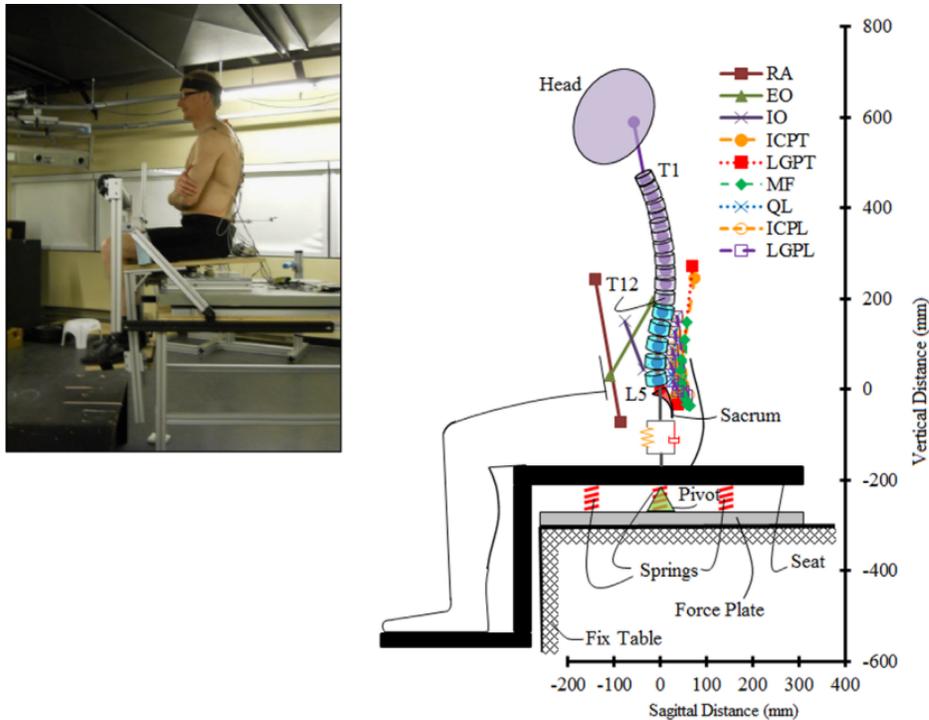
De nombreuses études ont donc été menées autour des perturbations et des effets que cela produit sur la personne et sa posture. La grande majorité de ces études ne porte pas directement sur le cas d'utilisateurs de fauteuil roulant, mais sur le cas de personnes assises. Ainsi, comme travaux pertinents nous avons des études sur l'impact de mouvements de perturbations translationnelles de l'assise [25] (Figure 2.13) et rotationnels [26, 28] (Figure 2.14). Les mesures faites sont autour des mouvements des membres supérieurs, de cette manière, il peut être mis en évidence une relation entre la perturbation et les effets qu'elle entraîne.

D'autres études poussent d'avantage l'analyse et investiguent autour du comportement musculaire des personnes à l'aide de capteurs EMG. De cette manière, nous pouvons mettre en relation la perturbation, non pas avec ses effets, mais avec la réponse directe de la personne.

FIGURE 2.13 – Simulateur d'Olafsdottir et al. [25] où les perturbations sont sous la forme de translation



FIGURE 2.14 – Simulateur de Shahvarpour et al. [26] où les perturbations sont sous la forme de rotation



Les deux approches peuvent se justifier selon nous et sont même complémentaires. S'intéresser aux mouvements des membres supérieurs de la personne induits par une perturbation nous semble pertinent pour évaluer le comportement postural de la personne. Mais nous nous mettons alors dans un certain point de vue, centré sur la personne, qui occulte tous les phénomènes en jeu durant la perturbation. Nous partons d'un mouvement perturbateur, pour obtenir un mouvement de réponse chez la personne. Ici nous constatons plus les effets que les causes des perturbations.

Comme dit précédemment, il y a une complémentarité avec les études utilisant les capteurs EMG. Ces études souhaitent davantage comprendre l'impact de la perturbation sur la personne et analyser quel comportement postural est mis en place pour résister au mieux au déséquilibre engendré. A partir des capteurs EMG nous pouvons extraire des informations très intéressantes comme le temps de réaction, et les efforts mobilisés pour résister aux perturbations. Il est ici question des causes, à l'inverse de l'autre démarche où l'on surveille les effets.

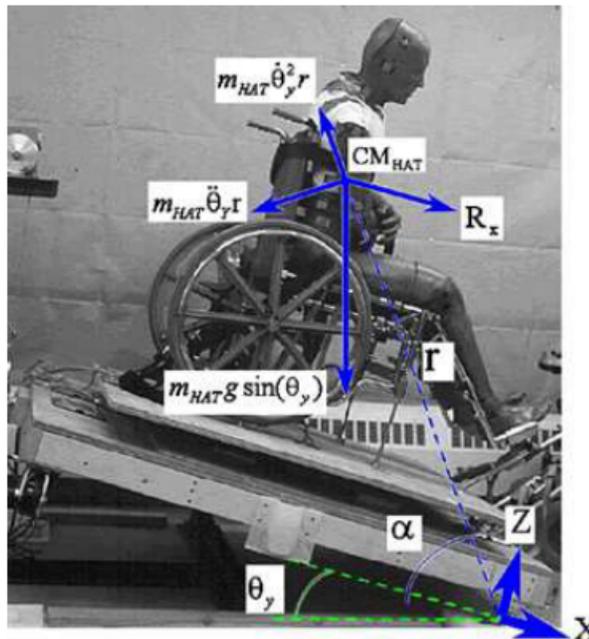
Kamper et al. [27, 104-107] se sont intéressés à l'équilibre des utilisateurs de fauteuil roulant lorsque ces derniers sont en situation perturbée. Ces travaux utilisent une plateforme de mouvement (voir figure 2.15) pour simuler plusieurs perturbations que l'on peut vivre en se déplaçant en fauteuil roulant : freinages, accélérations linéaires brusques et virages alternés.

La reproduction à l'identique de ces perturbations par une machine est complexe et coûteuse. En effet, si on veut simuler un mouvement le plus fidèlement possible, le plus simple est encore de le reproduire tel quel. Cela peut donc demander beaucoup d'espace, si on souhaite simuler des déplacements en fauteuil roulant. Dans le fond, ce qui importe pour ce genre d'études, c'est que la personne subisse les mêmes perturbations vis-à-vis de sa posture pendant la simulation que si elle avait effectué la même expérience en vrai. C'est ainsi que Kamper et al. ont simulé des perturbations

où le mouvement, les vitesses et accélérations sont linéaires, uniquement par le biais de rotations de la plateforme.

Pour simuler une accélération linéaire positive, une rotation de la plateforme vers l'arrière sur le plan sagittal suffit. De même, pour un freinage, il s'agit de rotation vers l'avant cette fois. Pour les effets centrifuges survenant lors de virages, il faut une rotation par rapport au plan frontal. La seule condition du réalisme de cette simulation est que la plateforme doit exercer sur la posture les mêmes contraintes qu'en vrai. A l'instar des études menées autour de la stabilité en condition statique des utilisateurs de fauteuil roulant, l'évaluation de l'équilibre de la personne est faite à partir du déplacement du centre de masse de la personne durant la perturbation.

FIGURE 2.15 – Plateforme de mouvement développée par Kamper et al. 27



## 2.4 Conclusion

Nous estimons que les études présentées dans ce chapitre abordant la posture sous plusieurs aspects se suffisent à elles-mêmes, elles répondent totalement aux problèmes initialement posés et ne gagneraient pas forcément à être étendues à un autre domaine, la réalité virtuelle en l'occurrence. Sauf un cas, l'évaluation posturale en situation dynamique.

Avec la réalité virtuelle nous pouvons développer un système d'accompagnement de la personne répondant à ses besoins vis-à-vis de la posture. L'avantage de la réalité virtuelle est que cela apporte un contexte qui justifie la perturbation que les utilisateurs expérimentent. L'utilisateur est confronté à une situation proche d'une situation réelle. Dans la perspective d'une utilisation du simulateur dans un but de formation, cela ne peut que renforcer le transfert de compétences acquises dans le simulateur.

Les travaux de cette thèse ont été menés en ce sens. Le chapitre qui suit vous présentera Virtual Fauteuil, le simulateur sur lequel cette étude a été menée. Il sera enfin montré la manière dont nous

abordons la notion d'évaluation du comportement postural sur Virtual Fauteuil.

Comme de nombreuses études [108-110], nous avons décidé de considérer les mouvements des membres supérieurs pour notre étude de la posture des personnes. De cette manière, nous négligeons certes le comportement postural direct de la personne (temps de réaction, intensité dans l'effort, etc.) mais nous nous pouvons à partir de ces mesures porter des conclusions sur la gravité du déséquilibre engendré par une perturbation. Pour ces analyses, un capteur Kinect V2.0 a été intégré au simulateur.

## Chapitre 3

# Présentation du simulateur Virtual Fauteuil

Nous avons conçu Virtual Fauteuil [9](#) (Figure 3.1) dans le cadre d'un partenariat entre EdF R&D, et le CEREMH (Centre de Ressources & Innovation Mobilité Handicap) et le LISV (Laboratoire d'Ingénierie des Systèmes de Versailles) et avec l'aide de la région Île-de-France dans le but de créer le simulateur le plus compact, facilement transportable et aussi le plus accessible possible aux personnes en situation de handicap. Tout ceci en ayant évidemment également pour but de proposer des simulations aussi réalistes que possible. Nous avons également développé ce simulateur afin qu'il puisse accueillir tous types de solution technologique de mobilité, comme les gyropodes, hoverboards et a fortiori les fauteuils roulants électriques et manuels. En effet, il suffit d'installer le système de locomotion à la plateforme et de le fixer à l'aide de sangles de sécurité. Notons que c'est tout de même principalement aux fauteuils roulants que le système est dédié. C'est en tout cas dans cette optique que le simulateur est abordé dans ce mémoire.

Comme bon nombre de simulateurs de ce domaine, Virtual fauteuil a été développé en vue de remplir certaines missions liées au monde du handicap.

- Le premier objectif du simulateur est de permettre une sensibilisation active sur les populations valides. Les personnes essayant le simulateur sont confrontées aux difficultés de la conduite au fauteuil roulant, que les difficultés viennent du maniement du fauteuil ou de l'environnement qui, selon la scène simulée, peut être plus ou moins accessible.
- Le second objectif de ce simulateur est d'être un outil d'évaluation de faisabilité et de pénibilité de trajet. Dans une utilisation concrète et utile, le simulateur permet à une personne à mobilité réduite d'essayer un trajet par la simulation et d'en tirer de nombreuses informations grâce au monitoring des données intégré au simulateur. La personne peut être renseignée sur ses performances globales pour chaque parcours.  
Ainsi, pour un voyage ayant plusieurs chemins possibles, la personne peut comparer les trajets et choisir le meilleur compromis entre le parcours le plus rapide, le moins fatigant et le plus sûr.  
Cette fonction est destinée aux personnes appréhendant d'effectuer un déplacement dans la réalité. Répondre à leur problème consisterait à modéliser les environnements urbains qui les intéressent et de l'intégrer au simulateur. Avec le même principe, le simulateur peut servir aux acteurs de l'accessibilité des lieux publics.
- Le troisième objectif du simulateur est d'entraîner les utilisateurs de fauteuil roulant qui en

ont besoin, ou au moins y verrait une utilité. Nous voulons que le simulateur soit adapté aux profils requérant un entraînement total, ou souhaitant plus simplement se perfectionner sur un point précis.

Le simulateur inclut un programme d'entraînement relativement complet comprenant de nombreux exercices (suivi de trajectoire droite ou sinueuse, évitement d'obstacles, etc.) comprenant eux-mêmes plusieurs niveaux de difficultés. Ce programme est inspiré du WSTP [40, 41], et couvre l'ensemble des habilités de conduites essentielles. L'ensemble des exercices demandent de se déplacer d'un point de départ vers l'arrivée. Comme indices de performance nous considérons : le temps d'exécution de l'exercice, le nombre de collisions avec des éléments de l'environnement virtuel, et si l'exercice est orienté sur la précision du déplacement, le temps passé hors du parcours et le nombre d'utilisations du Joystick. Ces critères permettent d'avoir une vue d'ensemble sur la rapidité et l'efficacité de l'exécution de l'utilisateur.

Comme évoqué au chapitre précédent, nous nous intéressons grandement à la notion de sûreté dans la conduite de fauteuil roulant. Nous avons mis en lumière le besoin d'évaluer le comportement postural des personnes en conditions dynamiques. En effet, les perturbations subies en fauteuil roulant peuvent déséquilibrer la personne, ce qui peut devenir problématique si la perturbation est trop forte. Partons du principe que la perturbation induit un mouvement de la personne, de ses membres supérieurs plus généralement. Alors ce mouvement de perturbation chez la personne est observable, même quantifiable avec le(s) capteur(s) adéquat(s). C'est tout l'objet de cette thèse. Développer un système d'évaluation de comportement postural en situation dynamique de déplacement en fauteuil roulant.

Dans ce chapitre, nous vous présentons Virtual Fauteuil, son environnement virtuel, son système de retours haptiques qui permet de simuler les perturbations dues aux déplacements dans l'environnement virtuel, et finalement, de l'intégration d'un capteur Kinect à Virtual Fauteuil sur lequel est basé notre évaluation du comportement postural de la personne.

FIGURE 3.1 – Le simulateur Virtual Fauteuil.

Utilisé ici en configuration pour la simulation de conduite de fauteuil roulant manuel et projection sur écran large frontale



## 3.1 Spécificités et fonctionnalités du simulateur

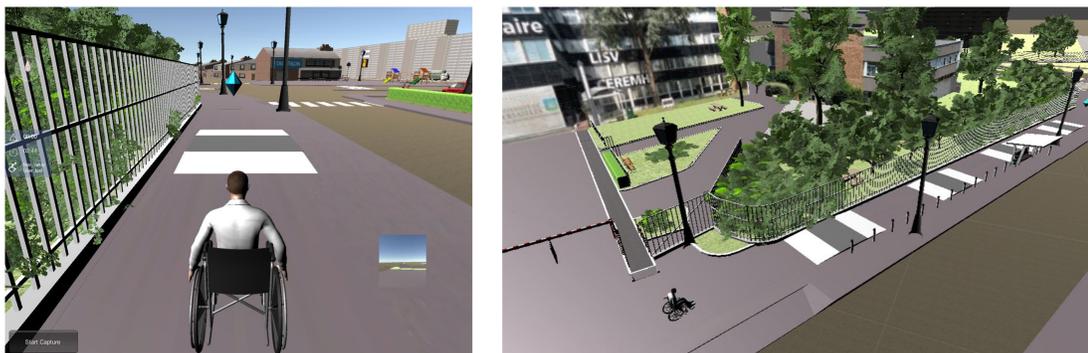
### 3.1.1 Environnement virtuel et commande de l'avatar

L'environnement virtuel de Virtual Fauteuil a été créé grâce au logiciel de développement de jeux vidéo Unity3D. Ce dernier nous permet la création de scènes virtuelles où, en ce qui nous concerne, l'utilisateur peut se déplacer en fauteuil roulant dans un environnement virtuel (figure 3.2).

La projection de la scène s'effectue sur un écran positionné en face de la plateforme de simulation (Figure 3.1, 3.18). L'utilisateur qui fait face à l'écran voit donc la scène que nous avons choisi de diffuser à la troisième personne.

Ce choix a été motivé par le manque de visibilité que propose la première personne. Nous reprochons particulièrement à la première personne l'impossibilité, ou du moins la grande difficulté de visualiser ce qui se trouve au niveau des roues avant du fauteuil roulant (Figure 1.1, 1.2). Or, cette zone est extrêmement importante. Lorsque les roues avant entrent en contact avec un obstacle cela provoque une perturbation. Si l'utilisateur ne voit pas exactement ce qui se passe à proximité des roues du fauteuil il ne peut pas se préparer convenablement à une perturbation.

FIGURE 3.2 – Vues de l'environnement virtuel de Virtual Fauteuil



A gauche, la vue projetée à l'utilisateur durant la simulation.

A droite, une vue aérienne de l'environnement virtuel (ici l'environnement est une reproduction des alentours du LISV).

Il est possible d'utiliser les deux types de fauteuil roulant dans le simulateur, électrique ou manuel. Pour le mode fauteuil roulant électrique, nous utilisons un joystick attaché à l'accoudoir du fauteuil et relié à l'ordinateur. L'utilisateur s'en sert pour déplacer l'avatar de l'environnement virtuel.

Pour l'utilisation du mode fauteuil roulant manuel, la plateforme est munie de rouleaux asservis qui permettent la mesure d'une part, puis le contrôle de la vitesse de rotation des roues arrière du fauteuil roulant.

Les expériences menées pour cette thèse ne traitent que du simulateur pour la conduite de fauteuil roulant électrique. Nous justifions cela ainsi : Les expériences effectuées pour cette thèse traitent de l'impact des perturbations sur la posture de la personne, et seulement des perturbations. L'ennui avec la propulsion en fauteuil roulant manuel est qu'elle a un impact non négligeable sur le

comportement postural, ne serait-ce que par l'effet de balancier que les utilisateurs peuvent induire à leurs tronc pour maximiser l'efficacité biomécanique de la propulsion [90]. Ce simple effet montre qu'en fauteuil roulant, la personne contrôle de manière active sa posture, et ce même lorsqu'il n'y a pas de perturbation simulée.

C'est pourquoi nous écartons ce cas de figure de nos études et expériences. Nous n'aborderons donc que le cas du fauteuil roulant électrique où la personne contrôle sa posture dans le seul but d'être dans une position d'équilibre (et confortable).

Cela nous permettra de mettre en relation les perturbations avec le comportement postural de la personne.

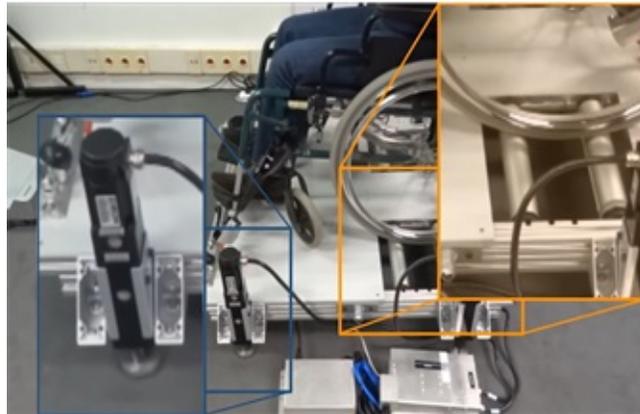
### 3.1.2 Retours haptiques de la plateforme de simulation

Nous souhaitons concevoir le simulateur le plus réaliste et le plus immersif possible, visuellement, mais surtout haptiquement tout en respectant la contrainte d'être suffisamment compact pour être transportable. En outre, le simulateur doit avoir une hauteur globale suffisamment faible pour qu'une personne en fauteuil roulant puisse monter seule dessus à l'aide d'une petite rampe.

Il s'est posé la question de trouver une solution qui nous permet de retranscrire le plus fidèlement possible les perturbations.

La solution retenue a été une plateforme de mouvement à 3 degrés de libertés. 2 rotations : roulis, tangage, et 1 translation : l'élévation. Ces mouvements sont possibles grâce aux 4 vérins disposés aux 4 coins de la plateforme (Figure 3.3). La figure 3.4 nous renseigne sur les dimensions de la plateforme ainsi que le placement des vérins et du fauteuil.

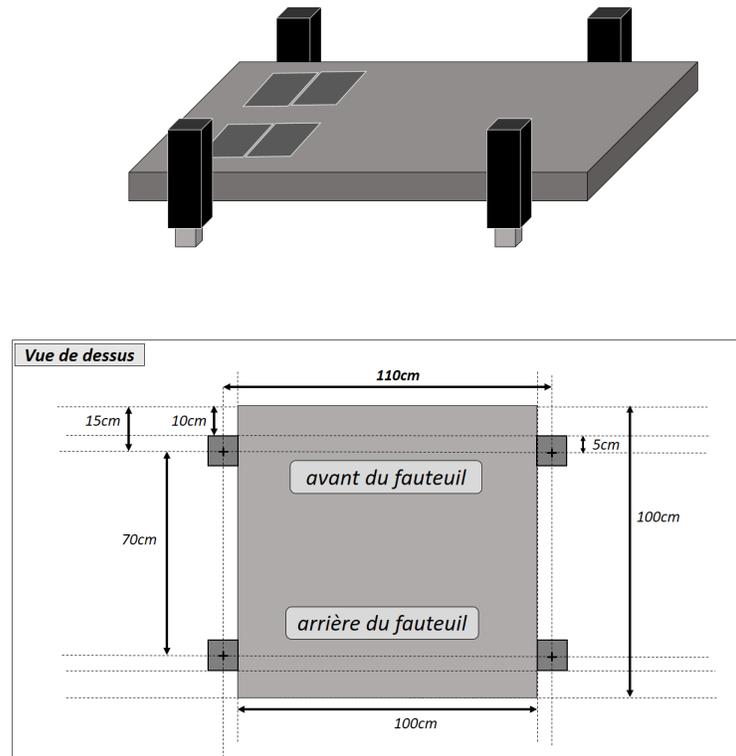
FIGURE 3.3 – Les dispositifs de retours haptiques de Virtual Fauteuil



Encadré en bleu : les vérins qui permettent le mouvement de la plateforme

Encadré en orange : le système d'entraînement des roues arrière

FIGURE 3.4 – Schéma et plan de la plateforme



Les perturbations principales sont celles qui concernent le plan sagittal uniquement. Ce sont celles qu'on rencontre le plus fréquemment lors d'un déplacement en fauteuil roulant, il s'agit des plus dangereuses [67] et ce sont les perturbations où l'utilisateur peut le plus agir contre ses effets, à l'inverse des perturbations ayant lieu sur le plan frontal où l'utilisateur est davantage gêné par la géométrie même du fauteuil roulant.

Pour justifier cela, comparons les deux situations, se trouver en fauteuil avec une inclinaison sur le plan sagittal d'un angle  $\alpha$  et se trouver en fauteuil avec une inclinaison sur le plan frontal d'un angle  $\alpha$ .

Dans le premier cas, pour lutter contre la perturbation, il est recommandé à la personne d'incliner son tronc d'un angle proche de  $-\alpha$ . La personne devra donc pencher vers l'avant ou vers l'arrière ce qui est bien plus aisé, que de se pencher vers la gauche ou la droite pour le deuxième cas.

Le principe de fonctionnement de la plateforme est de reproduire l'inclinaison de l'avatar contrôlé dans l'environnement virtuel par la personne.

Le franchissement d'un obstacle, une pente par exemple, induit une rotation du fauteuil (dans la réalité, comme dans l'environnement virtuel), et notre hypothèse est que reproduire cette rotation avec la plateforme de mouvement créera une perturbation fidèle à la réalité.

Nous démontrons cela par simulation numérique du comportement cinématique de perturbations

et de leurs effets menée avec le logiciel Matlab. Le principe est le suivant :

Nous considérons un fauteuil qui franchit un obstacle. Par le calcul, nous déterminons les rotations que le fauteuil subit, ainsi que les effets d'accélération au niveau de deux points :  $O_h$ , le point où se situe la hanche de la personne et  $O_b$  (Figure 3.15), le point où se situe le haut du buste de la personne. Nous avons choisi ces deux points pour avoir des informations aux deux extrémités du tronc de la personne.

Pour une situation réelle de perturbation, nous avons donc le profil de rotation du fauteuil, et une estimation des accélérations au points  $O_h$  et  $O_b$ .

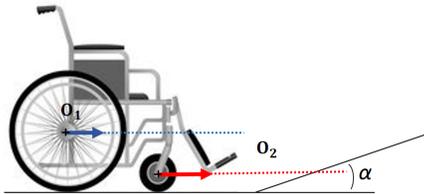
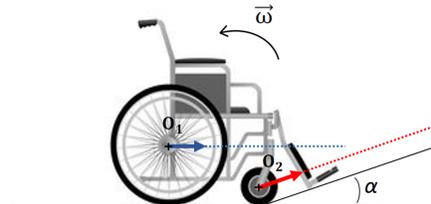
Les perturbations de la plateforme sont fidèles si en appliquant à la plateforme le profil de rotation du fauteuil trouvé nous retrouvons en  $O_h$  et  $O_b$  des accélérations similaires à celles subies dans un cas réel.

Appliquons cette étude à deux cas : le franchissement d'une montée et d'une descente.

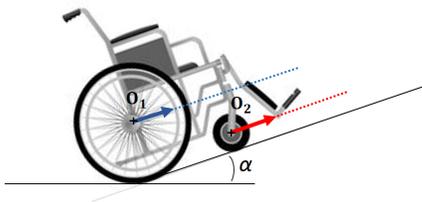
Commençons par l'étude de la montée, en décomposant cette perturbation. Nous proposons le découpage qui suit, expliquant pas à pas la perturbation et ses effets (Figure 3.5). Pour simplifier le calcul, nous considérons la vitesse du fauteuil au niveau de son centre de gravité comme constante durant toute la durée de la perturbation.

FIGURE 3.5 – Description du franchissement d’une pente montante en fauteuil roulant

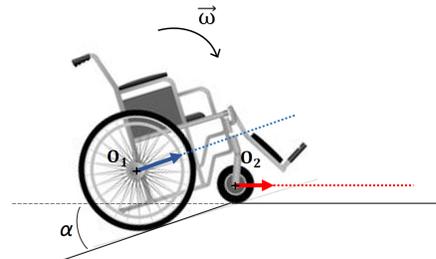
Phase 0 : Situation initiale

Phase 1 : Déclenchement de la perturbation  
Début de la pente

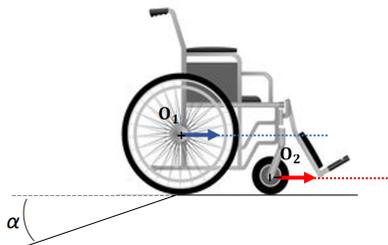
Phase 2 : Le fauteuil franchit la pente.



Phase 3 : Sortie du fauteuil sur la pente.



Phase 4 : Situation finale

**Phase 0 : Situation initiale**

Le fauteuil se dirige vers la pente d’inclinaison  $\alpha$ . La trajectoire des deux roues est horizontale.

**Phase 1 : Déclenchement de la perturbation (début de la pente)**

Le fauteuil est sur le point de rentrer en contact avec la pente. La roue 2 (roue avant) est à la frontière entre le sol plat, et la pente. La trajectoire de la roue 2 va être modifiée pour adopter l’inclinaison de la pente.

Incidence dynamique 1 : la roue 2 subit une première accélération  $a_2(t_1)$ . Cette accélération induit les accélérations de perturbations  $a_h(t_1)$  et  $a_b(t_1)$  sur la personne (voir Figure 3.5).

Incidence cinématique 1 : le fauteuil pivote autour du point  $O_1$ . la vitesse de la rotation  $\omega$  est

constante et s'achève lorsque la roue 1 arrive sur la pente.

### Phase 2 : Le fauteuil franchit la pente

Le fauteuil se trouve intégralement sur la pente. La roue 1 (roue arrière) est à la frontière entre le sol plat et la pente. La trajectoire de la roue 1 va être modifiée pour adopter l'inclinaison de la pente.

Incidence dynamique 2 : la roue 1 subit une première accélération  $a_1(t_2)$ . Cette accélération induit les accélérations de perturbation  $a_h(t_2)$  et  $a_b(t_2)$  sur la personne (voir Figure 3.5).

La rotation de la phase 1 se termine à l'entrée dans la phase 2, et a atteint la valeur de l'angle de la pente  $\alpha$ .

### Phase 3 : Sortie du fauteuil sur la pente

Le fauteuil est sur le point de sortir la pente. La roue 2 (roue avant) est à la frontière entre la pente et sol plat. La trajectoire de la roue 2 redevient horizontale.

Incidence dynamique 3 : la roue 2 subit une seconde accélération  $a_2(t_3)$ . Cette accélération induit les accélérations de perturbation  $a_h(t_3)$  et  $a_b(t_3)$  sur la personne (voir Figure 3.5).

Incidence cinématique 2 : le fauteuil pivote autour du point  $O_1$ . la vitesse de la rotation  $-\omega$  est constante et s'achève lorsque la roue 1 arrive sur le sol plat.

la vitesse de la rotation est constante et s'achève lorsque la roue 1 arrive sur le terrain plat.

### Phase 4 : Situation finale

Le fauteuil se trouve intégralement sur le sol plat. La roue 1 (roue arrière) est à la frontière entre la pente et le sol plat. La trajectoire de la roue 1 va être modifiée pour adopter l'inclinaison du sol plat.

Incidence dynamique 4 : la roue 1 subit une seconde accélération  $a_1(t_4)$ . Cette accélération induit les accélérations de perturbations  $a_h(t_4)$  et  $a_b(t_4)$  sur la personne (voir Figure 3.5).

La rotation de la phase 3 se termine à l'entrée dans la phase 4 et a atteint la valeur de l'angle de la pente  $\alpha$ .

Simulons numériquement le mouvement d'un fauteuil et des points  $O_h$  et  $O_b$  traversant une montée comme sur la figure 3.6. A l'aide de cette figure nous pouvons déduire les trajectoires des points qui nous intéressent. Nous pouvons également obtenir la rotation que subit le fauteuil que nous trouvons en figure 3.7. Nous pouvons enfin déduire les vitesses, et accélérations de chaque point.

Par le calcul nous avons estimé les effets dynamiques que ressent la personne au niveau du haut de son torse et de son bassin pour un franchissement d'obstacle réel. Dans un calcul similaire nous calculons les mêmes effets dynamiques mais pour le cas où la perturbation est simulée par la plateforme. Simuler la perturbation avec la plateforme revient à imposer à la plateforme les rotations que la personne subit dans la réalité (Figure 3.7).

Notre objectif final consiste à comparer les deux accélérations trouvées : celles dites "réelles" et "simulées". Nous avons consigné sur la figure 3.6 les accélérations "réelles" ( $a_{réel}$ ) qui figurent en noir ainsi que celles "simulées" ( $a_{simulée}$ ) qui s'y trouvent en rouge.

Le travail effectué pour la montée a également été fait pour la descente, avec des résultats en tous points similaires, voire identiques. La décomposition de la perturbation en figure 3.8 est sensiblement identique, le schéma résumant le mouvement des points du fauteuil et les accélérations en figure 3.9 et la rotation du fauteuil due à la descente en figure 3.10.

FIGURE 3.6 – Trajectoire du fauteuil roulant pour le franchissement d’une montée.

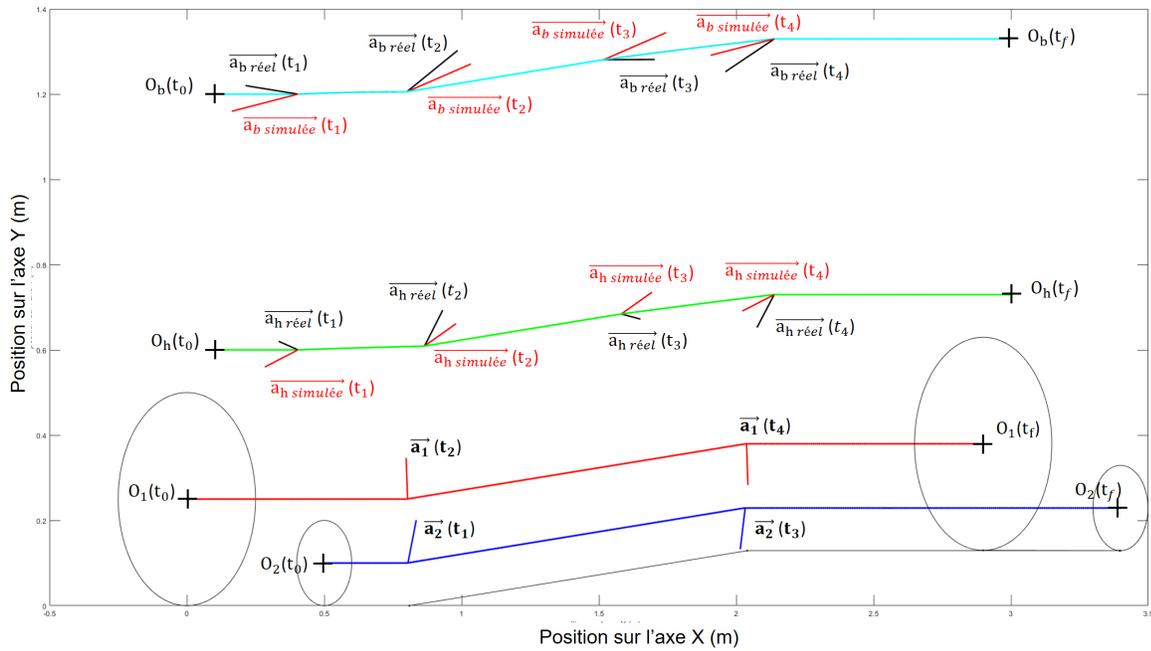


FIGURE 3.7 – Rotation du fauteuil durant le franchissement d’une montée

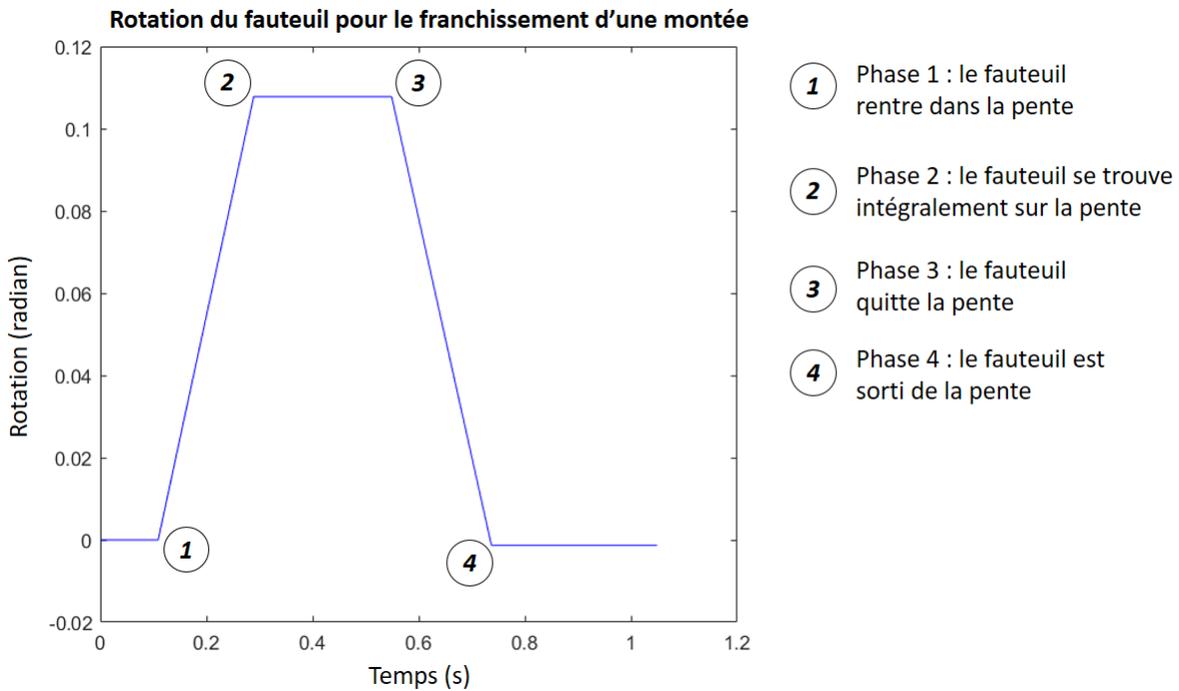


FIGURE 3.8 – Description de la descente en fauteuil roulant

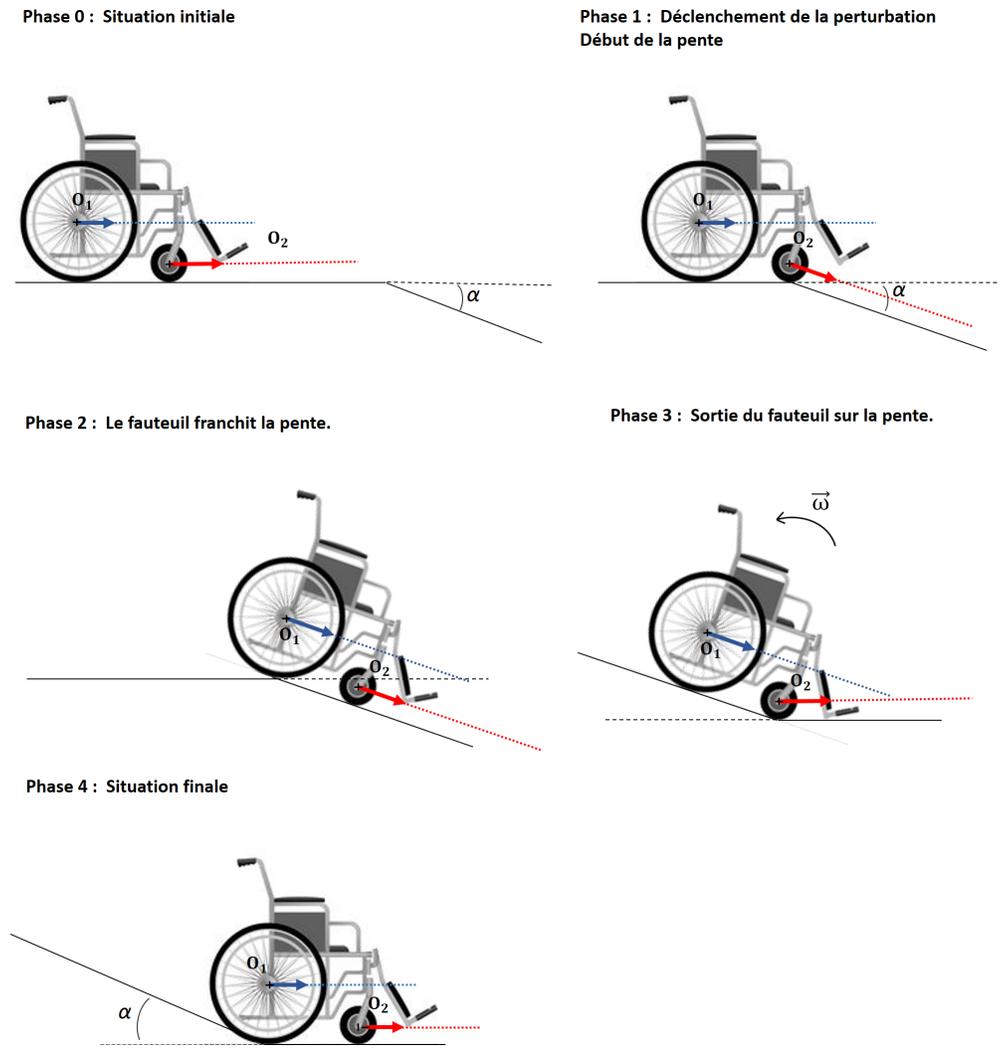


FIGURE 3.9 – Trajectoire du fauteuil roulant pour le franchissement d'une descente.

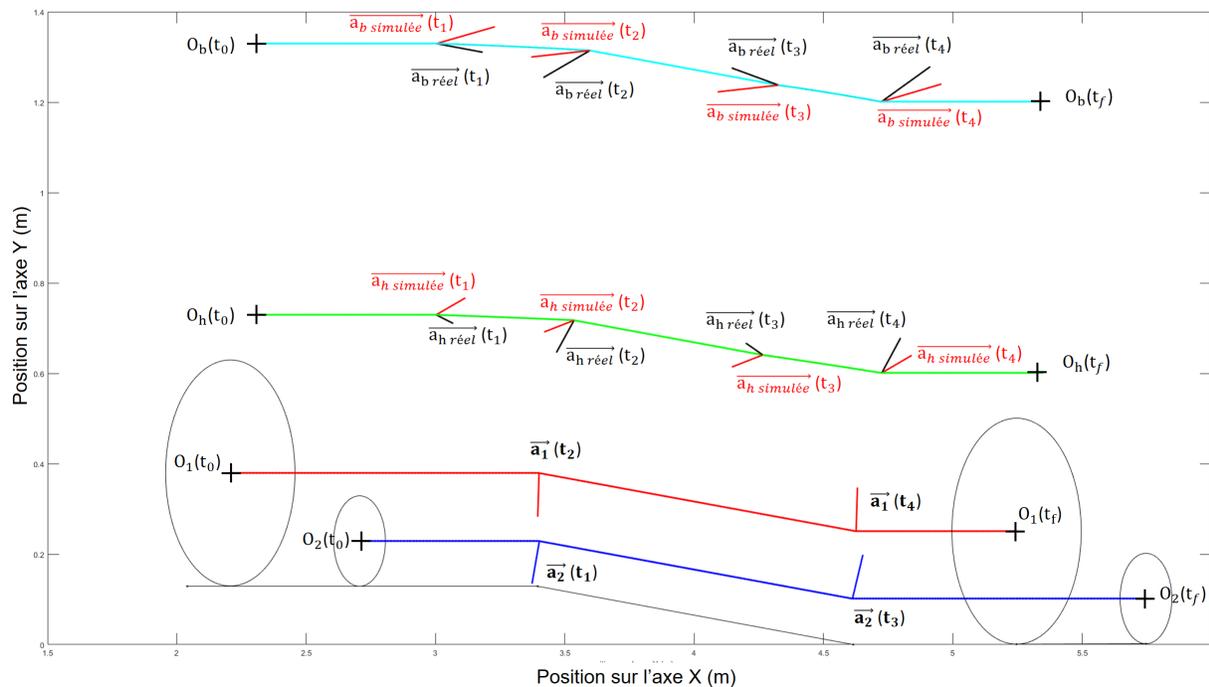
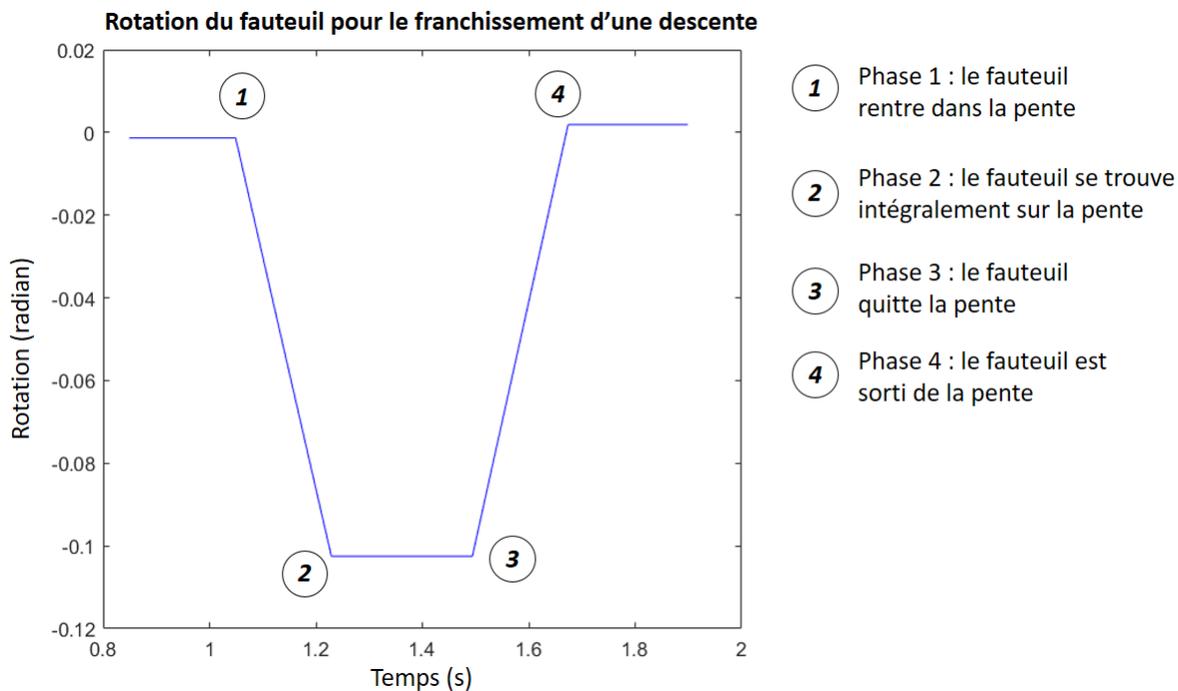


FIGURE 3.10 – Rotation du fauteuil durant le franchissement d'une descente



Les graphiques se trouvant figures 3.11 - 14 permettent une comparaison plus simple des accélérations "réelles" et "simulées". Au regard de ces derniers, nous posons quelques constatations et remarques.

En premier lieu, nous remarquons que pour le cas réel comme pour le cas simulé, les accélérations se déclenchent au même instant. Si le cas réel subit une accélération à un instant  $t$ , le cas simulé subira lui aussi une accélération à ce même instant  $t$ .

Concernant les accélérations sur l'axe  $x$  (figure 3.11 et 3.13), pour  $O_h$  et  $O_b$  nous relevons une très forte corrélation ( $R \approx 0.98$ ). Nous remarquons cependant que la valeur de l'accélération simulée est supérieure à l'accélération réelle pour les deux points.  $O_h$  a cependant une accélération supérieure au point  $O_b$ .  $O_b$  est le point où l'accélération en  $x$  est la plus fidèle à la réalité. Nous acceptons cette déviation, qui au final amplifie légèrement l'effet ressenti de la perturbation.

En revanche pour ce qui concerne les accélérations sur l'axe  $y$ , nous trouvons de grandes différences entre les accélérations (figure 3.12 et 3.14). Cela s'explique par la grande différence entre la rotation réelle et simulée et le centre de rotation. Dans le cas réel, le fauteuil tourne autour de l'axe de la roue arrière (Point  $O_1$  de la figure 3.15). Une rotation arrière, par exemple, va pousser les points  $O_h$  et  $O_b$  à se déplacer vers le haut. On trouvera alors pour cette exemple une accélération positive sur  $y$ .

Dans le cas simulé, le fauteuil tourne autour du centre de la plateforme (Point  $O_p$  de la figure 3.15). Les mêmes points qui avaient tendance à partir vers le haut auront ici tendance à aller vers le bas. Le centre de rotation de la plateforme se trouvant plus bas et plus vers l'avant du fauteuil que l'axe des roues arrière.

Nous estimons que cela n'est pas problématique. Les composantes en  $y$  de l'accélération sont erronées, mais nous doutons que ce soient elles qui perturbent (le plus) la personne. Sans doute sont elles négligeables face aux composantes en  $x$ .

Pour développer cette idée, nous rappelons que ces perturbations induisent un mouvement vers l'avant ou l'arrière chez la personne (pour simplifier), et non vers le haut ou vers le bas. Nous pencherions donc pour penser que les composantes en  $x$  sont suffisantes pour avoir une perturbation satisfaisante et c'est ce qui semble être globalement le cas dans nos résultats.

Nous notons tout de même que pour réduire la différence entre les accélérations réelles et simulées, il faut que le centre de rotation de la plateforme et l'axe des roues arrière du fauteuil soient confondus sur le plan sagittal.

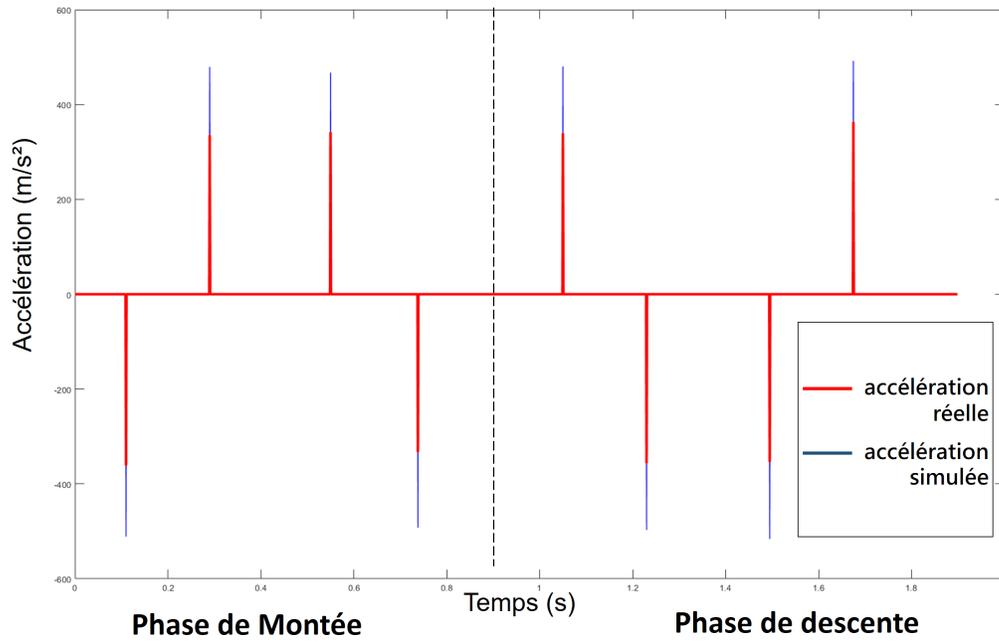
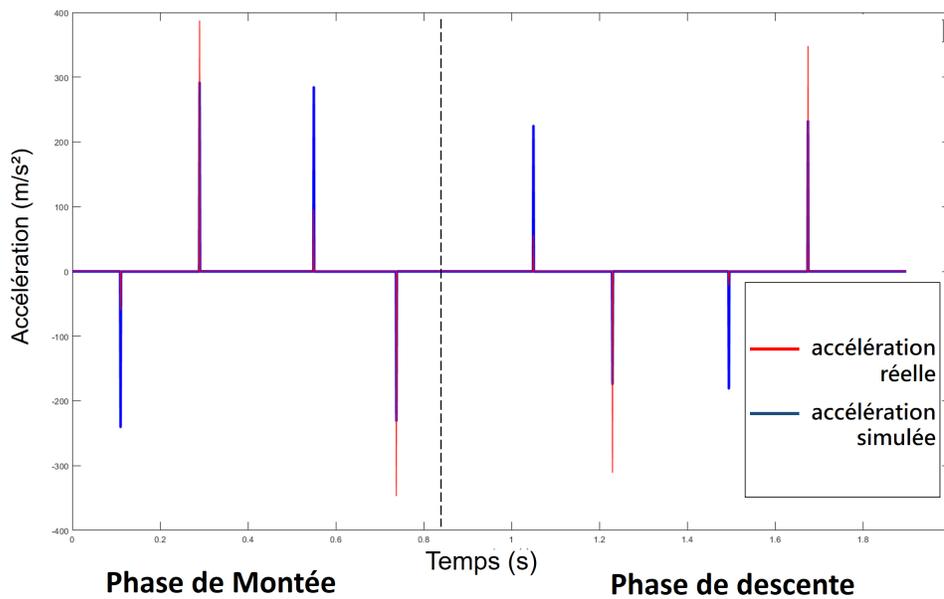
FIGURE 3.11 – Comparaison des accélérations du point  $O_h$  sur l'axe  $x$ FIGURE 3.12 – Comparaison des accélérations du point  $O_h$  sur l'axe  $y$ 

FIGURE 3.13 – Comparaison des accélérations du point  $O_b$  sur l'axe  $x$

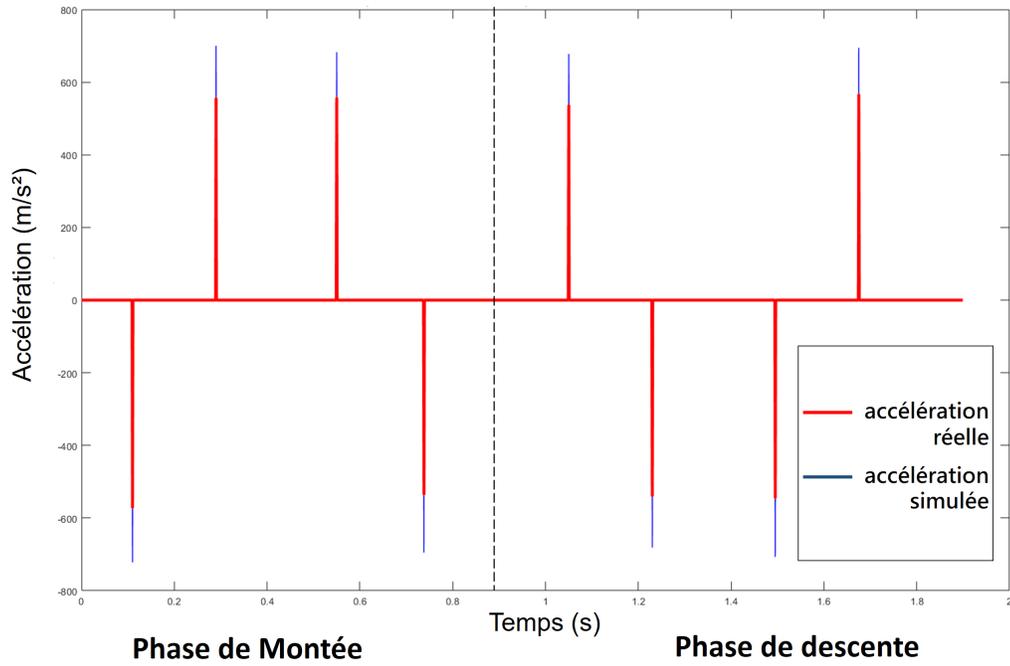


FIGURE 3.14 – Comparaison des accélérations du point  $O_b$  sur l'axe  $y$

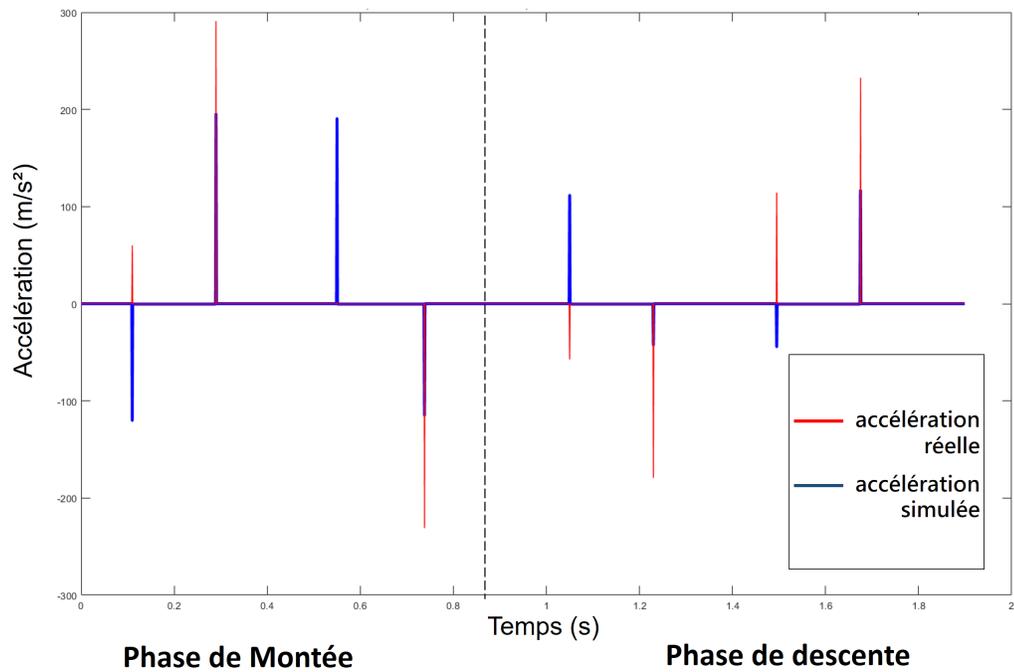
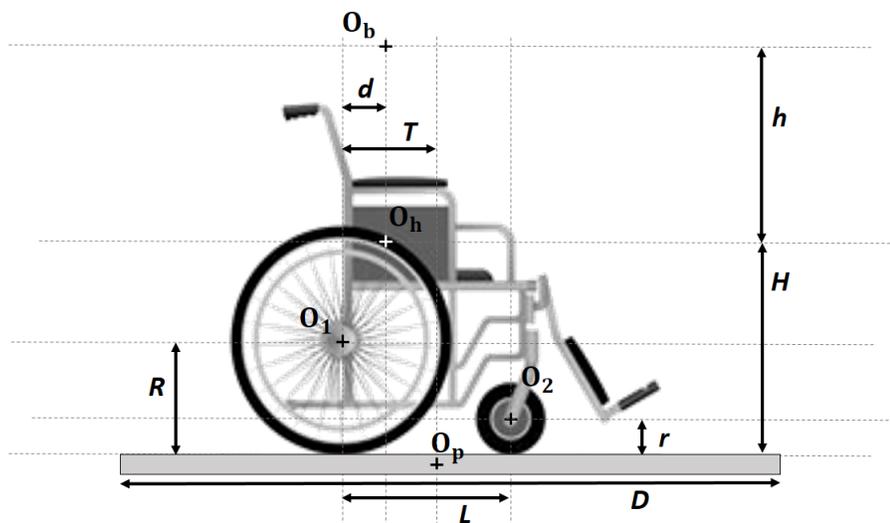


FIGURE 3.15 – Schéma du fauteuil sur la plateforme



Les dimensions utilisées pour les exemples de ce chapitre sont :  $L=0.5\text{m}$  ;  $R=0.25\text{m}$  ;  $r=0.1\text{m}$  ;  
 $H=0.6\text{m}$  ;  $h=0.6\text{m}$  ;  $d=0.1\text{m}$  ;  $T=0.3\text{m}$  ;

Maintenant que nous avons montré la capacité de la plateforme à reproduire les perturbations avec une certaine fidélité, nous pouvons l'intégrer au simulateur Virtual Fauteuil.

Pour l'algorithme de contrôle de la plateforme nous obtenons les valeurs des angles d'Euler de l'avatar dans l'environnement virtuel, selon l'axe de tangage et de roulis. Nous convertissons ces valeurs, pour pouvoir appliquer les commandes en rotation à la plateforme. De cette manière, la plateforme suit l'orientation de l'avatar. Cela permet de restituer fidèlement les perturbations que la personne rencontre dans l'environnement virtuel.

### 3.2 Intégration du capteur Kinect v2 à Virtual Fauteuil

Nous nous intéressons aux mouvements des membres supérieurs des utilisateurs de fauteuil roulant lors de leur conduite. Surtout lorsqu'ils subissent une perturbation.

Le capteur que nous avons choisi pour mesurer les mouvements des membres supérieurs des utilisateurs est la Kinect V2. Elle présente de nombreux avantages pour cette étude. En premier lieu, elle n'est pas invasive. Ce qui pour nous était primordial. Ensuite, son environnement de développement logiciel la rend accessible et facile d'utilisation. Enfin, son rapport qualité/prix, ses performances en termes de précision et de fréquence de mesure sont plus que satisfaisantes pour notre application.

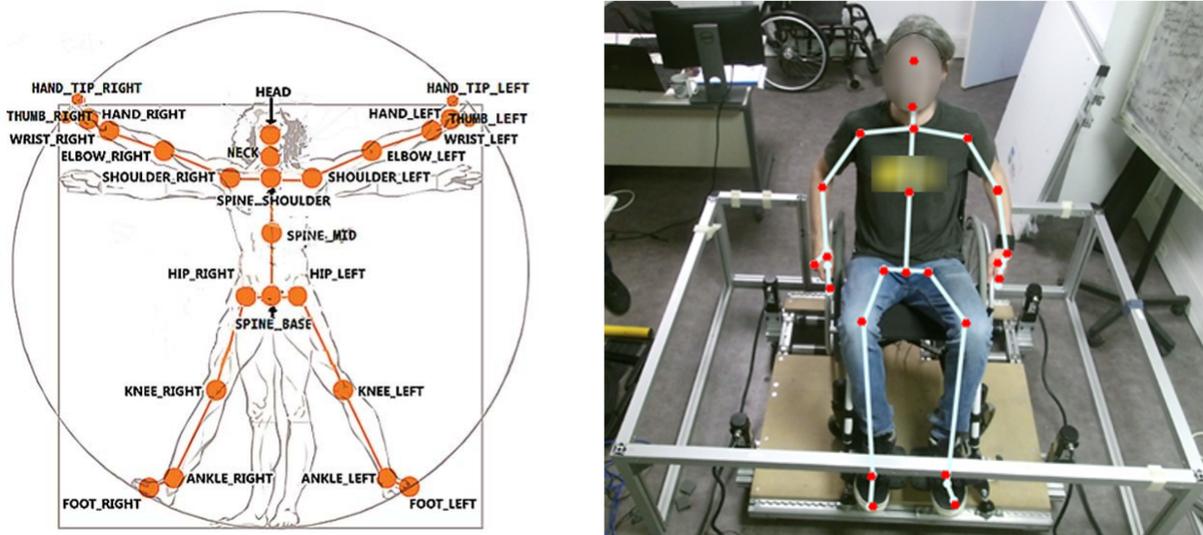
Nous avons placé le capteur au-dessus de l'écran de projection du simulateur, en face de la personne, comme sur la figure 3.18, pour que lors de la conduite du fauteuil il n'y ait pas d'occlusion. La conduite de fauteuil roulant imposant aux jambes de peu/pas bouger, et aux bras de rester aux alentours des roues arrières, du joystick ou des accoudoirs. Il est ainsi rare qu'un phénomène d'occlusion ait lieu durant une simulation, ce qui est important pour le système Kinect qui reconnaît difficilement la silhouette de la personne lors d'un chevauchement.

Le capteur Kinect permet de capturer la position de 25 articulations ou partie du corps humain avec une fréquence d'acquisition de 30Hz. Pour chaque simulation, les données sont enregistrées dans un fichier au format csv.

Grâce à cet enregistrement, nous pouvons évaluer la réponse posturale des participants. Dans les travaux de cette thèse, notre analyse s'est concentrée sur les mouvements du tronc, car il s'agit de la partie du corps la plus agitée durant une perturbation. C'est naturel si l'on considère qu'il est indispensable pour les personnes en situation de handicap d'avoir leurs jambes suffisamment bien installées sur le fauteuil de telles manière à ce qu'elles bougent le moins possible.

De plus, nous notons que le tronc bouge en rotation (car les jambes et le fessier restent fixes par rapport au fauteuil). Nous posons comme hypothèse que le tronc ne subit pas de flexion et reste droit. Nous considérerons donc la rotation du tronc à partir des points intitulés "Spine Base" et "Spine Shoulder" détectés par la Kinect.

FIGURE 3.16 – Nomenclature des parties du corps observées par le capteur Kinect v2 (à gauche)  
Application sur un utilisateur de Virtual Fauteuil (à droite)



La fiabilité du capteur kinect a déjà été démontrée dans différentes études lors d'expériences qui avaient pour objectif de comparer les résultats obtenus à partir d'un capteur Kinect, et d'un système de "motion capture" comme Vicon [111-114], reconnu pour sa précision de mesure, qui utilise des marqueurs positionnés sur une personne qui servent de cibles à plusieurs caméras qui peuvent ensuite reconstituer en image le mouvement de ces points.

Les résultats obtenus sont satisfaisants, mais ces études ont été menées pour des cas de figure où la personne est debout. Or, dans notre cas, l'utilisateur reste assis, nous avons alors également effectué nos propres mesures, assis cette fois, pour valider la fidélité de ce capteur pour notre application.

Tout comme lors des travaux précédemment mentionnés, nous avons capturé le mouvement d'une personne assise simultanément avec une caméra Kinect et grâce au système Vicon.

L'objectif bien évidemment étant de comparer les mesures obtenues par le capteur Kinect avec les mesures obtenues par le système Vicon.

Durant la séquence d'enregistrement nous avons demandé à la personne de répéter deux fois un enchaînement de mouvements :

- Positionner les mains près des roues arrière
- Tendre les bras vers l'avant
- Tendre les bras sur les côtés
- Retourner les mains dans la position initiale.

Enfin, une fois les mouvements de la plateforme terminée, la plateforme devient active et effectue cinq cycles de rotations, sur l'axe de tangage, puis de roulis. Les amplitudes de rotations étaient respectivement 10 degrés et 6 degrés pour l'axe de tangage et pour l'axe de roulis.

Avec cette séquence nous pouvons d'une part voir la précision des mesures du capteur Kinect concernant le torse et les membres supérieurs de la personne est suffisante. D'autre part, cette étude nous permet de déterminer si le mouvement de la plateforme perturbe la mesure de la caméra Kinect. En effet, des approximations autour du bassin notamment pouvaient être à prévoir à cause de cela. C'est pourquoi nous faisons bouger la plateforme dans cette étude. La phase où cette fois seul l'utilisateur est amené à bouger sert à tester la précision du capteur concernant les mouvements des membres supérieurs de la personne (bras et épaules essentiellement). L'échantillon de mesure par les caméras Vicon et Kinect durait 45 secondes. La figure 3.17 montre une vue frontale des trajectoires des articulations mesurées par la caméra Kinect prises durant le test.

FIGURE 3.17 – Trajectoire des articulations mesurées avec la caméra Kinect pour le test de précision

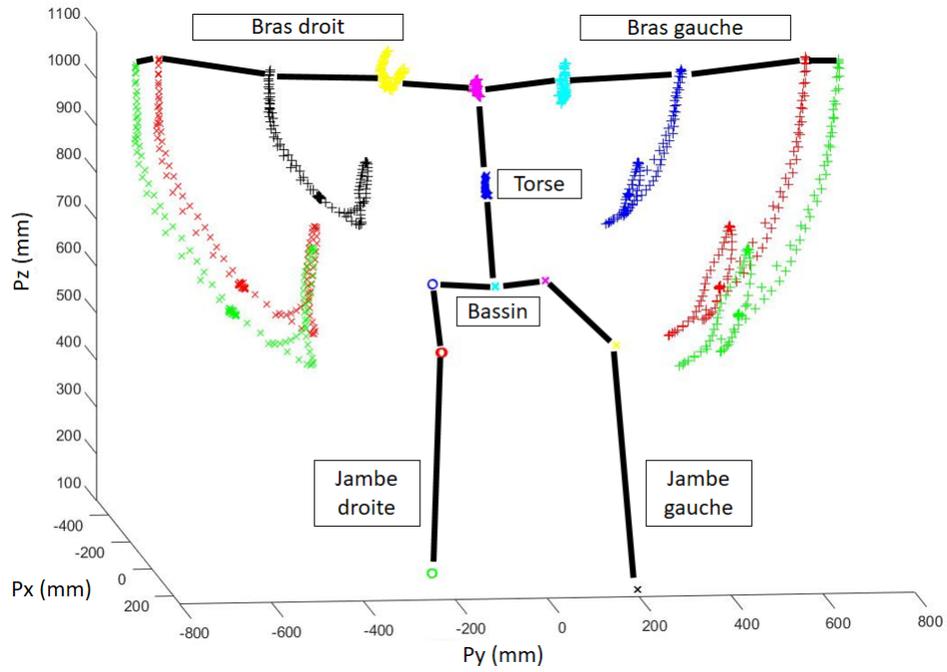
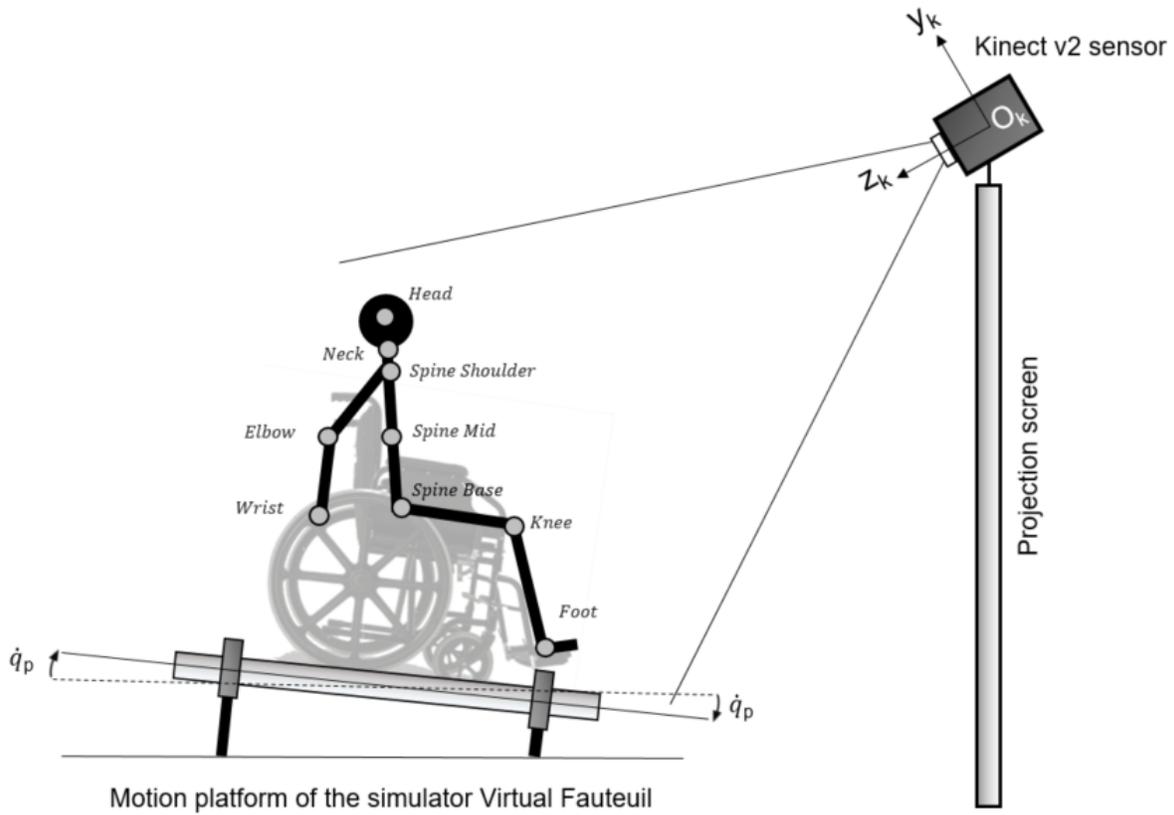


FIGURE 3.18 – Schéma du simulateur et placement du système Kinect



Une analyse de la variance (ANOVA) a été effectuée sur les positions obtenues par le capteur Kinect et Vicon. Les valeurs de covariance entre les positions obtenues par les deux capteurs sont présentes sur le tableau 3.1.

TABLE 3.1 – Résultats des participants à l'expérience

Articulation mesurée Références Kinect (Figure 3.16)	Covariance des coordonnées sur X	Covariance des coordonnées sur Y	Covariance des coordonnées sur Z	Covariance des coordonnées globale
Spine Shoulder	0,869	0,936	0,915	0,907
Spine Mid	0,918	0,897	0,912	0,909
Spine Base	0,872	0,946	0,903	0,907
Wrist Left	0,995	0,968	0,968	0,977
Hand Left	0,987	0,966	0,968	0,974
Elbow Left	0,981	0,973	0,94	0,965
Shoulder Left	0,908	0,972	0,887	0,922
Shoulder Right	0,892	0,978	0,876	0,915
Elbow Right	0,987	0,986	0,965	0,979
Wrist Right	0,99	0,972	0,981	0,981
Hand Right	0,995	0,97	0,981	0,982
			<b>Total</b>	0,947

Les résultats obtenus sont encourageants puisque la corrélation globale des coordonnées mesurées est de 94.7%. Nous remarquons que les points pour lesquels la précision est la plus élevée, sont les articulations le plus en mouvement durant la capture vidéo : les mains, les poignets et les coudes, dont les valeurs de corrélation vont de 0.965 à 0.982. Alors que les régions les moins mobiles ont obtenu une moins bonne précision.

Les épaules, et le tronc ont en effet obtenu des valeurs de covariance plus faible, allant de 0.907 à 0.922. C'est regrettable car il s'agit des points qui nous intéressent le plus mais nous gardons à l'esprit que c'est déjà très satisfaisant comme résultat de précision.

### 3.3 Conclusion

Ce chapitre présente dans un premier temps le simulateur Virtual Fauteuil, ses fonctionnalités et ses performances en termes d'immersion haptiques.

Dans un second temps nous vous avons montré l'intégration d'un capteur kinect au simulateur qui nous permet de conduire des analyses du comportement postural des utilisateurs. Nous rappelons que l'évaluation du comportement postural est pour nous un indicateur important sur la capacité d'une personne à résister aux perturbations.

Il y a une relation entre le mouvement de la perturbation et le mouvement induit chez la personne. Afin d'en apprendre d'avantage sur cette relation nous avons établi un modèle de comportement postural présenté dans le chapitre suivant. Le modèle proposé repose sur le principe simple que la personne va réagir avec plus ou moins de tonicité et de rapidité lorsque la perturbation se manifeste.



## Chapitre 4

# Modèle de comportement postural des utilisateurs de fauteuil roulant

Souhaitant savoir l'impact réel de la perturbation sur la personne, nous proposons un modèle mécanique du comportement postural de l'utilisateur du simulateur. Ce modèle nous permet de prévoir le mouvement du tronc de la personne lorsque cette dernière expérimente des perturbations dans le simulateur.

Pour des raisons de simplifications, nous considérons le problème en deux dimensions. Cela implique que le modèle est adapté aux perturbations se produisant sur le plan sagittal. Le modèle ne considère donc pas le cas des perturbations latérales mais se concentre sur les perturbations avant et arrière. Cela représente déjà une grande partie des cas de perte de stabilité chez les utilisateurs de fauteuil roulant [67]. De plus, ce cas de figure est plus facile à appréhender au niveau de la résistance musculaire de la personne face à la perturbation. Résistance musculaire qui sera une notion importante dans ce modèle.

Nous remarquons que pour des perturbations modérées (perturbations que l'on peut rencontrer en se déplaçant en fauteuil roulant) la réaction observable est une rotation du tronc de la personne. Pour rappel, la perturbation se présente sous la forme de rotation également, celles de la plateforme. Nous souhaitons que notre modèle nous permette de mettre en perspective l'origine de la perturbation par rapport à la réaction induite sur la personne.

Nous avons l'intuition que l'étude est plus facile, et l'analyse plus riche en information, si les deux grandeurs (la perturbation et réaction de l'utilisateur) sont de même nature. Ici, il s'agit de rotations.

Pour le modèle, nous voulions avoir une expression du comportement dynamique du tronc de la personne. Plus précisément son accélération angulaire,  $\ddot{q}_2$ . Notre calcul nous a conduit à l'équation différentielle suivante :

$$\ddot{q}_2 = f(\ddot{q}_1, \dot{q}_1, \dot{q}_2, q_1, q_2)$$

Avec  $q_1$  qui représente la rotation de la plateforme et  $q_2$  qui représente la rotation du tronc (Figure 4.1)

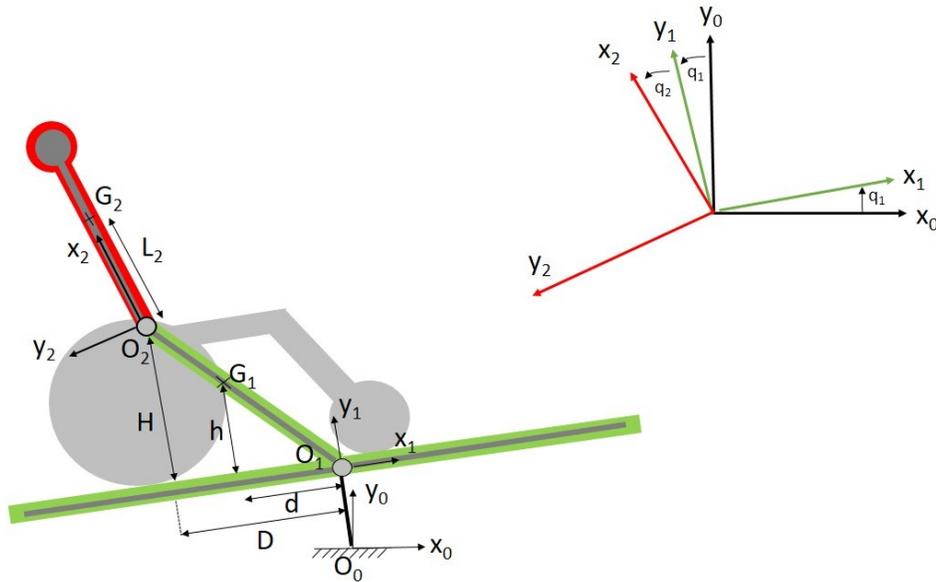
Le détail du calcul du modèle et les informations qu'il nous apporte font l'objet de ce chapitre.

## 4.1 Etablissement du modèle

Pour le calcul de notre modèle, nous formulons l'hypothèse suivante : Nous considérons que le tronc de la personne reste droit (il ne subit pas de flexion interne). Nous avançons cette idée au regard des perturbations développées par la plateforme qui sont relativement modérées et du fait que pour l'instant nous considérons le cas d'une personne valide dans notre étude.

En figure 4.1, il y a un schéma qui présente le problème. Il y est décrit l'ensemble du système {plateforme + fauteuil + personne} divisé en deux solides rigides distincts S1 : {Plateforme + fauteuil + membres inférieurs de la personne} et S2 : {Tronc + membres supérieurs de la personne}. Ces deux parties étant liées par une liaison pivot qui est modélisée au niveau du bassin.

FIGURE 4.1 – Schéma de principe du modèle. Vue de profil de la personne avec le fauteuil et la plateforme de mouvement



Nous avons utilisé le calcul du Lagrangien et la formule  $\tau_2 = \frac{d}{dt} \left[ \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_2} \right] - \frac{\partial L}{\partial q_2}$  pour obtenir notre modèle.

$\tau_2$  est le couple moteur qui entraîne S2, le tronc et les membres supérieurs de la personne. Lorsque ce couple est positif, il favorise les membres supérieurs de la personne à basculer vers l'arrière et inversement s'il est négatif, cela amènera les membres supérieurs de la personne à pivoter vers l'avant.

Nous posons comme hypothèse que les muscles abdominaux et muscles dorsaux érecteur sont exclusivement responsables de  $\tau_2$ .

La contraction des muscles abdominaux fait que  $\tau_2$  prendra une valeur négative, et inversement, la contraction des muscles dorsaux érecteurs fait que  $\tau_2$  prendra une valeur positive.

Pour ce calcul nous avons eu besoin, dans l'ordre, de déterminer les expressions des positions et vitesses des centres de gravités  $G_1$  et  $G_2$ . Cela nous permet de déduire le Lagrangien, qui une fois dérivé partiellement par  $q_2$  et par  $\dot{q}_2$  puis  $t$  nous donne l'équation (4.3) complétée.

En préambule on pose les premières expressions dont on aura besoin pour le reste des calculs.

$$\overrightarrow{O_0G_1} = \overrightarrow{O_0O_1} + \overrightarrow{O_1G_1} = \overrightarrow{O_1G_1} = d.\vec{x}_1 + h.\vec{y}_1$$

$$\text{Car } O_0 \text{ et } O_1 \text{ sont confondus. } \overrightarrow{O_0O_1} = \vec{0}$$

$$\vec{x}_1 = \cos(q_1).\vec{x}_0 + \sin(q_1).\vec{y}_0 \quad \vec{y}_1 = -\sin(q_1).\vec{x}_0 + \cos(q_1).\vec{y}_0$$

$$\vec{x}_2 = -\sin(q_2).\vec{x}_1 + \cos(q_2).\vec{y}_1 \quad \vec{y}_2 = -\cos(q_2).\vec{x}_1 - \sin(q_2).\vec{y}_1$$

$$\overrightarrow{O_0G_2} = D.\vec{x}_1 + H.\vec{y}_1 \quad \overrightarrow{O_2G_2} = L_2.\vec{x}_2$$

$$\frac{d}{dt}(\vec{x}_1) = \vec{\omega}_{1/0} \wedge \vec{x}_1 = \dot{q}_1.\vec{z}_1 \wedge \vec{x}_1 = \dot{q}_1.\vec{y}_1$$

$$\frac{d}{dt}(\vec{y}_1) = \vec{\omega}_{1/0} \wedge \vec{y}_1 = \dot{q}_1.\vec{z}_1 \wedge \vec{y}_1 = -\dot{q}_1.\vec{x}_1$$

$$\frac{d}{dt}(\vec{x}_2) = \vec{\omega}_{2/0} \wedge \vec{x}_2 = (\dot{q}_1 + \dot{q}_2).\vec{z}_2 \wedge \vec{x}_2 = (\dot{q}_1 + \dot{q}_2).\vec{y}_2$$

On obtient les expressions des vitesses de  $G_1, G_2$  par la dérivation. Ces dernières sont nécessaires pour la suite du calcul.

$$\vec{v}_{G_2} = \frac{d}{dt}(\overrightarrow{O_0G_2}) = \frac{d}{dt}(D.\vec{x}_1 + H.\vec{y}_1 + L_2.\vec{x}_2)$$

Exprimons  $\vec{v}_{G_2}$  dans la base  $R_0$  :

$$\vec{v}_{G_2} = D.(\dot{q}_1.\vec{y}_1) + H.(-\dot{q}_1.\vec{x}_1) + L_2.((\dot{q}_1 + \dot{q}_2).\vec{y}_2)$$

$$\vec{v}_{G_2} = D.(\dot{q}_1.\vec{y}_1) + H.(-\dot{q}_1.\vec{x}_1) + L_2.(\dot{q}_1 + \dot{q}_2).(-\cos(q_2).\vec{x}_1 - \sin(q_2).\vec{y}_1)$$

$$\vec{v}_{G_2} = -(H.\dot{q}_1 + L_2.(\dot{q}_1 + \dot{q}_2).\cos(q_2)).\vec{x}_1 + (D.\dot{q}_1 - L_2.(\dot{q}_1 + \dot{q}_2).\sin(q_2)).\vec{y}_1$$

$$\vec{v}_{G_2} = [(-H.\dot{q}_1 - L_2.(\dot{q}_1 + \dot{q}_2).\cos(q_2)).\cos(q_1) + (-D.\dot{q}_1 + L_2.(\dot{q}_1 + \dot{q}_2).\sin(q_2)).\sin(q_1)].\vec{x}_0$$

$$+ [(-H.\dot{q}_1 - L_2.(\dot{q}_1 + \dot{q}_2).\cos(q_2)).\sin(q_1) + (D.\dot{q}_1 - L_2.(\dot{q}_1 + \dot{q}_2).\sin(q_2)).\cos(q_1)].\vec{y}_0$$

Après simplification, on obtient :

$$\begin{aligned} \vec{v}_{G_2} = & [-(H.\cos(q_1) + D.\sin(q_1)).\dot{q}_1 - L_2.(\dot{q}_1 + \dot{q}_2).(\cos(q_1 + q_2))].\vec{x}_0 \\ & + [(D.\cos(q_1) - H.\sin(q_1)).\dot{q}_1 - L_2.(\dot{q}_1 + \dot{q}_2).\sin(q_1 + q_2)].\vec{y}_0 \end{aligned} \quad (4.1)$$

Dans le même temps, on calcule :  $\vec{v}_{G_1} = \frac{d}{dt}(\vec{O}_0\vec{G}_1) = \frac{d}{dt}(d.\vec{x}_1 + h.\vec{y}_1)$

$$\vec{v}_{G_1} = d.(\dot{q}_1.\vec{y}_1) + h.(-\dot{q}_1.\vec{x}_1)$$

$$\vec{v}_{G_1} = d.\dot{q}_1.[-\sin(q_1).\vec{x}_0 + \cos(q_1).\vec{y}_0] - h.\dot{q}_1.[\cos(q_1).\vec{x}_0 + \sin(q_1).\vec{y}_0]$$

$$\vec{v}_{G_1} = -(h.\cos(q_1) + d.\sin(q_1)).\dot{q}_1.\vec{x}_0 + (-h.\sin(q_1) + d.\cos(q_1)).\dot{q}_1.\vec{y}_0 \quad (4.2)$$

Les équations de Lagrange nous permettent de poser l'équation des forces généralisées associées à  $q_2$  (4.3) :

$$\tau_2 = \frac{d}{dt} \left[ \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_2} \right] - \frac{\partial L}{\partial q_2} \quad (4.3)$$

Notre modèle vient de l'équation (4.3) que nous avons besoin de développer. Nous devons d'abord trouver l'expression de  $L$ , et ensuite déterminer ses formes dérivées  $\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_2}$  et  $\frac{d}{dt} \left[ \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_2} \right]$  présentes dans l'équation (4.3).

Nous rappelons que le Lagrangien  $L$  vaut :

$$L = E_c - E_p \quad (4.4)$$

Nous calculons les énergies cinétiques et potentielles à partir des formules suivantes :

Les énergies cinétiques et potentielles globales du système s'expriment tel que :

$$E_c = E_{c1} + E_{c2} \quad E_p = E_{p1} + E_{p2}$$

Nous posons :

$$E_{c2} = \frac{1}{2}.m_2.v_{G_2}^2 \quad E_{c1} = \frac{1}{2}.m_1.v_{G_1}^2 \quad E_{p1} = m_1.g.y_{G_1} \quad E_{p2} = m_2.g.y_{G_2}$$

A partir des équations (4.1) et (4.2) on obtient les énergies cinétiques tel que :

$$E_{c1} = \frac{1}{2} \cdot m_1 \cdot \left( [-(h \cdot \cos(q_1) + d \cdot \sin(q_1)) \cdot \dot{q}_1]^2 + [(d \cdot \cos(q_1) - h \cdot \sin(q_1)) \cdot \dot{q}_1]^2 \right) \quad (4.5)$$

$$E_{c2} = \frac{1}{2} \cdot m_2 \cdot \left( [-(H \cdot \cos(q_1) + D \cdot \sin(q_1)) \cdot \dot{q}_1 - L_2 \cdot (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \cdot \cos(q_1 + q_2)]^2 + [(D \cdot \cos(q_1) - H \cdot \sin(q_1)) \cdot \dot{q}_1 - L_2 \cdot (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \cdot \sin(q_1 + q_2)]^2 \right) \quad (4.6)$$

Les positions verticales des centres de gravités  $y_{G_1}$  et  $y_{G_2}$  s'expriment ainsi :

$$y_{G_2} = L_2 \cdot \cos(q_2 + q_1) + D \cdot \sin(q_1) + H \cdot \cos(q_1) \quad y_{G_1} = d \cdot \sin(q_1) + h \cdot \cos(q_1)$$

Nous obtenons alors les énergies potentielles :

$$E_{p1} = m_1 \cdot g \cdot (d \cdot \sin(q_1) + h \cdot \cos(q_1)) \quad (4.7)$$

$$E_{p2} = m_2 \cdot g \cdot (L_2 \cdot \cos(q_2 + q_1) + D \cdot \sin(q_1) + H \cdot \cos(q_1)) \quad (4.8)$$

A partir de l'équation (4.4) et des expressions des énergies (4.5-4.8) nous obtenons la forme du Lagrangien comme suit :

$$L = -g \cdot (m_1 \cdot (h \cdot \cos(q_1) + d \cdot \sin(q_1)) + m_2 \cdot (L_2 \cdot \cos(q_2 + q_1) + D \cdot \sin(q_1) + H \cdot \cos(q_1))) + \frac{1}{2} \cdot [\dot{q}_1^2 \cdot (m_1 \cdot (d^2 + h^2) + m_2 \cdot (L_2^2 + H^2 + D^2)) + m_2 \cdot L_2^2 \cdot \dot{q}_2^2] + m_2 \cdot L_2 \cdot ((H \cdot \cos(q_2) - D \cdot \sin(q_2)) \cdot (\dot{q}_1 \cdot \dot{q}_2 + \dot{q}_1^2) + L_2 \cdot \dot{q}_1 \cdot \dot{q}_2) \quad (4.9)$$

A partir de l'expression du Lagrangien (4.9) nous pouvons obtenir les expressions des dérivées partielles  $\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_2}$  et  $\frac{d}{dt} \left[ \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_2} \right]$ . Nous pourrions alors déduire l'expression de  $\tau_2$  à partir de l'équation (4.3).

En dérivant le Lagrangien par  $\dot{q}_2$  nous obtenons :

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_2} = m_2 \cdot L_2^2 \cdot (\dot{q}_2 + \dot{q}_1) + m_2 \cdot L_2 \cdot \dot{q}_1 \cdot (H \cdot \cos(q_2) - D \cdot \sin(q_2)) \quad (4.10)$$

Dérivons l'expression (4.10) par rapport au temps  $t$  :

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left[ \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_2} \right] &= m_2 \cdot L_2^2 \cdot (\ddot{q}_2 + \ddot{q}_1) - m_2 \cdot L_2 \cdot \dot{q}_1 \cdot \dot{q}_2 \cdot (H \cdot \sin(q_2) + D \cdot \cos(q_2)) \cdot \dot{q}_2 \\ &\quad + m_2 \cdot L_2 \cdot \ddot{q}_1 \cdot (H \cdot \cos(q_2) - D \cdot \sin(q_2)) \end{aligned} \quad (4.11)$$

Pour calculer la dernière dérivée partielle dont nous avons besoin, il nous faut dériver le Lagrangien par rapport au paramètre articulaire  $q_2$  :

$$\begin{aligned} \frac{\partial L}{\partial q_2} &= -H \cdot m_2 \cdot L_2 \cdot \sin(q_2) \cdot (\dot{q}_1 \cdot \dot{q}_2 + \dot{q}_1^2) - D \cdot m_2 \cdot L_2 \cdot \cos(q_2) \cdot (\dot{q}_1 \cdot \dot{q}_2 + \dot{q}_2^2) + L_2 \cdot m_2 \cdot g \cdot \sin(q_2 + q_1) \\ \frac{\partial L}{\partial q_2} &= -(\dot{q}_1 \cdot \dot{q}_2 + \dot{q}_1^2) \cdot m_2 \cdot L_2 \cdot (H \cdot \sin(q_2) + D \cdot \cos(q_2)) + L_2 \cdot m_2 \cdot g \cdot \sin(q_2 + q_1) \end{aligned} \quad (4.12)$$

A partir de l'équation (4.3) et des résultats obtenus en (4.11) et (4.12) nous déduisons l'équation (4.13) :

$$\tau_2 = m_2 \cdot L_2 \cdot (L_2 \cdot (\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2) - g \cdot \sin(q_2 + q_1) + \dot{q}_1^2 \cdot (H \cdot \sin(q_2) + D \cdot \cos(q_2)) + \ddot{q}_1 (H \cdot \cos(q_2) - D \cdot \sin(q_2))) \quad (4.13)$$

Nous pouvons poser  $\tau_2 = H + B + G$

Où  $H = m_2 \cdot L_2^2 \cdot (\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2) + m_2 \cdot L_2 (H \cdot \cos(q_2) - D \cdot \sin(q_2)) \cdot \ddot{q}_1$  , représente les efforts d'inertie

$B = m_2 \cdot L_2 \cdot (H \cdot \sin(q_2) + D \cdot \cos(q_2)) \dot{q}_1^2$  , représente les efforts centrifuges

$G = -m_2 \cdot L_2 \cdot g \cdot \sin(q_2 + q_1)$ , représente les efforts dus à la pesanteur

En isolant  $\ddot{q}_2$  de l'équation (4.13) on obtient l'équation (4.14).

$$\ddot{q}_2 = \frac{1}{L_2} \left[ \frac{\tau_2}{(m_2 \cdot L_2)} + g \cdot \sin(q_1 + q_2) - \dot{q}_1^2 (H \cdot \sin(q_2) + D \cdot \cos(q_2)) - \ddot{q}_1 (H \cdot \cos(q_2) - D \cdot \sin(q_2)) \right] - \ddot{q}_1 \quad (4.14)$$

Nous pouvons poser  $\ddot{q}_2 = \tau_2' + H' + B' + G' - \ddot{q}_1$

Où  $\tau_2' = \frac{\tau_2}{m_2 \cdot L_2^2}$  , et représente l'influence du couple résistant de l'utilisateur sur l'accélération angulaire du tronc de la personne.

$H' = \frac{-1}{L_2} \cdot \ddot{q}_1 \cdot (H \cdot \cos(q_2) - D \cdot \sin(q_2))$ , et représente l'influence des efforts d'inerties sur l'accélération angulaire des membres supérieurs de la personne.

$B' = \frac{-1}{L_2} \cdot \dot{q}_1^2 \cdot (H \cdot \sin(q_2) - D \cdot \cos(q_2))$ , et représente l'influence des efforts centrifuges sur l'accélération angulaire des membres supérieurs de la personne.

$G' = -\frac{-1}{L_2} \cdot g \cdot \sin(q_1 + q_2)$ , et représente l'influence des efforts dus à la pesanteur sur l'accélération angulaire des membres supérieurs de la personne.

En première instance, l'équation (3.14) présente trop d'inconnues pour connaître une résolution directe.  $q_2$  est l'inconnue que nous tentons de déterminer.  $\tau_2$ , le couple résistif déployé par la personne lorsqu'elle vit une perturbation est également une inconnue. Nous allons l'extrapoler en nous inspirant d'études similaires.

Nous sommes partis des résultats des travaux autour du maintien postural pour des personnes dont l'assise est instable [26, 28, 79, 115–120] qui nous montrent l'allure de l'activité musculaire du dos et des abdominaux pour contrer des perturbations similaires à ce que Virtual Fauteuil peut produire.

Nous nous intéresserons particulièrement aux travaux de Zedka et al. [28] qui correspond en bien des points à notre étude. Dans l'expérience de l'étude citée, les utilisateurs étaient assis sur un siège dont l'inclinaison pouvait être pilotée. L'utilisateur expérimente une rapide rotation vers l'avant, et vers l'arrière. Pour cette étude, les contractions musculaires ont été mesurées grâce à des capteurs EMG (électromyogramme) placés en plusieurs points comme le montre la figure 4.2.

FIGURE 4.2 – Contraction musculaire des muscles en fonction de l'inclinaison de l'assise des participants pour le cas d'un franchissement d'une descente

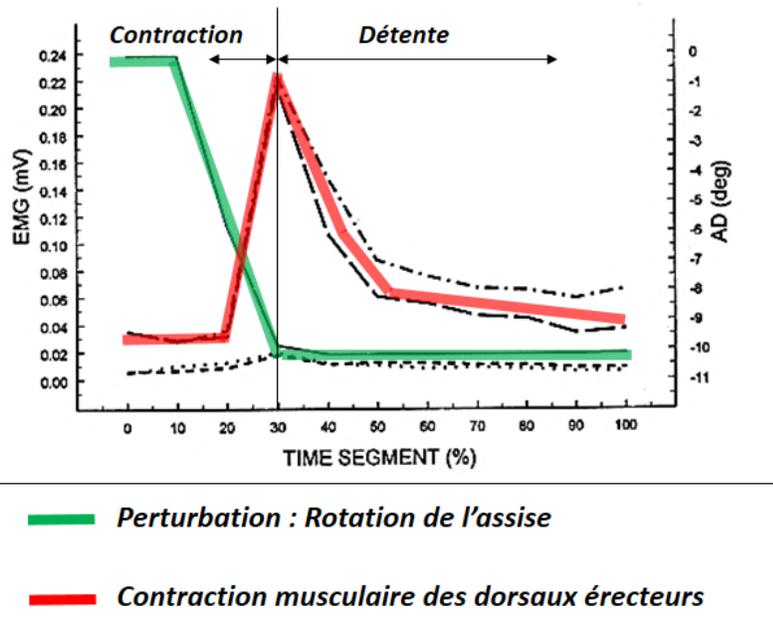
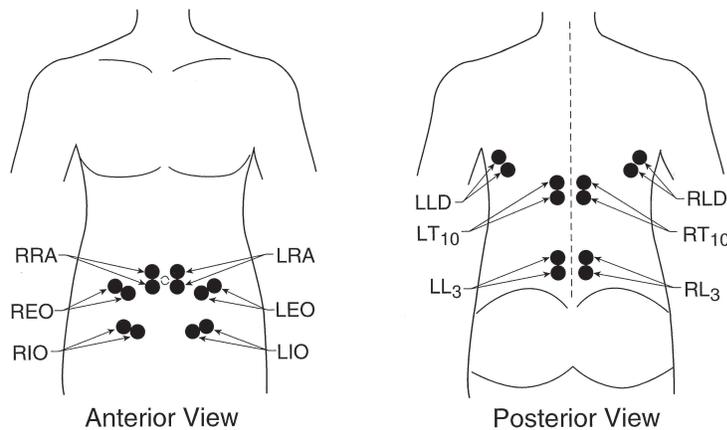


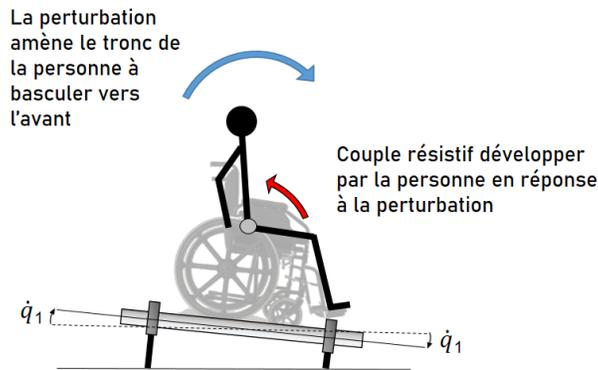
FIGURE 4.3 – Placement des électrodes dans l'étude de Zedka et al. [28]



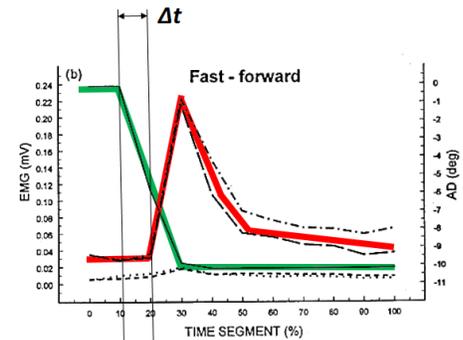
RRA, right rectus abdominis; REO, right external oblique; RIO, right internal oblique; LRA, left rectus abdominis; LEO, left external oblique; LIO, left internal oblique; RLD, right latissimus dorsi; RT10, right erector spinae at T10 level; RL3, right erector spinae at L3 level; LLD, left latissimus dorsi; LT10, left erector spinae at T10 level; LL3, left erector spinae at L3 level [28]

FIGURE 4.4 – Contraction musculaire des muscles en fonction de l’inclinaison de l’assise des participants pour le cas d’un franchissement de descente

**Franchissement d’une descente  
(Perturbation avant)**



$\Delta t$  : Retard (Temps de déclenchement nécessaire pour répondre musculairement à la perturbation)

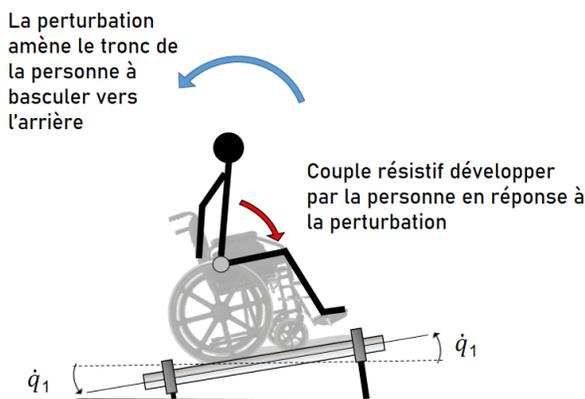


— Perturbation : Rotation de l'assise

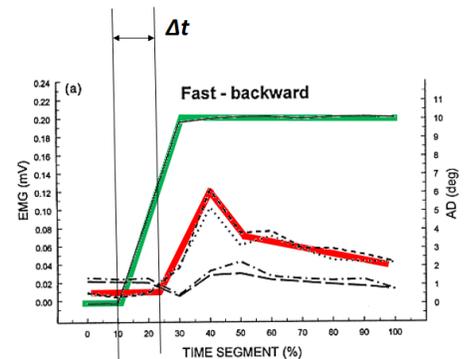
— Contraction musculaire des dorsaux érecteurs

FIGURE 4.5 – Contraction musculaire des muscles en fonction de l’inclinaison de l’assise des participants pour le cas d’un franchissement de montée

**Franchissement d’une montée  
(Perturbation arrière)**



$\Delta t$  : Retard (Temps de déclenchement nécessaire pour répondre musculairement à la perturbation)



— Perturbation : Rotation de l'assise

— Contraction musculaire des dorsaux érecteurs

Dans ces études, nous observons que la contraction musculaire progresse proportionnellement en réponse à une perturbation (voir Figure 4.4 et 4.5). Nous constatons cependant un retard dans le déclenchement de la contraction musculaire des personnes. De plus, on peut découper la contraction musculaire en deux phases : la contraction et la détente (figure 4.2).

La contraction a une croissance linéaire, comme la perturbation (à un signe près dans le cas de la descente), et une fois la perturbation terminée, la détente démarre et la contraction décroît. Pour la descente, la décroissance est légèrement atténuée. Pour la descente, l'amortissement de la décroissance est plus important.

En supposant que les efforts de résistance (des muscles dorsaux ou abdominaux) aient la même forme/allure que la contraction musculaire, en nous aidant des conclusions des travaux, entre autres, de Dolan et al. [29] (Figure 4.6) nous supposons les couples résistants pour notre modèle  $\tau_2$  tel que :

$$\tau_2(t) = A.q_1(t - r).$$

Avec  $A$  un coefficient qui permet d'ajuster l'amplitude selon la quantité d'effort déployée par la personne. Tandis que  $r$  représente le délai entre le déclenchement de la perturbation et celui de la contraction musculaire.

En procédant ainsi nous approximations la phase de détente en lui attribuant une décroissance aussi importante que la croissance de contraction. Nous estimons que cette simplification n'aura pas d'impact sur les résultats du modèle.

D'autant que l'exemple de cette étude diffère légèrement de la nôtre. La perturbation provoquée dans les expériences de Zedka et al. n'est que dans un sens. La chaise pivote en arrière (ou avant), et reste ainsi.

Dans notre cas, les perturbations auxquels nous aimerions soumettre nos participants sont des franchissements de pente où la plateforme pivotera dans un sens, puis reviendra dans sa position initiale. Le retour en position initiale aide la personne à retrouver dans position initiale si la personne a été perturbée. Nous ne retrouvons pas cela dans l'expérience de Zedka et al.

En un sens, le retour en position initiale présent dans nos expériences compense notre approximation. Il est possible que dans la réalité, la personne profite du retour en position initiale favorise la stabilité de la personne et donc l'incite à décontracter ses muscles plus rapidement. Cela va dans le sens de notre approximation, c'est d'ailleurs l'observation que nous allons faire dans l'étude du chapitre 5.

Nous estimons que chaque personne à une tonicité et une réactivité qui lui est propre. Nous avons donc simulé des réactions posturales pour différents profils en fonction de leur tonicité et de leur réactivité.

Ainsi pour le cas d'une rotation avant, par exemple, nous pouvons avoir différents couples résistant suivant comment est considérée le degré de réactivité et de tonicité de la personne. La figure 4.7 nous montre pour une perturbation donnée, ici une perturbation avant, les cas limites des couples de réaction de notre modèle (courbes oranges).

FIGURE 4.6 – Relation entre les efforts musculaires d’une personne et les moments d’efforts rapportés au bassin [29]

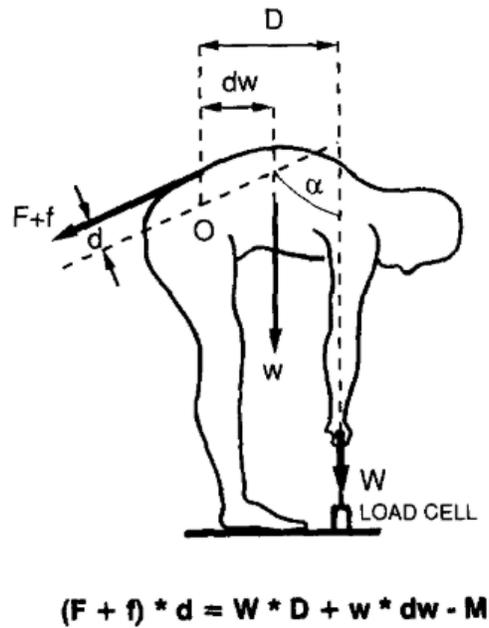
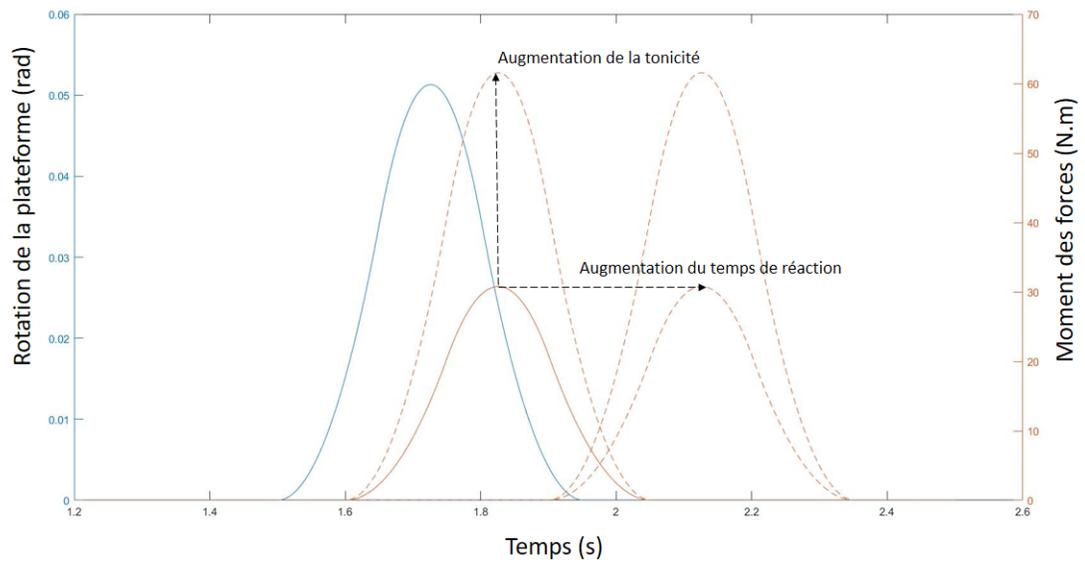


FIGURE 4.7 – Les différents couples  $\tau_2$  considérés dans le modèle (courbes oranges) en réaction à une perturbation (courbe bleue)



Nous rappelons que le modèle a pour objectif de nous aider à mieux comprendre les mécanismes qui amènent l'utilisateur à un état déstabilisé. Nous souhaitons même plus, connaître plus précisément l'impact d'un franchissement d'obstacle sur l'équilibre de la personne. Nous avons effectué des simulations avec notre modèle pour 3 cas simples d'obstacles :

- Franchissement d'une descente
- Franchissement d'une montée
- Franchissement d'une montée, suivie d'une descente.

Pour chaque cas nous détaillerons les résultats du modèle. Les figures qui accompagneront ces explications comportent deux graphiques.

Le premier graphique montre les rotations de  $q_1$  la rotation de la plateforme et  $q_2$  la rotation du tronc de la personne.

Dans le second graphique se trouve les courbes des composantes dynamiques responsables des accélérations angulaires de  $q_2$ . Sur ce graphique, les termes positifs contribuent à ce que  $\ddot{q}_2$  le soit aussi. Donc que le tronc de la personne bascule vers l'arrière.

## 4.2 Franchissement d'une pente descendante : perturbation et comportement postural du modèle

Pour le franchissement d'une pente descendante, la perturbation se manifestera par une rotation avant de la plateforme jusqu'à atteindre l'inclinaison de la pente puis par une rotation opposée lors de la sortie de la pente, pour retourner à l'orientation initiale.

Cette rotation avant entraîne un risque de basculement vers l'avant de la personne. Ainsi la personne aura tendance à aller contre cette rotation avant, et cela grâce à l'activité des muscles dorsaux érecteurs qui créent un couple résistant.

La figure 4.8 (a) est un exemple de comportement postural donné par le modèle où la personne est perturbée mais arrive à retrouver sa stabilité. En revanche, le cas décrit dans la figure 4.8 (b) est un cas où dans la simulation la personne n'a pas réussi à retrouver sa stabilité. Il s'agit d'un cas critique où les efforts fournis n'ont pas été suffisants.

Nous présentons dans l'annexe A les résultats de comportements posturaux obtenus à partir du modèle de deux manières différentes. Dans un premier temps, nous montrons l'impact du temps de réaction du couple résistant sur la rotation des membres supérieurs de la personne. Dans un second temps, nous nous intéresserons à l'impact de l'amplitude du couple résistant sur la rotation des membres supérieurs de la personne.

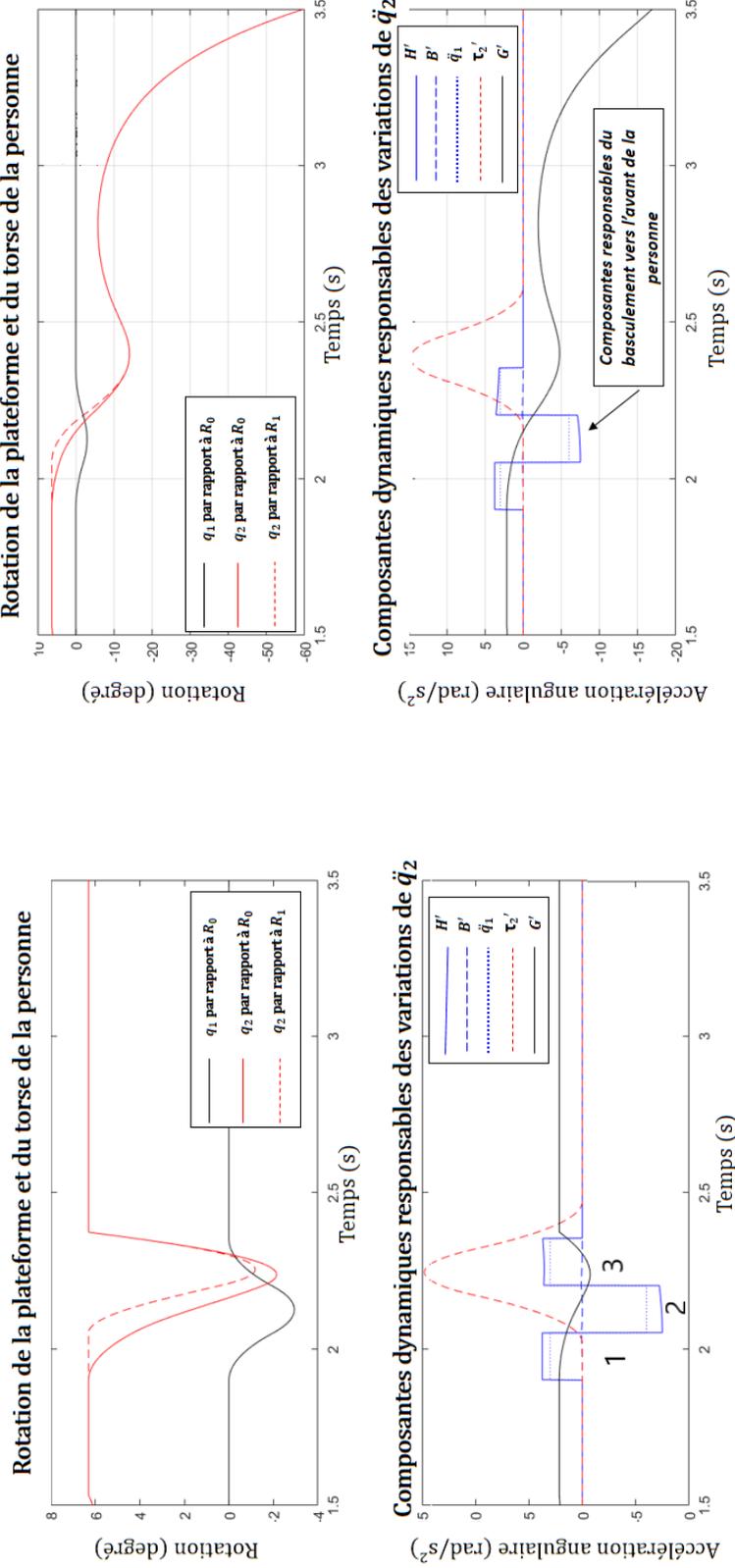
Ainsi, pour une même amplitude, mais pour des temps de réactions différents nous obtenons les graphiques en Annexe A.1.

Nous avons aussi effectué le même travail mais cette fois ci en faisant varier l'amplitude du couple résistant, tout en gardant un même temps de réaction. Cela est présenté en Annexe A.2.

A la visualisation de ces résultats, nous constatons que la tonicité est aussi importante que la réactivité pour l'équilibre de la personne. Un temps de réaction trop grand et/ou un effort de résistance trop peu important peut entraîner une perturbation critique chez la personne (Annexe A.1.c, A.2.a). Critique, car si la personne n'arrive pas à contrer suffisamment les efforts de perturbation, la rotation du tronc de la personne diverge fortement jusqu'à atteindre des valeurs aberrantes.

FIGURE 4.8 – Simulation du comportement postural de la personne face à une perturbation (pente descendante)

- (a) Cas où la personne résiste à la perturbation. Son tronc est basculé vers l'avant et retourne contre le dossier une fois la perturbation passée
- (b) Cas où la personne ne résiste pas suffisamment à la perturbation. Son tronc est basculé fortement vers l'avant sans revenir à sa position initiale



### 4.3 Franchissement d'une pente montante : perturbation et comportement postural du modèle

Pour le franchissement d'une pente montante, nous distinguons deux cas de comportements posturaux qui dépendent de la position initiale de la personne. Nous distinguons le cas où la personne se tient contre le dossier et le cas où la personne se tient droite. Dans ces deux cas différents la personne doit adopter des stratégies différentes dans notre modèle pour résister aux perturbations.

Pour le franchissement d'une pente montante, la perturbation se manifestera par une rotation arrière de la plateforme jusqu'à atteindre l'inclinaison de la pente puis par une rotation opposée lors de la sortie de la pente, pour retourner à l'orientation initiale.

Cette rotation arrière entraîne un risque de basculement vers l'arrière du fauteuil et de la personne. Ainsi la personne aura tendance à aller contre cette rotation arrière, et cela grâce à l'activité des muscles abdominaux qui créent un couple résistant. Cependant la phase de retour en position initiale (qui est une rotation avant) perturbe la personne si elle ne résiste avec ses muscles dorsaux. Ils sont également sollicités dans notre modèle pour que la personne retrouve une stabilité posturale.

#### Premier cas : personne contre dossier :

Dans le premier cas, la personne est contre le dossier. Dans ce cas, les muscles abdominaux sont sollicités : pour atténuer la vitesse de rotation en arrière qui, si elle est trop forte, peut entraîner un basculement du fauteuil vers l'arrière.

La sortie de la pente (le retour de plateforme dans sa position initiale) perturbe la personne et l'entraîne à basculer vers l'avant. C'est pourquoi il est nécessaire que le dos produise également un couple résistant pour assurer l'équilibre de la personne. Dans la figure 4.9 (b), nous pouvons voir la réaction posturale de la personne si elle ne développe pas de couple résistant suffisant avec la contraction des muscles dorsaux. Le résultat serait amplifié si seuls les muscles abdominaux résistaient à la perturbation.

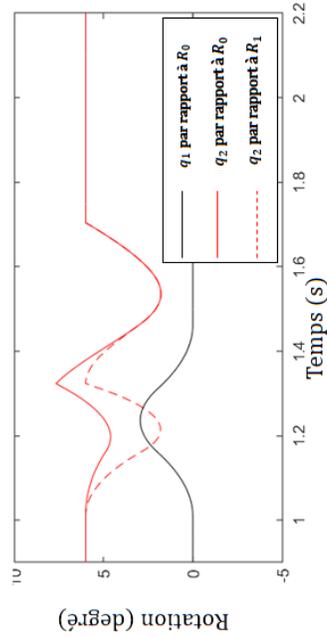
Pour le cas d'une perturbation arrière avec la personne adossée au dossier, le modèle intègre donc deux efforts résistifs de la personne générés par les muscles dorsaux et abdominaux comme par exemple sur la figure 4.9 (a).

Les graphiques en annexe A.3 et A.4 nous montrent l'impact du retard puis de la tonicité sur le comportement postural de la personne. Tout comme pour le cas de la rotation avant, pour la rotation arrière nous trouvons que la réactivité et la tonicité sont tout aussi importants. Réduire le temps de réaction et augmenter l'amplitude des couples résistants minimise la rotation de perturbation sur la personne.

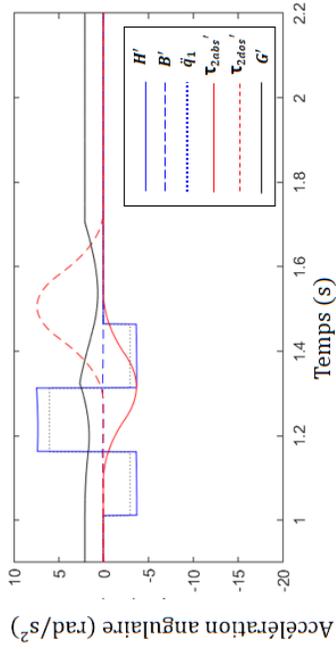
FIGURE 4.9 – Simulation du comportement postural de la personne face à une perturbation (pente montante)

(a) Cas où la personne résiste à la perturbation. Son tronc subit des perturbations et retourne contre le dossier une fois la perturbation passée

**Rotation de la plateforme et du torse de la personne**

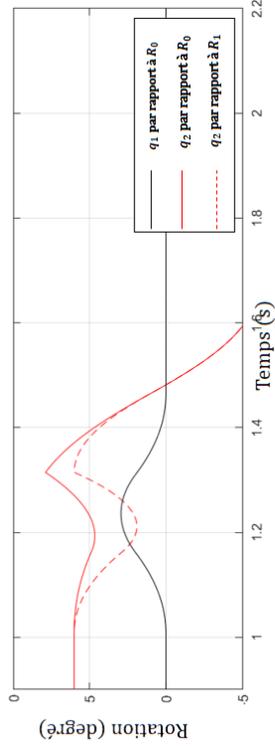


**Composantes dynamiques responsables des variations de  $\dot{q}_2$**

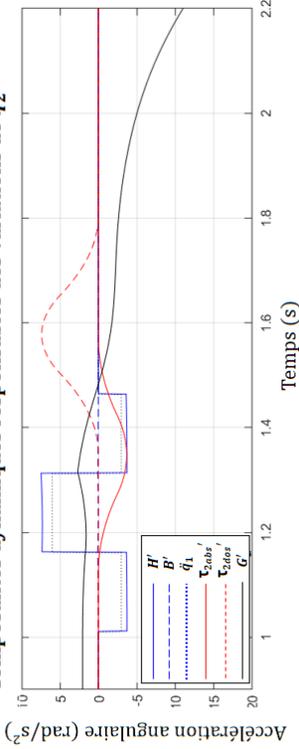


(b) Cas où la personne ne résiste pas suffisamment à la perturbation. Son tronc est basculé fortement vers l'avant sans revenir à sa position initiale

**Rotation de la plateforme et du torse de la personne**



**Composantes dynamiques responsables des variations de  $\dot{q}_2$**



### Deuxième cas : personne se tenant droite :

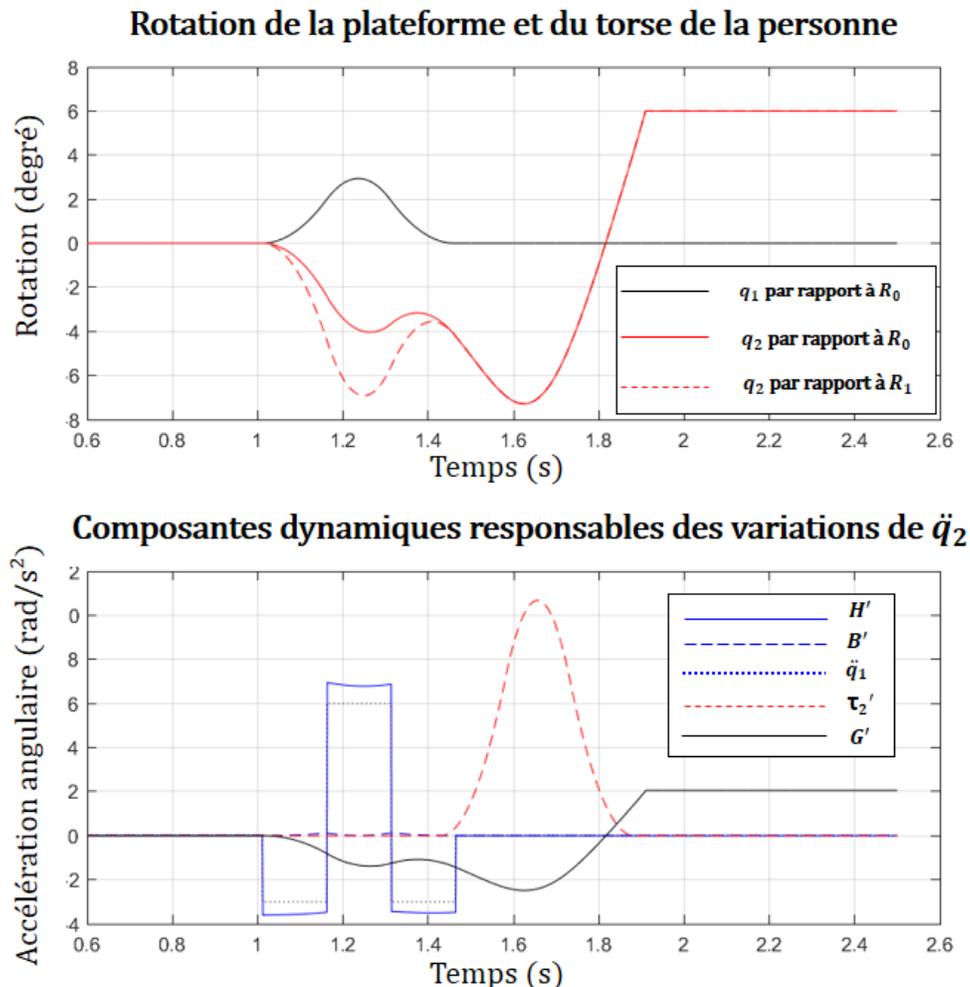
Nous distinguons un deuxième cas pour le franchissement d'une pente montante, celui où la personne se tient droite, c'est à dire verticale par rapport à l'assise (Annexe Figure A.5 et A.6). Pour le cas où la personne ne se tient pas contre le dossier, mais verticalement, l'utilisation de ses muscles abdominaux est contre-productive. En effet, le premier tiers de la perturbation va amener la personne vers l'avant sans que rien de l'en empêche.

Le tronc de la personne étant initialement à la verticale, dès le début de la perturbation le basculement du tronc vers l'avant va impliquer que le poids influera aussi à un basculement vers l'avant. Sachant que plus la personne bascule vers l'avant plus le poids contribuera à cela.

La contraction des muscles dorsaux est elle aussi contreproductive car dans le deuxième tiers de la perturbation la personne sera amenée vers l'arrière.

Sans résistance aux perturbations le tronc de la personne va osciller avec une amplitude modérée (figure 4.10). La personne nécessitera juste un effort au niveau des muscles dorsaux en fin de perturbation pour récupérer la position initiale.

FIGURE 4.10 – Simulation du comportement postural de la personne face à une perturbation (montée), cas où la personne résiste à la perturbation. Son tronc est basculé vers l'avant



#### 4.4 Perturbation alternée (pente montante puis pente descendante)

Pour résister à la suite des perturbations dues au franchissement d'une pente montante puis d'une pente descendante la personne doit agir de la même manière que pour une pente montante, et ensuite que pour une pente descendante.

Comme pour la partie concernant la pente montante, nous distinguons deux cas de comportements posturaux qui dépendent de la position initiale de la personne.

Nous distinguons le cas où la personne se tient contre le dossier et le cas où la personne se tient droite. Dans ces deux cas différents la personne doit adopter des stratégies différentes dans notre modèle pour résister aux perturbations. De plus, les conclusions et commentaires que nous avons faits pour les pentes montantes et descendantes s'appliquent aussi.

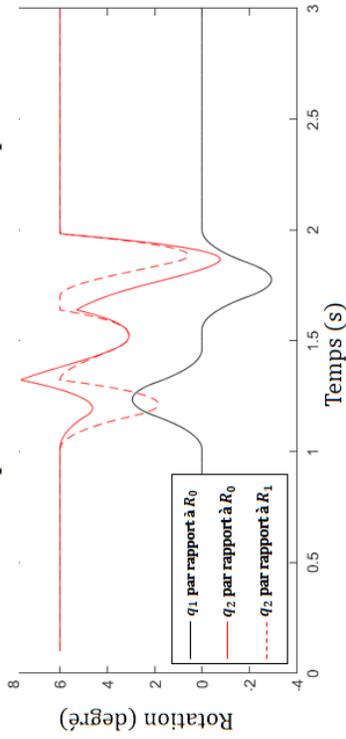
Les annexes A.7 et A.8 sont respectivement dédiés à l'impact de la réactivité et de la tonicité pour le cas d'une personne débutant la perturbation adossé au dossier. Les annexes A.9 et A.10 sont consacrées aux mêmes impacts mais pour le cas d'une personne tenant son tronc à la verticale.

Les figures 4.11 (a) et (b) nous donne un exemple de comportement postural réussis, et un où la personne atteint un état critique.

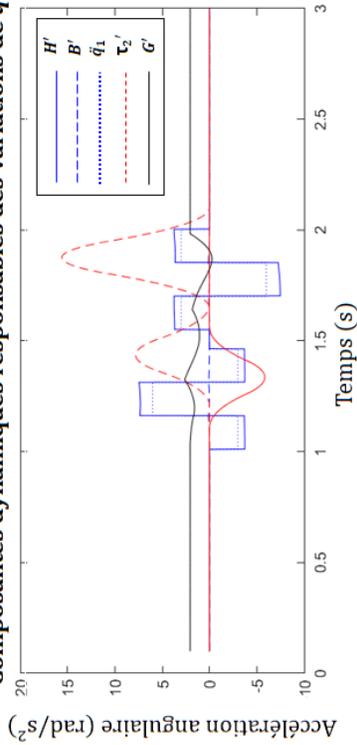
FIGURE 4.11 – Simulation du comportement postural de la personne face à une perturbation alternée (pente montante puis descendante)

(a) Cas où la personne résiste à la perturbation. Son tronc subit des perturbations et retourne contre le dossier une fois la perturbation passée

**Rotation de la plateforme et du torse de la personne**

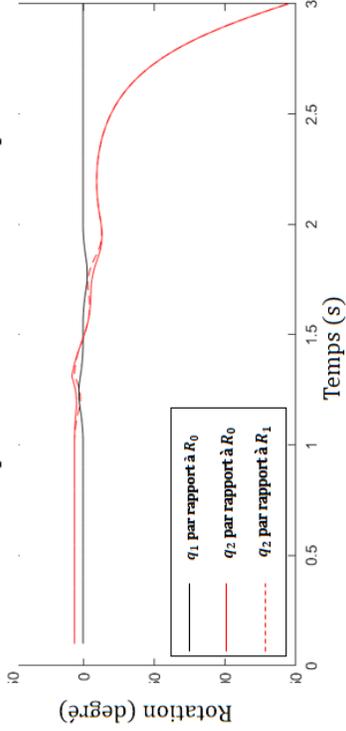


**Composantes dynamiques responsables des variations de  $\dot{q}_2$**

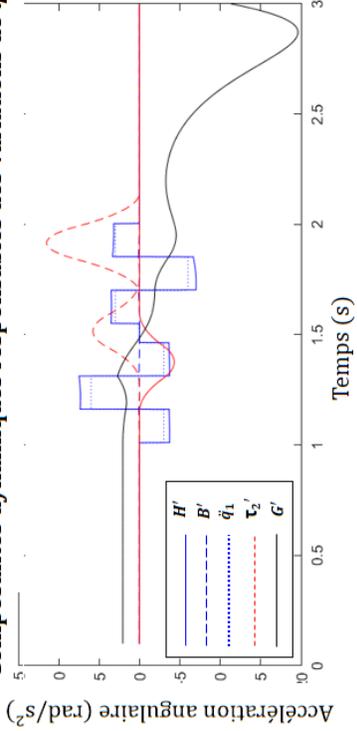


(b) Cas où la personne ne résiste pas suffisamment à la perturbation. Son tronc est basculé fortement vers l'avant sans revenir à sa position initiale

**Rotation de la plateforme et du torse de la personne**



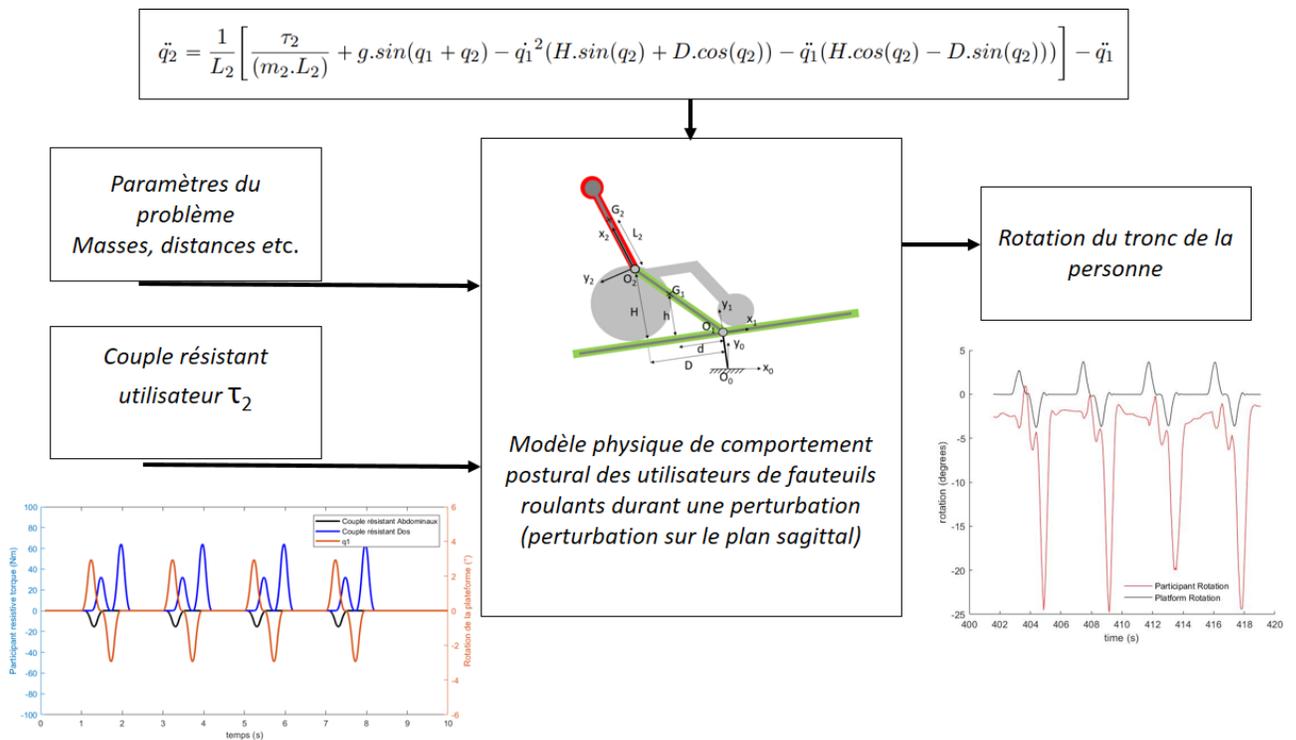
**Composantes dynamiques responsables des variations de  $\dot{q}_2$**



## 4.5 Conclusion

En conclusion, le modèle proposé permet d'anticiper les comportements posturaux d'une personne perturbée par des sollicitations externes, mais nous souhaitons vérifier expérimentalement si nous obtenons des comportements similaires afin de valider notre modèle. C'est une validation en deux temps qui aura lieu. Dans un premier temps, nous souhaitons valider notre hypothèse concernant la contraction des muscles dorsaux et abdominaux durant une perturbation. C'est l'objet du chapitre 5 et les résultats sont satisfaisants. La deuxième validation que nous souhaitons faire vis-à-vis du modèle concerne la sortie du modèle : le mouvement résultant du tronc de la personne. C'est dans le chapitre 6 que cette étude aura lieu.

FIGURE 4.12 – Schéma de principe du modèle établi dans ce chapitre



Les résultats obtenus durant ces expériences sont très encourageants, et nous montrent que le modèle est pertinent. Cependant, nous gardons à l'esprit qu'il s'agit d'un modèle simplifié. Il y a deux simplifications que nous allons progressivement effacer dans ce modèle.

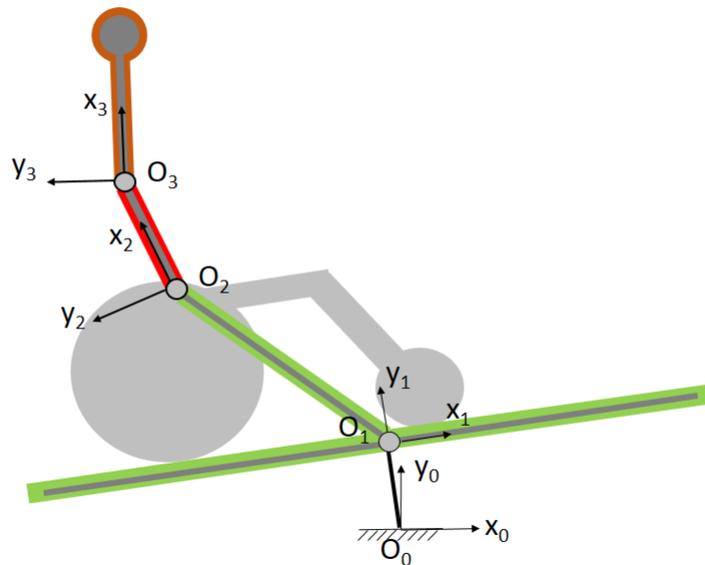
La première simplification à corriger prochainement dans notre modèle concerne notre approche des efforts musculaires. Nous considérons dans notre modèle que si l'utilisateur ne contracte pas ses muscles, il n'y a pas d'effort de résistance, or ces derniers réagissent bien souvent comme des raideurs, en plus d'avoir des contractions actives. Pour nos études cela n'a pas fossé les résultats visiblement, puisque nos expériences ont validé notre modèle et les comportements musculaires inclus dedans. En revanche, cela risque de poser un problème lors de l'étude de l'impact des perturbations pour des personnes à mobilité réduite. Ce cas étant plus complexe à aborder que pour des personnes

valides (ce qui est actuellement le cas). Il paraît nécessaire d'examiner cela avec un modèle plus complet, qui peut notamment s'adapter à différents profils d'utilisateurs.

La deuxième simplification que nous faisons est de considérer que le tronc ne subit pas de flexion, qu'il reste droit. Cela convient pour le cas des personnes valides, comme montré au chapitre 6, mais risque fort de ne plus convenir pour une étude relative aux personnes en situation de handicap. D'un certain point de vue, notre modèle actuel considère que les efforts venant du dos ne viennent que des muscles dorsaux érecteurs des lombaires, or le tronc a une mobilité au niveau du bas de la cage thoracique et des muscles épineux du thorax pouvant, rendre possible un mouvement autour de ce point. Il en va de même pour les muscles abdominaux qui jusque-là n'ont été considérés que comme agissant au niveau du bassin, alors qu'ils peuvent aussi contribuer à fléchir le tronc.

Il sera donc incorporé à notre prochain modèle une (ou plusieurs) mobilité(s) supplémentaire(s) comme le montre la figure 4.13.

FIGURE 4.13 – Schéma de principe du modèle avec deux mobilités au niveau du tronc (Bassin et bas du thorax)



## Chapitre 5

# Analyse du comportement musculaire des utilisateurs du simulateur

Pour le modèle décrit dans le chapitre précédent nous avons établi des hypothèses dont nous souhaitons vérifier par l'expérience la pertinence. Parmi ces hypothèses, nous désirons dans un premier temps nous intéresser aux efforts résistants produits par des personnes qui subissent des perturbations en fauteuil roulant.

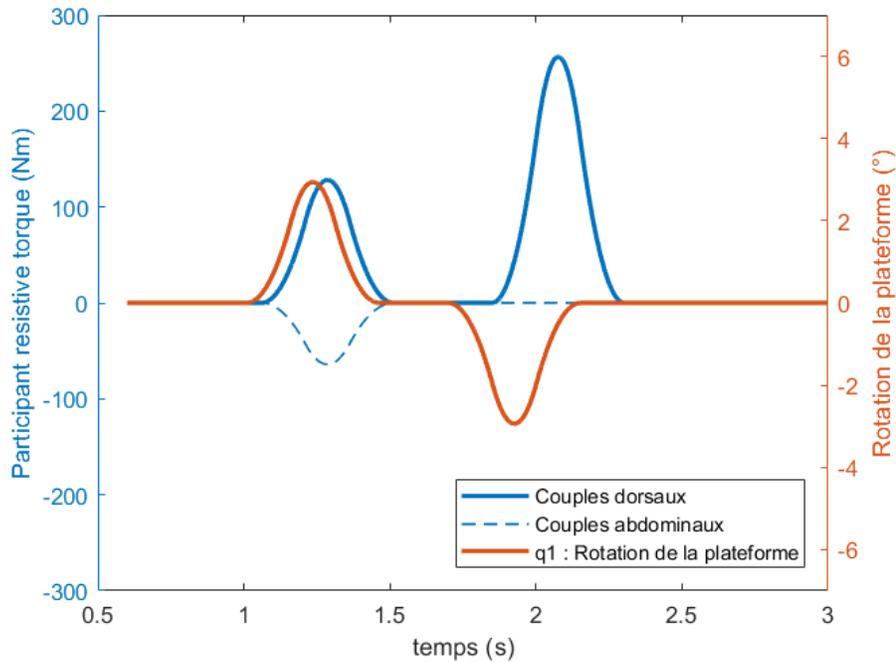
Pour rappel, nous avons posé comme hypothèse que les personnes subissant des perturbations auront une activité musculaire dont l'allure serait similaire à la perturbation même.

Pour illustrer cela, la figure 5.1 montre un exemple des réactions musculaires possibles identifiées dans notre modèle pour une perturbation donnée.

Nous souhaitons vérifier que les efforts résistifs de la personne dans la réalité ont une forme similaire à ceux de notre modèle. Nous avons donc mis en place une expérience au cours de laquelle nous demandons aux participants de traverser quatre obstacles avec le simulateur Virtual Fauteuil tout en portant un capteur électromyographique (EMG) au niveau des muscles dorsaux érecteurs. Par le biais des capteurs EMG, nous souhaitons connaître la forme des efforts résistifs de la personne dus aux muscles dorsaux érecteurs afin de les comparer à ceux proposés dans notre modèle.

Pour cette expérience, nous ne nous intéressons pas aux muscles abdominaux car ces derniers ont un impact négligeable sur la posture de la personne durant ces perturbations, comme montré au chapitre 4 consacré au modèle. Pour rappel, dans notre modèle les muscles abdominaux ne servent que pour un type de perturbation sur deux. En effet, leur rôle est négligeable lors de franchissement de descente. De plus, lors d'un franchissement de montée, les abdominaux peuvent être sollicités, mais faiblement face aux muscles dorsaux qui interviennent après (voir Figure 5.1).

FIGURE 5.1 – Exemple d’activité musculaire utilisé pour le modèle physique de comportement postural présenté au chapitre 4



## 5.1 Protocole

### 5.1.1 Population

Pour participer à l’expérience, nous souhaitons que les personnes soient valides et novices dans l’utilisation d’un fauteuil roulant et du simulateur Virtual Fauteuil afin de réduire au plus possible les biais dans nos résultats.

Nous avons eu au total 12 participants (3 femmes, 9 hommes) pour cette expérience. L’âge, la taille et le poids des participants est renseigné dans le tableau 5.1. Le recrutement pour cette étude a été effectué parmi des étudiants, ce qui explique qu’il s’agisse d’une population relativement jeune. En revanche, la morphologie des participants est plus variée, la taille moyenne est de 1.71m avec un écart-type de 0.09m et le poids moyen de 66.3kg avec un écart-type de 8.5kg.

TABLE 5.1 – Ages tailles et masses des participants

Participant	Age (année)	Taille (cm)	Masse (kg)
1	25	165	55
2	26	175	75
3	24	185	80
4	21	170	65
5	26	170	60
6	25	160	60
7	28	165	65
8	30	175	65
9	24	190	80
10	25	160	55
11	27	175	70
12	29	165	65

### 5.1.2 Conditions expérimentales

Le parcours de cette expérience est composé de quatre obstacles assimilables à des ralentisseurs routiers en forme de trapèzes. Un schéma de ce parcours est disponible en figure 5.2. L'environnement virtuel dans lequel la scène se déroule est visualisable sur la figure 3.2.

Dans cette expérience la personne utilise le simulateur configuré pour la conduite de fauteuil roulant électrique. Il dirige l'avatar à l'aide d'un joystick relié au simulateur.

Les participants sélectionnés n'ont jamais eu d'expérience avec la conduite de fauteuil roulant ou l'utilisation du simulateur. En revanche, afin de s'acclimater aux fonctionnalités du simulateur avant de commencer l'expérience chaque utilisateur a été invité à une session de découverte où il pouvait piloter librement son fauteuil dans l'environnement virtuel. Cette phase d'acclimatation durait 5 minutes et a eu pour objectif de préparer les utilisateurs aux déplacements et aux retours d'efforts de la plateforme.

Il est demandé aux participants de l'expérience de traverser ce parcours sur le simulateur avec un capteur EMG de surface installé préalablement au niveau des muscles érecteurs  $LL_3$  et  $RL_3$  (Figure 4.3). Le capteur utilisé est un capteur EMG bipolaire développé par l'entreprise BITalino présent sur la figure 5.3. Il s'agit d'un capteur bipolaire, c'est à dire que la mesure s'effectue par le biais de deux électrodes placées le long du muscle qui nous intéresse.

Les mesures du capteur ont été enregistrées simultanément avec la rotation de la plateforme pour comparer les signaux EMG par rapport à la perturbation.

FIGURE 5.2 – Schéma synoptique de la simulation (en haut). Rotation de la plateforme durant la simulation (en bas).

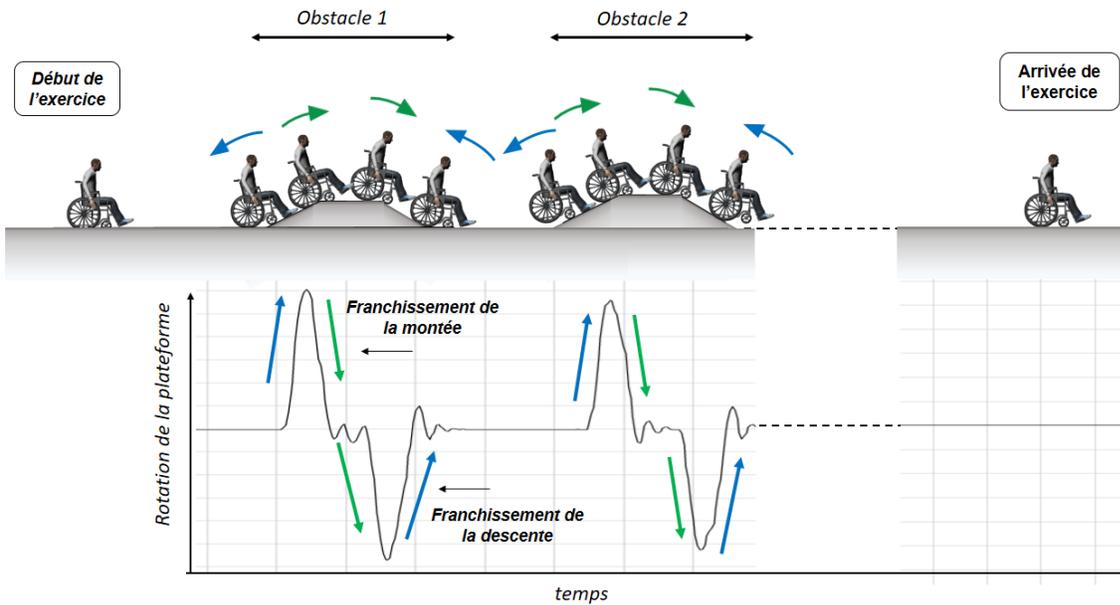


FIGURE 5.3 – Capteur EMG utilisé pour l'expérience

**Electrode de référence :**

A placer sur une région neutre.  
Osseuse idéalement.  
Pour notre étude, elle était placée  
sur la colonne vertébrale

**Electrodes de mesure :**

A placer le long du muscles à mesurer.  
Pour notre cas, elles étaient placées  
aux points  $LL_3$  et  $RL_3$  (Figure 4,2)

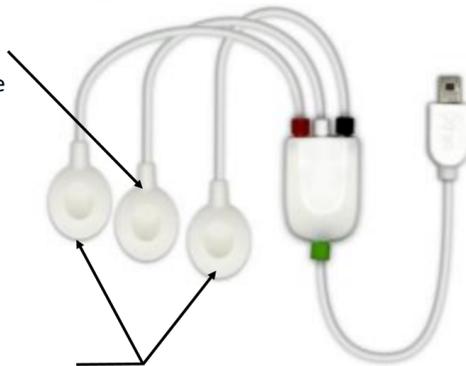
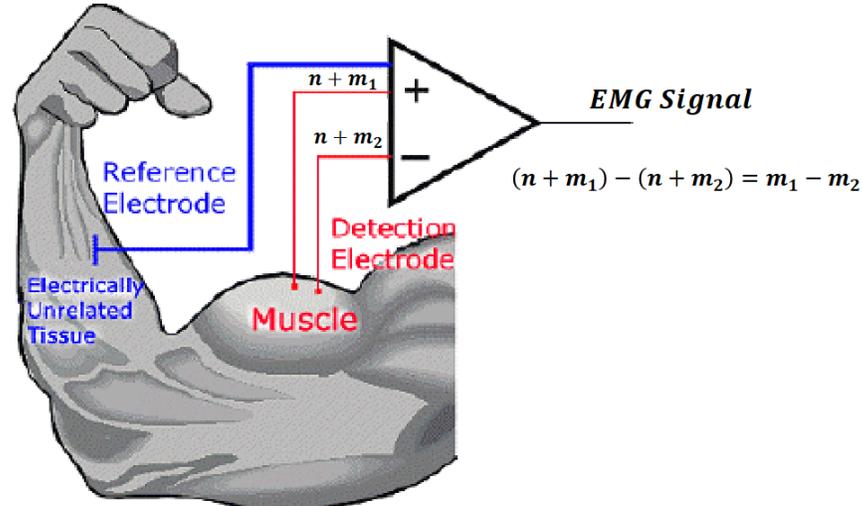


FIGURE 5.4 – Principe de fonctionnement d’un capteur EMG bipolaire [30]



### 5.1.3 Mesures

Lors d’une contraction musculaire, chaque fibre du muscle émet un champ électrique. Cela est dû à l’activité électro-chimique entre le système nerveux et les unités motrices. Nous utilisons un capteur EMG de surface, c’est à dire que nous mesurons le champ électrique dû à la contraction à la surface de la peau, où les électrodes sont placées.

Le capteur peut détecter la contractions d’innombrables fibres tant que les signaux de la contraction parviennent jusqu’à l’électrode. Ce que les électrodes captent comme signal c’est la somme de tous les signaux à portée. Chaque fibre génère un signal spécifique, et sommer la totalité de ces signaux peut brouiller le résultat global. En cet état, on peut parler de signal EMG brut, ou alors, pour parler de l’accumulation des signaux des fibres musculaires, on appelle cela aussi l’interférence EMG.

Un lissage du signal EMG peut s’avérer nécessaire pour avoir une courbe exploitable. Cela peut se faire avec un filtre (passe-bas, passe-bande, etc.).

Le capteur EMG utilisé pour cette étude est bipolaire, c’est à dire que la mesure s’effectue par le biais de deux électrodes placées le long du muscle qui nous intéresse, comme sur la figure 5.4.

Effectuer la différence des mesures des deux électrodes est efficace pour éliminer le bruit présent dans les deux électrodes.

Les deux électrodes doivent être à une distance de 1 à 2 cm, le long du même muscle. Ainsi, les deux électrodes doivent capter le même signal, à un décalage temporel près. En en faisant la différence nous obtenons un signal centré sur 0 alternant entre valeurs positives et négatives. Ce qui requiert un redresseage.

Les mesures obtenues avec le capteur EMG nécessitent un traitement pour être exploitables [31, 121], comme sur les figures 5.5 et 5.6.

Nous avons employé la méthode des moyennes quadratiques (Root Mean Square) pour le traitement du signal, qui convient parfaitement pour les capteurs EMG bipolaires car elle permet à la fois de redresser et de lisser le signal. Il suffit d’appliquer l’équation (5.1). Appliqué tronçon après

tronçon, cela redresse la courbe et l'approxime sur un court intervalle afin de réduire au plus possible les bruits du signal initial.

Le signal obtenu après traitement s'approche beaucoup de l'enveloppe du signal redressé.

$$x_{RMS}(t) = \sqrt{\frac{1}{T} \cdot \int_{t-\frac{T}{2}}^{t+\frac{T}{2}} (x(t))^2 dt} \quad (5.1)$$

Avec  $T$  qui représente l'intervalle de précision de l'interpolation de la méthode RMS et  $x(t)$ , la valeur obtenue par le capteur EMG.

FIGURE 5.5 – Traitement de signal EMG par Keenan et al. [31]

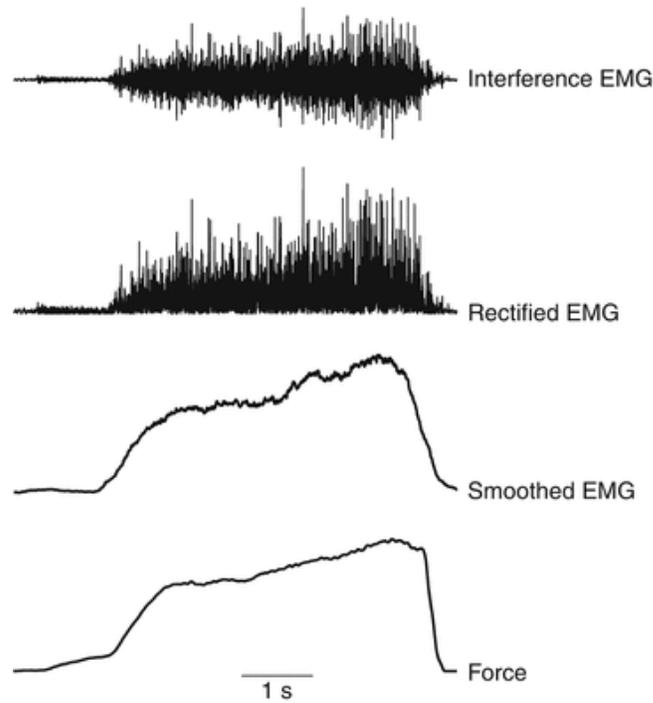
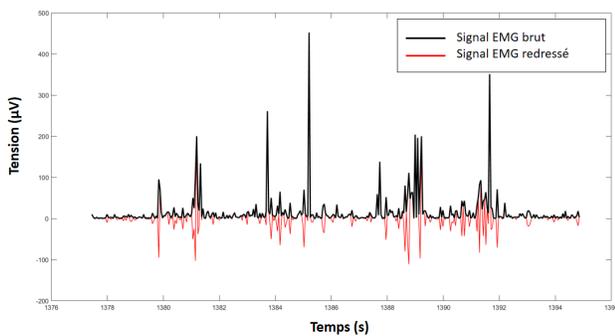
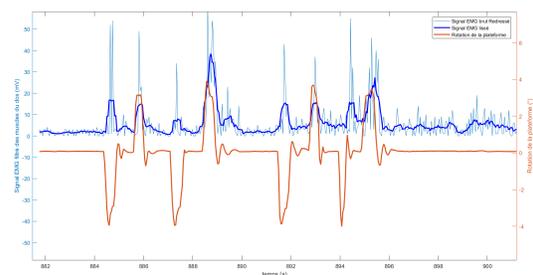


FIGURE 5.6 – Exemple de traitement de signal EMG pour notre étude

(a) Redressage du signal EMG



(b) Lissage du signal EMG



## 5.2 Résultats

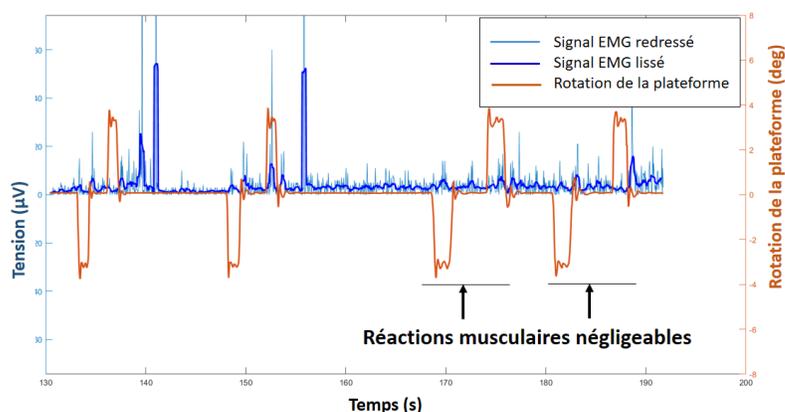
Les courbes recueillies des signaux EMG redressés et lissés des 12 participants à l'expérience figurent en annexe B. Ces mesures nous permettent de vérifier une grande partie des hypothèses que nous avons énoncées dans notre modèle concernant les efforts résistifs musculaires produits par l'utilisateur.

En premier lieu, nous souhaitons savoir si les allures des courbes étaient similaires à celles du modèle. Les obstacles du simulateur à traverser sont constitués d'une pente montante suivie d'une pente descendante. Pour la pente montante, comme pour la pente descendante, la réaction musculaire des muscles dorsaux érecteurs prédite dans le modèle a une allure similaire au mouvement de perturbation. Nous attendions donc des courbes obtenues qu'elles aient également la spécificité de présenter deux pics par obstacles, un pour la pente montante, et l'autre pour la pente descendante.

Au total, 48 obstacles ont été franchis, à raison de 4 obstacles par session pour 12 participations. Sur ces 48 franchissements d'obstacles, il y a :

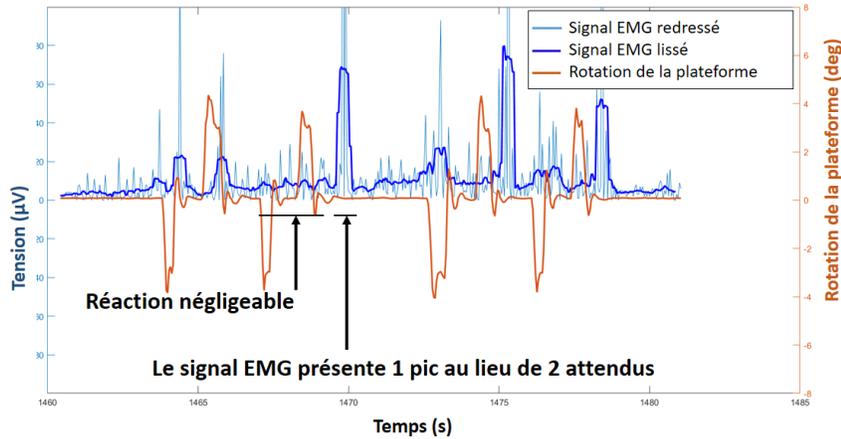
- 2 passages où nous considérons que les EMG ne nous montrent pas de pics (Participant 10, Perturbation 3 et 4) (voir Figure 5.7)

FIGURE 5.7 – Mesure EMG du participant 10 où la réaction musculaire est négligeable



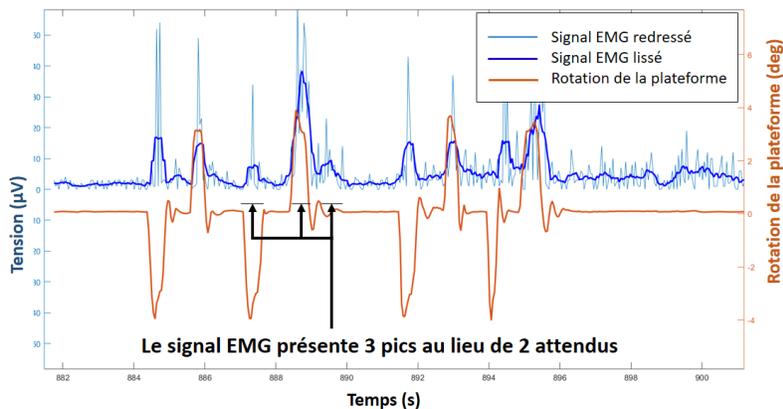
- 3 passages où nous pouvons considérer qu'il y a 1 pic (Participant 10, Perturbation 2 - Participant 9, Perturbation 2 - Participant 11, Perturbation 3)(voir Figure 5.8)

FIGURE 5.8 – Exemple de mesure EMG de participants où la réaction musculaire présente 1 pic au lieu de 2 supposés dans le modèle



— 6 passages où nous pouvons considérer qu'il y a 3 pics ou plus (Participant 2, Perturbation 2 - Participant 3, Perturbation 1 - Participant 6, Perturbation 3 - Participant 11, Perturbation 2 - Participant 12, Perturbation 1 et 3). (voir Figure 5.9)

FIGURE 5.9 – Exemple de mesure EMG de participant où la réaction musculaire présente 3 pics au lieu de 2 supposés dans le modèle



Ce qui fait 37 franchissements d'obstacles où les EMG nous montrent bien deux pics, ce qui représente 77% des occurrences, ce qui est satisfaisant. D'autant plus que parmi les cas qui ne sont pas conformes à notre modèle, nous pouvons admettre qu'ils sont tout de même proches. Par exemple, pour les cas des réactions où trois pics ou plus, les pics supplémentaires sont souvent négligeables comparés aux autres.

De manière générale, si au cours d'une perturbation la personne n'a pas réagi idéalement, elle peut se rectifier durant la perturbation, et ainsi amplifier ou au contraire réduire la contraction des muscles. La rectification venant de l'utilisateur durant la perturbation n'est pas comprise dans notre modèle car ce dernier nous permet justement de tester si tel ou tel profil résisterait ou non, et quels seraient

les impacts sur les pertes de stabilité de la personne.

Pour la majorité des réactions qui diffèrent de celles du modèle nous avons simplement un surplus, ou un léger manque de réaction.

Concernant la forme de la courbe du Signal EMG, qualitativement, on distingue que les réactions musculaires ont une forme de pics. La plupart sont assimilables aux pics de rotation de la plateforme. Les contractions musculaires suivent donc les mêmes tendances que la plateforme, à une amplitude et un retard près.

Nous sommes satisfaits de nos résultats. Nous en tirons la conclusion que notre hypothèse concernant le comportement musculaire de l'utilisateur décrit dans notre modèle est fidèle à la réalité.

Nous souhaitons également valider une deuxième hypothèse sur la contraction musculaire du modèle. A savoir si une différence était notable entre l'amplitude des deux pics. Cette hypothèse venait du fait que les efforts de perturbations nécessitant une contraction des muscles dorsaux étaient plus importants pour la descente que la montée. Il nous semblait logique que l'intensité de réaction soit donc adaptée à l'intensité de l'effort.

Dans le tableau 5.2 sont recueillis les valeurs maximales de chaque pic, de chaque obstacle pour chaque participant. Y est ajouté la différence en pourcentage. Nous trouvons qu'en moyenne le deuxième pic est 34% avec un écart-type de 21% plus grand que le premier pic. Sur les 12 participants, il n'y a que le participant 3 qui a en moyenne le deuxième pic moins important que le premier.

En général, nous retrouvons bien ce qui est annoncé dans le modèle, à savoir que la réaction des muscles dorsaux est plus importante pour la descente.

TABLE 5.2 – Mesure de l'amplitude des pics des signaux EMG des participants

Participant	Obstacle 1			Obstacle 2			Obstacle 3			Obstacle 4		
	Pic 1 ( $\mu V$ )	Pic 2 ( $\mu V$ )	Diff(%)	Pic 1 ( $\mu V$ )	Pic 2 ( $\mu V$ )	Diff(%)	Pic 1 ( $\mu V$ )	Pic 2 ( $\mu V$ )	Diff(%)	Pic 1 ( $\mu V$ )	Pic 2 ( $\mu V$ )	Diff(%)
1	6,3	14,4	<b>0,56</b>	9,2	13,2	<b>0,30</b>	10,6	15,8	<b>0,33</b>	27,8	16,8	<b>-0,65</b>
2	14,9	12,0	<b>-0,24</b>	6,8	35,4	<b>0,81</b>	13,1	13,4	<b>0,02</b>	14,8	25,2	<b>0,41</b>
3	8,8	17,4	<b>0,49</b>	16,3	12,9	<b>-0,26</b>	16,0	16,9	<b>0,05</b>	47,3	26,0	<b>-0,82</b>
4	18,1	70,3	<b>0,74</b>	21,1	24,6	<b>0,14</b>	12,1	16,3	<b>0,26</b>	25,4	54,4	<b>0,53</b>
5	20,0	18,2	<b>-0,10</b>	7,6	14,0	<b>0,46</b>	10,2	26,9	<b>0,62</b>	10,9	21,8	<b>0,50</b>
6	12,9	24,3	<b>0,47</b>	13,8	26,6	<b>0,48</b>	15,2	38,3	<b>0,60</b>	16,3	19,7	<b>0,17</b>
7	24,8	40,9	<b>0,39</b>	22,7	41,3	<b>0,45</b>	29,0	38,8	<b>0,25</b>	17,1	70,6	<b>0,76</b>
8	24,9	66,6	<b>0,63</b>	42,3	65,1	<b>0,35</b>	30,7	92,9	<b>0,67</b>	19,1	82,3	<b>0,77</b>
9	22,0	22,4	<b>0,02</b>	10,6	67,6	<b>0,84</b>	27,2	79,8	<b>0,66</b>	17,2	51,9	<b>0,67</b>
10	24,7	54,3	<b>0,55</b>	12,7	52,2	<b>0,76</b>	5,6	7,5	<b>0,25</b>	8,1	16,0	<b>0,49</b>
11	47,8	54,5	<b>0,12</b>	176,6	152,5	<b>-0,16</b>	7,2	81,1	<b>0,91</b>	48,2	182,5	<b>0,74</b>
12	60,6	60,7	<b>0,00</b>	252,1	171,8	<b>-0,47</b>	68,2	152,4	<b>0,55</b>	131,7	212,9	<b>0,38</b>

### 5.3 Conclusion

L'expérience menée nous conforte dans nos hypothèses concernant le modèle physique établi en chapitre 4. Pour rappel, notre modèle repose sur l'équation 4.14. Cette équation exprime les accélérations angulaires du torse de la personne en fonction des accélérations de la plateforme  $\ddot{q}_1$  et des couples résistants  $\tau_2$  développés par la personne. Grâce à cette équation nous pouvons estimer l'impact d'une perturbation sur la posture de la personne. A la condition près que notre hypothèse

concernant les couples résistants  $\tau_2$  soit correcte.

Pour montrer que  $\tau_2$  est tel qu'annoncé dans le modèle, nous pouvons nous intéresser aux signaux EMG qui nous renseignent sur la contraction musculaire.

Ceci est possible, en partant du principe qu'il y a une proportionnalité entre le couple résistant et la contraction musculaire, comme montré au chapitre précédent.

Cette expérience fut satisfaisante et nous a montré que nos prédictions étaient exactes concernant le comportement musculaire des personnes. Nous supposons donc que ce qu'annonce le modèle sur les mouvements de la personne est fidèle à la réalité.

C'est d'ailleurs un des objets du chapitre suivant qui viendra clore ce mémoire, en vérifiant que le modèle reflète fidèlement le mouvement des utilisateurs. Ce chapitre sera plus généralement l'occasion d'aborder l'évaluation du comportement postural par le biais d'un capteur Kinect installé sur Virtual Fauteuil.

## Chapitre 6

# Expérience d'évaluation de comportement postural conduite avec Virtual Fauteuil

Les travaux de cette thèse ont eu pour objectif de développer une solution pour le suivi de la posture pour le simulateur Virtual Fauteuil. Cela a bien évidemment pour but de permettre au simulateur de renseigner les utilisateurs sur leurs comportements posturaux, particulièrement lorsque ces derniers subissent des perturbations dues à leurs déplacements dans l'environnement virtuel. En effet, une perturbation, même faible, peut entraîner une perte d'équilibre [67, 68], qui se manifestent, entre autre, par des mouvements de ses membres supérieurs.

Nous avons établi un modèle physique afin d'aborder le problème et le comportement associé. Ce modèle part de l'hypothèse que le mouvement induit par la perturbation sur la personne est observable sous la forme d'une rotation.

L'équation (4.14) résume le modèle. Elle met en relation l'accélération angulaire de la personne  $\ddot{q}_2$  avec l'accélération angulaire de la plateforme  $\ddot{q}_1$ .

Ainsi, nous avons pu tirer certaines conclusions sur les réactions possibles des personnes faces aux perturbations.

Il semblait tout indiqué que pour évaluer le mieux possible le comportement postural des utilisateurs, il fallait pouvoir mesurer les rotations des tronc des utilisateurs de Virtual Fauteuil. La caméra Kinect v2 a été retenue comme solution à intégrer au simulateur, essentiellement pour ses performances, sa fiabilité et sa non-invasivité dans notre situation.

L'étude permet de montrer que le capteur Kinect répond à nos attentes, qu'il nous offre une mesure pertinente et riche en information sur le comportement postural de la personne. L'objet du chapitre est de comparer les prédictions du modèle avec des comportements réels.

Nous avons mené une expérimentation pour évaluer les comportements posturaux des participants lors de franchissements d'obstacles.

## 6.1 Protocole

### 6.1.1 Population

Pour cette expérience, nous avons demandé à 12 participants de franchir un parcours d'obstacles simples sur le simulateur Virtual fauteuil. Les tests ont été effectués sur 12 étudiants, 9 hommes et 3 femmes, valides et volontaires. Il s'agit d'une population jeune (leur âge était entre 23 et 28 ans) dont la morphologie était hétérogène. Leur masse moyenne est de 72.9 kg avec un écart-type de 10.3kg et leur taille moyenne de 174.2 cm avec un écart-type de 7.3cm. Les détails sont consignés dans le tableau 6.1. Pour la sélection des participants nous n'avions qu'un seul critère discriminant, nous exigeons que les personnes soient novices dans l'utilisation d'un fauteuil roulant et du simulateur Virtual Fauteuil.

TABLE 6.1 – Tailles et masses des participants

Participant	Taille (cm)	Masse (kg)
1	170	80
2	165	65
3	170	65
4	175	55
5	165	60
6	170	65
7	175	80
8	175	85
9	175	75
10	190	80
11	185	80
12	175	85

### 6.1.2 Conditions expérimentales

Notre expérience consiste à faire réaliser aux participants un parcours simple composé de 4 obstacles en forme de sections trapézoïdales (figure 5.2). Il s'agit du même parcours que celui de l'expérience du chapitre précédent.

Le but de cet exercice est de provoquer avec de faibles perturbations un déséquilibre du conducteur qui induirait en retour un mouvement de rotation de son tronc que nous allons mesurer.

Comme pour l'expérience précédente, en guise de préparation, nous avons proposé aux participants de découvrir notre environnement virtuel au travers d'une session de déplacement libre de cinq minutes. Cela permet à chaque personne de découvrir le simulateur et ses fonctionnalités pour ainsi être préparé lors de l'exercice.

Durant cette simulation, les utilisateurs ont pu tester la configuration du simulateur dédiée à la conduite de fauteuil roulant électrique, en déplaçant leur avatar dans l'environnement virtuel avec un Joystick relié au simulateur.

Avant de lancer l'exercice nous donnons pour consigne aux participants de franchir le parcours se situant juste en face de la position de départ et de garder son équilibre durant les perturbations.

## 6.2 Mesures

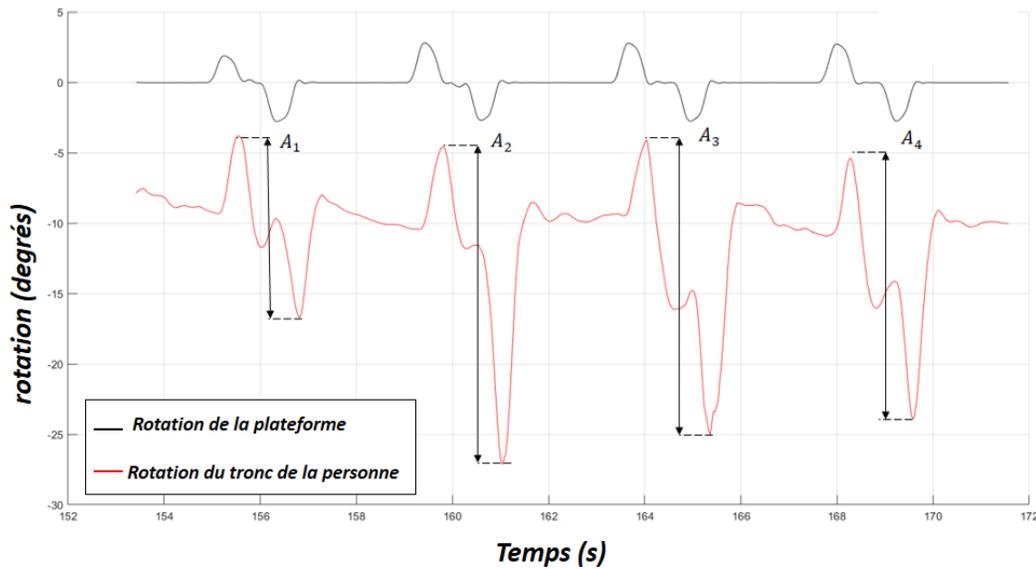
Nous souhaitons évaluer la posture sous plusieurs aspects. En effet, il s'agira d'analyser la rotation du tronc de la personne, nous allons nous intéresser à son amplitude ainsi qu'à son retard par rapport à la plateforme.

Il y a là un parallèle à faire avec la manière dont nous abordons le comportement musculaire des personnes dans notre modèle. En effet, nous avons établi que les comportements devaient être similaires d'un individu à un autre. A ceci près, l'amplitude et le retard pouvaient varier. Nous avons parlé de réactivité et de tonicité pour caractériser les comportements musculaires.

A partir des mouvements de rotations enregistrés, nous désirions pouvoir extraire des grandeurs liées à l'amplitude et au retard de la réponse posturale de la personne. Nous les considérons comme des critères qui nous permettent de qualifier le comportement postural de l'utilisateur.

Voici la liste des critères que nous avons considérés pour cette expérience :

FIGURE 6.1 – Exemple de mesure de la rotation d'un participant où les grandeurs des amplitudes pour chaque période sont montrées



### Amplitude moyenne :

Chaque perturbation peut entraîner une réponse dans la rotation de la personne dont l'amplitude peut varier. Sur la figure 6.2, nous pouvons le constater. Pour notre analyse, nous prenons la valeur de la moyenne des quatre amplitudes  $A_1$ ,  $A_2$ ,  $A_3$  et  $A_4$ . Nous posons :

$$Amplitude = \frac{1}{4} \cdot (A_1 + A_2 + A_3 + A_4)$$

Nous partons du principe que plus la valeur *Amplitude* du signal de la personne est grande, moins la personne a résisté aux perturbations. Dans un autre point de vue, on peut considérer que la personne a fortement perdu son équilibre postural lorsque nous observons que la rotation de son tronc a une forte amplitude.

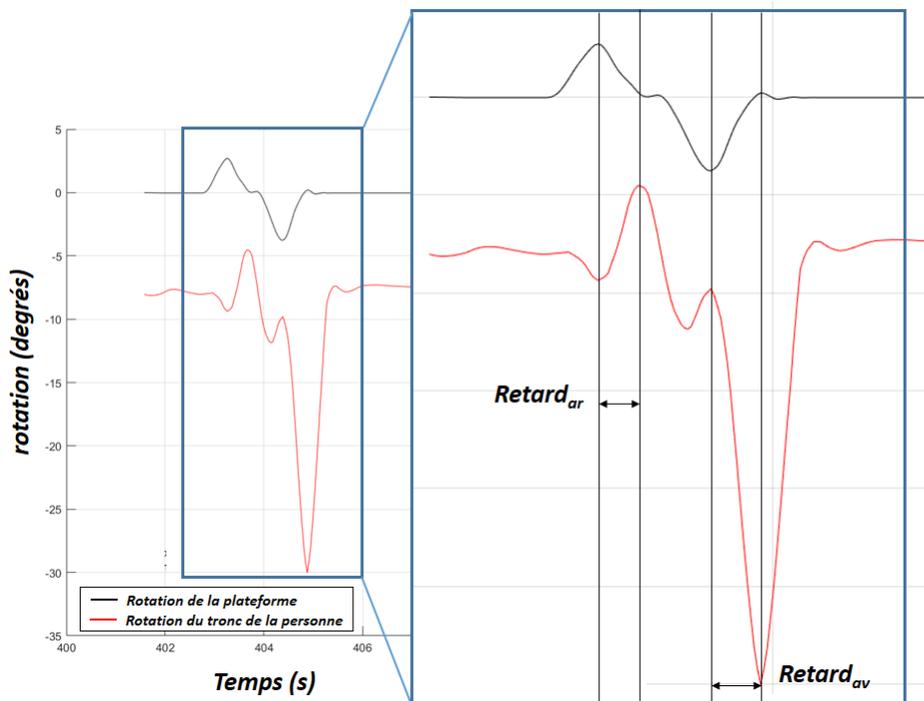
### Ecart type de l'amplitude :

Nous avons également posé la variable  $Sd_A$ , l'écart type de l'amplitude de mouvement mesuré sur l'ensemble des obstacles du parcours. Nous nous intéressons à cette grandeur pour déterminer si la personne a réagi avec régularité vis-à-vis des perturbations ou non.

**Retards (perturbation avant/ perturbation arrière) :**

Pour ce qui concerne le retard de la réponse posturale, nous comparons le temps écoulé entre le pic de perturbation avec le pic de réponse de la personne qui lui est associé. Les pics positifs concernent le franchissement d'une montée et les négatifs, le franchissement d'une descente. Tout comme pour l'amplitude, nous prendrons la moyenne sur les 4 perturbations pour l'analyse des résultats.

FIGURE 6.2 – Exemple de mesure de la rotation du tronc d'un participant et de la plateforme et détermination du retard entre ces deux grandeurs



Ainsi nous posons  $R_{av}$  pour le retard sur la perturbation avant (le franchissement d'une descente) et  $R_{ar}$  pour le retard sur la perturbation arrière (le franchissement d'une montée) :

$$R_{av} = \frac{1}{4} (Retard_{av1} + Retard_{av2} + Retard_{av3} + Retard_{av4})$$

$$R_{ar} = \frac{1}{4} (Retard_{ar1} + Retard_{ar2} + Retard_{ar3} + Retard_{ar4})$$

**Ecart-type du retard :**

Nous nous intéressons également à l'écart-type du retard afin d'estimer si la personne est régulière dans ses retards ou non. Nous nommons les écarts-types  $Sd_{Rav}$  pour l'écart-type du retard lors

des perturbations avant et  $Sd_{Rar}$  pour l'écart-type du retard lors des perturbations arrière.

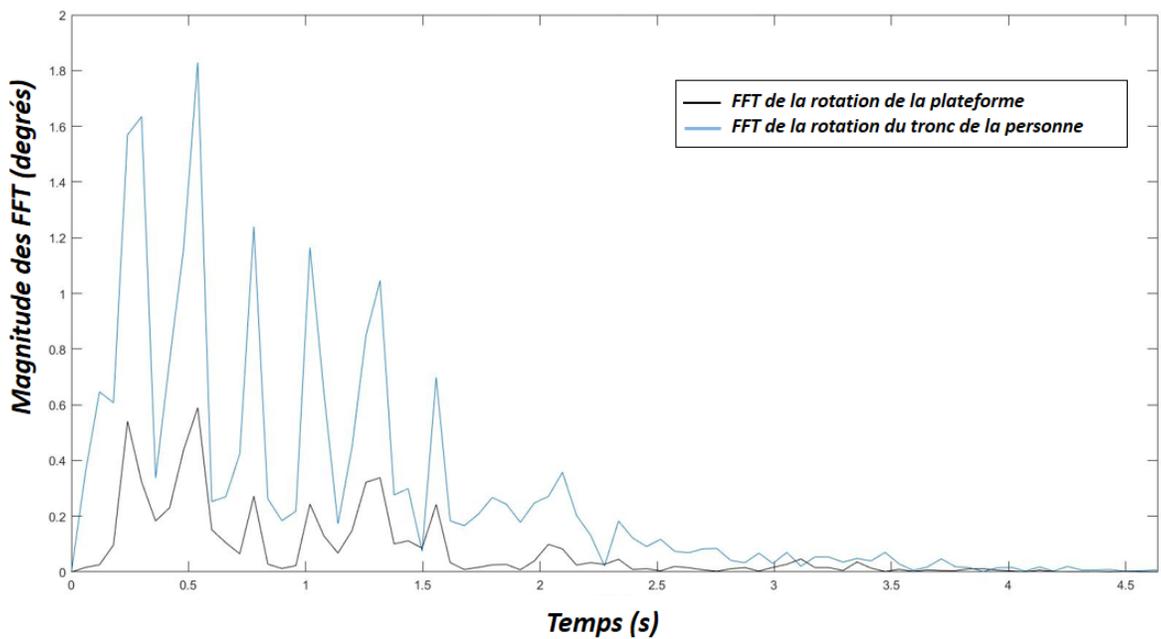
**Etude des transformées de Fourier discrètes (FFT, Fast Fourier Transform) de la rotation du tronc de la personne et de celle de la plateforme**

En complément des paramètres caractérisant la posture de l'utilisateur précédemment cités nous aimerions proposer une nouvelle approche qui paraît un peu moins évidente à première vue : les transformées de Fourier.

Ces dernières nous renseignent sur les harmoniques composant les mouvements de rotations de la personne et de la plateforme. Nous avons calculé la corrélation entre les deux FFT afin d'évaluer si les fréquences principales de la réponse posturale de l'utilisateur sont proches de celles de la plateforme. Nous appelons cette corrélation  $\rho_{FFT}$ .

L'hypothèse que nous proposons est la suivante : si les signaux FFT sont fortement corrélés entre eux, c'est que la personne n'a pas fourni les efforts nécessaires pour absorber la perturbations. Le résultat est qu'elle subit la perturbation avec peu d'amortissement et oscille donc à des fréquences proches de celles de la plateforme. L'expérience menée dans ce chapitre fut l'occasion de vérifier cette hypothèse.

FIGURE 6.3 – Exemple de FFT de la rotation du tronc d'un participant et de la plateforme



Notre analyse des mesures repose sur ces variables. Elles nous permettent d'avoir une vue d'ensemble satisfaisante du comportement postural de la personne. C'est ce que montrent les résultats de notre expérience.

Nous attendions des résultats de notre expérience une corrélation importante entre le retard et l'amplitude. Il semble logique, que si une personne réagit à la perturbation avec une forte amplitude elle ait un retard conséquent, et inversement.

Cependant nous ne sommes pas catégoriques. Il peut y avoir des profils d'utilisateurs marginaux ou la personne peut avoir une bonne réaction sur un aspect et moins sur une autre. Nous nous attendions à des cas où la rotation du tronc de la personne pouvait présenter des faibles ou fortes amplitudes tout en ayant un retard respectivement fort ou faible.

Les variables *Amplitude*,  $R_{av}$  et  $R_{ar}$  suffisent pour avoir un bon aperçu du comportement postural des personnes. Ils caractérisent convenablement la réponse de la personne. Cependant, pour certains cas, a fortiori s'il s'agit de personnes novices, s'intéresser aux écart-types  $Sd_A$ ,  $Sd_{Rav}$  et  $Sd_{Rar}$  peut s'avérer utile. Ils témoignent d'une irrégularité sur la personne. Si sur un obstacle ou deux la personne réagit radicalement différemment par rapport aux autres obstacles alors la moyenne ne sera ni représentative de son comportement normal, ni de son comportement divergent.

### 6.3 Résultats

Les mesures obtenues pour cette expérience sont consultables en Annexe C. Nous avons consigné dans le Tableau 6.2 les mesures des variables *Amplitude*,  $Sd_A$ ,  $R_{av}$ ,  $Sd_{Rav}$ ,  $R_{ar}$ ,  $Sd_{Rar}$  et  $\rho_{FFT}$ . Afin de déterminer s'il y a des tendances dans les comportements observés, nous avons calculé les corrélations  $R$  entre chaque grandeur ainsi que les résultats aux tests de Student ( $p$ -value) associés. Ces valeurs sont consultables dans les tableaux 6.3 et 6.4.

TABLE 6.2 – Résultats des participants

<i>Participant</i>	<i>Amplitude</i> (degrés)	$Sd_A$ (degrés)	$R_{ar}$ (s)	$Sd_{Rar}$ (s)	$R_{av}$ (s)	$Sd_{Rmin}$ (s)	$\rho_{FFT}$ (%)
1	18,73	4,22	0,47	0,049	0,346	0,063	0,907
2	9,21	1,69	0,35	0,108	0,239	0,016	0,819
3	6,42	0,92	0,39	0,027	0,288	0,016	0,751
4	23,30	2,51	0,49	0,027	0,429	0,026	0,966
5	20,20	4,09	0,48	0,073	0,412	0,057	0,977
6	18,92	2,10	0,42	0,060	0,338	0,041	0,914
7	14,98	3,82	0,45	0,042	0,503	0,041	0,945
8	10,14	1,72	0,42	0,087	0,272	0,049	0,796
9	9,75	2,25	0,42	0,027	0,305	0,041	0,830
10	18,74	2,31	0,56	0,032	0,470	0,056	0,939
11	15,56	4,22	0,51	0,057	0,462	0,038	0,837
12	14,66	3,93	0,46	0,060	0,470	0,007	0,944
Moyenne	15,05	2,82	0,46	0,05	0,38	0,04	0,89
Ecart-type	5,46	1,17	0,06	0,03	0,09	0,02	0,08
Ecart-type (%)	36,25	41,52	12,85	49,73	23,74	41,29	8,60

TABLE 6.3 – Valeurs de corrélations entre les 7 variables.

	<i>Amplitude</i>	<i>Sd<sub>A</sub></i>	<i>R<sub>ar</sub></i>	<i>Sd<sub>Rar</sub></i>	<i>R<sub>av</sub></i>	<i>Sd<sub>Rav</sub></i>	<i>ρ<sub>FFT</sub></i>
<i>Amplitude</i>	1	0,539	0,703	-0,203	0,609	0,422	0,874
<i>Sd<sub>A</sub></i>	0,539	1	0,504	0,009	0,683	0,314	0,611
<i>R<sub>ar</sub></i>	0,703	0,504	1	-0,440	0,773	0,494	0,599
<i>Sd<sub>Rar</sub></i>	-0,203	0,009	-0,440	1	-0,393	-0,072	-0,160
<i>R<sub>av</sub></i>	0,609	0,683	0,773	-0,393	1	0,110	0,722
<i>Sd<sub>Rav</sub></i>	0,422	0,314	0,494	-0,072	0,110	1	0,274
<i>ρ<sub>FFT</sub></i>	0,874	0,611	0,599	-0,160	0,722	0,274	1

TABLE 6.4 – Résultats des tests de Student entre chaque variable

	<i>Amplitude</i>	<i>Sd<sub>A</sub></i>	<i>R<sub>ar</sub></i>	<i>Sd<sub>Rar</sub></i>	<i>R<sub>av</sub></i>	<i>Sd<sub>Rav</sub></i>	<i>ρ<sub>FFT</sub></i>
<i>Amplitude</i>	1	0,070	<b>0,011</b>	0,526	<b>0,035</b>	0,171	<b>1,99.e-4</b>
<i>Sd<sub>A</sub></i>	0,094	1	0,094	0,977	<b>0,014</b>	0,319	<b>0,034</b>
<i>R<sub>ar</sub></i>	<b>0,011</b>	0,068	1	0,152	<b>0,003</b>	0,102	<b>0,026</b>
<i>Sd<sub>Rar</sub></i>	0,526	0,977	0,152	1	0,206	0,823	0,617
<i>R<sub>av</sub></i>	<b>0,035</b>	<b>0,014</b>	<b>0,003</b>	0,206	1	0,732	<b>0,008</b>
<i>Sd<sub>Rav</sub></i>	0,171	0,319	0,102	0,823	0,732	1	0,388
<i>ρ<sub>FFT</sub></i>	<b>1,99.e-4</b>	<b>0,034</b>	<b>0,026</b>	0,617	<b>0,008</b>	0,388	1

En gras : Les tests statistiquement significatifs ( $p \leq 0.05$ ).

## 6.4 Analyse des résultats

### 6.4.1 Analyse Qualitative

Les mesures effectuées durant cette expérience montrent des résultats très similaires à ce que nous obtenons avec notre modèle. Les Figures 6.5 et 6.6 montrent en premier un comportement postural simulé issu de notre modèle, et en second, un exemple de mesure expérimentale. Nous retrouvons l'allure globale du modèle pour la majorité des participants.

Nous remarquons également la disparité des mesures obtenues. Les amplitudes varient grandement d'un participant à l'autre. Il en va de même pour les autres grandeurs. Cela est cohérent avec notre modèle qui, selon le profil choisi aura une réaction qui peut grandement différer. C'est même encourageant de constater autant d'écart pour des perturbations modérées.

FIGURE 6.4 – Comportement postural issu du modèle pour une suite de 4 obstacles

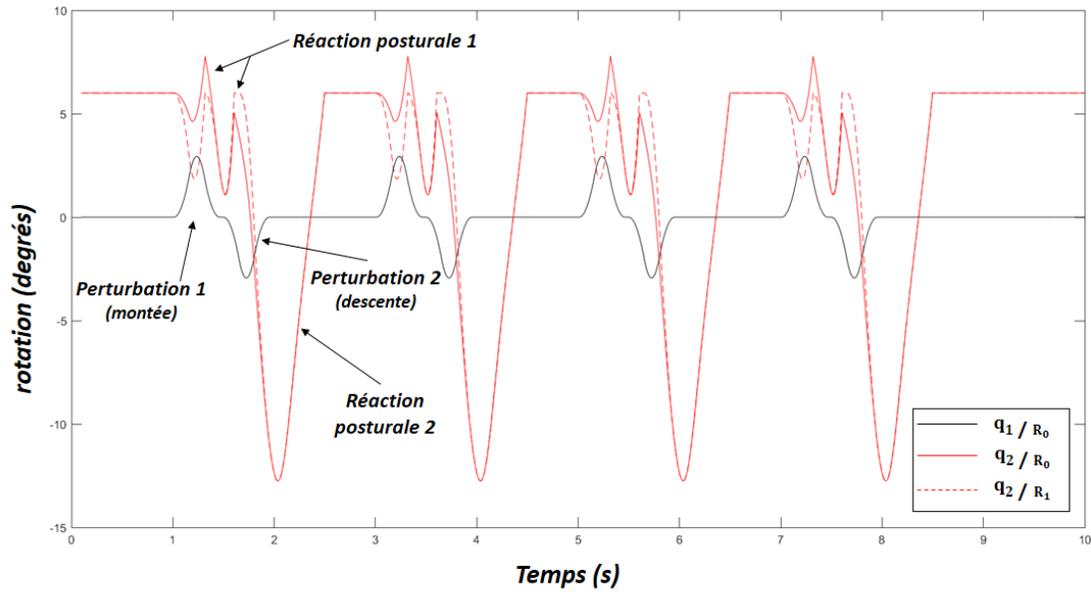
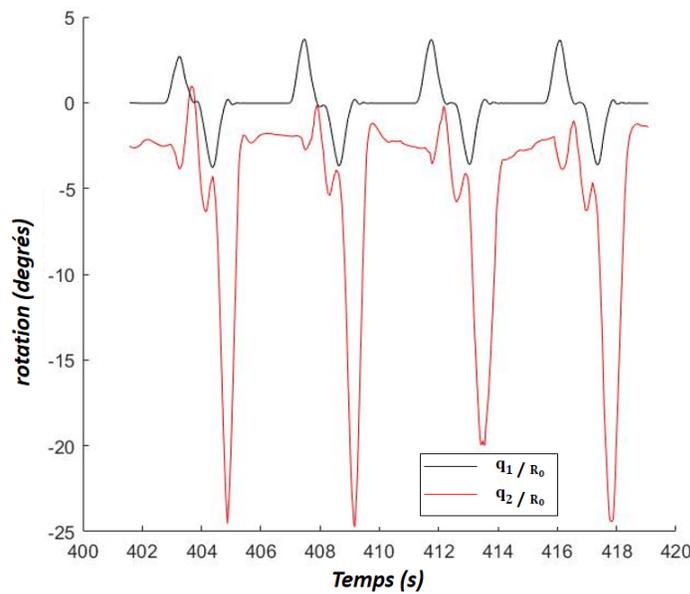


FIGURE 6.5 – Exemple de mesure de rotation des membres supérieurs du participant 4



C'est pour nous une première satisfaction. Nos mesures concordent avec les prévisions du modèle. C'était la dernière vérification que nous voulions faire avant de valider la pertinence de notre modèle.

### 6.4.2 Analyse Quantitative

Les variables que nous avons établies ont pour but de renseigner sur le comportement postural des participants. Dans un premier temps, nous voulions savoir si les mesures effectuées étaient étendues

bien que les perturbations imposées aux participants soient relativement modestes. La perturbation est reproduite par la plateforme qui oscille avec une amplitude de 6 degrés (3 degrés d'amplitude pour la rotation avant et 3 degrés dans la direction opposée pour la rotation arrière).

Le tableau 6.2 nous renseigne sur les valeurs de chaque variable ainsi que les écart-types. Nous constatons par exemple que les rotations des tronc des utilisateurs ont eu une amplitude moyenne *Amplitude* de 15,05 degrés avec un écart-type de 5.46 degrés, ce qui représente 36.25%.

Pour ce qui concerne les retards pour les perturbations arrière et avant nous avons respectivement 0.46s avec un écart-type de 0.06s (ce qui représente 12.85%) et 0.38s avec un écart-type de 0.09s (ce qui représente 23.74%).

Les valeurs d'amplitudes sont particulièrement étendues. Cela nous rassure. Nous avons l'appréhension que les perturbations n'allaient pas susciter de réactions suffisamment importantes sur la personne, rendant ainsi difficile l'exploitation des mesures pour cette application.

Pour ce qui est des retards, on constate qu'ils ont des écarts-types plus modérés que pour l'amplitude. Nous avons des valeurs d'écart-type pour  $R_{ar}$  et  $R_{av}$  de 12,85% et 23,74%.

La dernière analyse que nous avons menée concerne une étude sur les corrélations présentes entre nos différentes variables. Cette étude repose sur les tableaux de corrélations et de test de Student ( $p - value$ ) (Tableau 6.3 et 6.4).

Parmi les premières conclusions que nous pouvons en tirer, nous remarquons que l'amplitude moyenne *Amplitude* a de fortes corrélations et significativités statistiques avec les retards  $R_{av}$  et le  $R_{ar}$  et le critère de corrélation des transformées de Fourier  $\rho_{FFT}$  (avec respectivement  $R = 0.703p = 0.011$ ,  $R = 0.609p = 0.035$  et  $R = 0.874p = 1.99e^{-4}$ ).

Nous en déduisons que le fait d'avoir une grosse amplitude dans la rotation de son tronc amène une tendance à avoir des retards min et max importants. L'inverse s'appliquant également. De plus, nous notons que plus l'amplitude est grande, plus les FFT de la personne et celles de la plateforme sont corrélées. Il semble qu'il s'agisse du fait que la personne émet peu de résistance au mouvement de perturbation. Son tronc est alors fortement perturbé et son mouvement suivra le mouvement de la plateforme aux mêmes fréquences. Tandis que si la personne oppose assez de résistance durant les perturbations au point d'atténuer voire d'estomper les effets de la plateforme, cela aura pour effet que les mouvements du tronc ne sont plus autant (voir plus du tout) en phase avec la plateforme.

Nous remarquons qu'il n'y a dans cette étude peu de corrélations significatives autour des critères d'écart types  $Sd_A$ ,  $Sd_{Rar}$  et  $Sd_{Rav}$ . Nous en déduisons que tous les comportements sont sujets à irrégularités, les personnes fortement perturbées comme les autres.

## 6.5 Conclusion

A la lumière de ces résultats nous pouvons constater en premier lieu, que les mesures sont conformes aux prédictions du modèle établi en chapitre 4. Nous retrouvons les allures de courbes similaires pour chaque participant.

Nous constatons également que les comportements posturaux pour une simple tâche de franchissement d'obstacles pouvaient grandement varier d'un participant à l'autre. Il semble que lorsque la perturbation se manifeste chez les participants, on puisse le constater sous plusieurs aspects : l'amplitude moyenne de la rotation du tronc, le retard par rapport à la plateforme, et même jusqu'à la corrélation des FFT.

Malgré le fait que nous trouvons des valeurs de  $p - value$  qui indiquent de grandes significativités

statistiques, nous trouvons des corrélations modérément importantes entre *Amplitude*, les retards  $R_{av}$  et  $R_{av}$  et  $\rho_{fft}$  (entre 60 et 80%). Nous en déduisons qu'il y a une tendance dans ces variables, mais qu'il existe aussi des cas marginaux, surtout sur une population novice.

Nous pouvons donc déduire que, sauf exceptions près, si une réponse posturale présente une forte amplitude il y a de grandes chances que les retards soient importants, ceci réciproquement et inversement.

Cette série d'expériences sur des personnes valides représente une première étape dans notre étude. Nous estimons qu'elle a été passée avec succès. La validation de notre modèle conforte l'exactitude de notre approche théorique, et les mesures obtenues confirment la pertinence de notre application.

L'objectif de cette thèse était de développer un système d'évaluation du comportement postural pour Virtual Fauteuil. Le but est de proposer à terme aux personnes à mobilité réduite désireuses de se former à la conduite de fauteuil roulant. Il serait possible d'avoir un retour séance après séance sur son comportement postural. Le retour sera basé sur l'évolution des variables posées dans ce chapitre qui nous servent à évaluer la réponse posturale de la personne. Ces variables étant enregistrées après chaque session d'entraînement.

En considérant que l'apprentissage en simulateur montre habituellement des effets positifs sur les performances réelles de conduite, nous sommes très optimistes sur le fait que Virtual Fauteuil aura un intérêt sur la formation au maintien postural et pour développer sa résistance aux perturbations.

# Conclusion

L'essor de la réalité virtuelle a permis à de nombreux domaines de développer des simulateurs dédiés à l'entraînements : conduite de véhicule (avions [122,123], voitures [46-50], entraînements aux opérations chirurgicales [42-45] et de nombreuses autres applications qui peuvent être dangereuses. Le grand intérêt du simulateur est qu'il propose un environnement entièrement configurable, paramétrable et sécurisé.

Le sujet de cette thèse est centré sur les simulateurs de fauteuil roulant, c'est l'objet du chapitre 1.

Ces derniers ont une importance capitale car ils répondent à de nombreux besoins chez les personnes à mobilité réduite. Le premier besoin auquel répondent les simulateurs est l'aide à l'apprentissage. La conduite du fauteuil roulant requiert de nombreuses compétences, et les simulateurs peuvent offrir des environnements virtuels propices à l'entraînement. Le gros apport de la simulation est l'efficacité.

Les simulateurs demandent en général beaucoup moins d'espace qu'un lieu dédié à l'entraînement réel. Ils sont d'ailleurs potentiellement capables de simuler une infinité de scènes différentes. La seule condition pour cela est de concevoir les environnements virtuels désirés et de les implémenter au simulateur.

Nous pouvons choisir de créer des environnements dédiés strictement à un exercice : par exemple conduire en suivant un parcours, traverser des obstacles, etc. Mais il est également permis de créer des espaces plus complexes comme des lieux publiques, environnements urbains, fictifs ou réels.

La liberté offerte par les simulateurs ne se limite à la conception des environnements virtuels. En concevant un simulateur, on maîtrise la physique de ce dernier. Et même si en général on cherche à ce que les simulateurs proposent une immersion réaliste, on peut chercher à amplifier ou au contraire réduire certains effets afin de réduire ou d'augmenter la difficulté globale de l'exercice.

Tous ces avantages combinés font que les simulateurs peuvent être adaptés à tous les profils. Du novice qui découvre la conduite en fauteuil roulant, aux plus confirmés en recherche de perfectionnement.

Un autre avantage des simulateurs est que l'informatisation de l'expérience permet une collecte de données très importante. Les données le plus intéressantes sont évidemment celles relatives aux fauteuils et à leurs mouvements dans l'environnement. A partir de ces données, nous pouvons déduire de nombreuses grandeurs relatives à la performance de conduite : vitesse du fauteuil durant la simulation, nombre de collisions, etc. Il est plus compliqué de récolter ces données dans la réalité. Cela demande une instrumentation importante, souvent invasive. Même si des simulateurs ne sont pas tout à fait non-invasifs, ils restent moins invasifs que l'équivalent réel.

Les simulateurs de conduite de fauteuil roulant dédiés à l'apprentissage ont montré l'intérêt d'avoir un programme d'entraînement, au moins pour des profils de personnes débutantes dans la

pratique. Les programmes de la plupart de ces simulateurs proposaient les exercices essentiels pour la conduite de fauteuil roulant et une intensité progressive dans l'apprentissage.

Ces études répondent à de nombreux besoins liés à l'apprentissage pour les personnes à mobilité réduite. Nous pensons cependant qu'ils se concentrent beaucoup trop sur les performances de conduite. Ces derniers surveillent les vitesses du fauteuil, le temps nécessaire à l'accomplissement de l'exercice, etc. Il s'agit de grandeurs relatives au mouvement du fauteuil pour évaluer les performances globales de la personne. C'est une très bonne chose dans le cadre d'un programme d'entraînement, pour surveiller l'évolution des performances de la personne séance après séance. Mais nous pensons que le rôle des simulateurs n'est pas forcément réduit à cela.

Les simulateurs peuvent aussi être dédiés à la personne. Le confort, la stabilité et l'équilibre sont des notions qu'il ne faut absolument pas négliger si l'on souhaite créer un simulateur complet. Le chapitre 2 propose une revue d'études portées sur l'évaluation du confort, de la stabilité et de l'équilibre en condition réelle. Il ne s'agit pas de simulateurs utilisant la réalité virtuelle. Il s'agit d'ergomètres.

Parmi ces études, il n'y a que celles autour de la stabilité qui ont attiré notre attention. Les autres, portées sur le confort et la stabilité semblaient abouties. L'apport de la réalité virtuelle n'avait pas d'intérêt en soit. D'autant que ces études s'intéressent à des cas où la personne et le fauteuil sont statiques (ou subissent des vibrations de faibles amplitudes).

Les études sur la stabilité des utilisateurs de fauteuil roulant qui nous ont intéressées reproduisaient à l'aide d'une plateforme de mouvement diverses perturbations, comme l'effet centrifuge ressenti lors de virage et celui d'un fort freinage ou d'une forte accélération. Ces études évaluaient les mouvements de la personne, plus précisément le déplacement du centre de gravité. Par le biais de cette mesure, une évaluation du comportement postural de la personne était tirée. L'objet est de déterminer si la personne à fortement ou non réagi aux perturbations, sachant que plus une personne réagit fortement aux perturbations plus elle s'expose à des risques de chute.

Pour cette thèse, nous avons cherché une manière efficace d'évaluer le comportement postural des utilisateurs et d'intégrer cela au simulateur Virtual Fauteuil, développé au Laboratoire d'ingénierie des Systèmes de Versailles (LISV) avec la collaboration de EDF R&D et le CEREMH (Centre de Ressources & Innovation Mobilité Handicap).

Virtual Fauteuil est présenté au chapitre 3. Il est présenté dans un premier temps avec ses fonctionnalités, du point de vue de l'immersion visuelle. Il est question dans cette partie de l'environnement virtuel du simulateur et de son système de projection.

Dans second temps, nous avons abordé l'immersion haptique proposée par Virtual fauteuil. Le simulateur dispose d'un système de rouleaux pour la conduite en fauteuil roulant manuel. Une courte présentation y est faite dans ce chapitre bien que son usage soit négligé pour les études menées pour cette thèse, où la conduite de fauteuil roulant électriques seulement est simulée.

Le dispositif de retours haptiques qui nous intéresse est la plateforme de mouvement du Simulateur. Cette dernière permet de reproduire fidèlement les perturbations physiques ressenties en se déplaçant en fauteuil roulant. Une étude détaillée sur la qualité des perturbations du simulateur est menée. Les résultats montrent que les performances de réalisme de notre plateforme sont tout à fait satisfaisantes. Les perturbations développées par la plateforme provoquent des efforts sur la personne qui sont proches de la réalité.

Il est finalement abordé en fin de ce chapitre l'évaluation du comportement postural, menée sur Virtual Fauteuil avec une caméra Kinect v2.0. Cette caméra permet une mesure fiable de la position de 25 articulations d'une personne et de leurs mouvements. A partir de ces données, nous avons

accès aux mouvements du tronc et des membres supérieurs de la personne durant sa simulation. Cela nous renseigne beaucoup sur sa manière de réagir aux perturbations.

En comparant le mouvement de la personne au mouvement de perturbation, nous pouvons émettre certains critères qui permettraient de montrer si une personne a plus ou moins bien réagi face à une perturbation. Par exemple, si la réponse de la personne est un mouvement dont l'amplitude est élevée et qui s'inscrit sur un temps long, on peut en déduire qu'elle a manqué de tonicité et de réactivité dans sa réaction. Alors qu'à l'inverse si le mouvement de la personne en réaction à une perturbation est faible et court dans le temps, on peut supposer que la réaction de la personne a été suffisante, en termes de tonicité et de réactivité.

En complément de cela, nous avons travaillé dans le chapitre 4 sur un modèle physique du comportement postural des personnes expérimentant des perturbations. Cela permet d'apprendre d'avantage sur les perturbations et leurs effets sur la personne. Le modèle que nous avons créé met relation le mouvement de la personne avec les causes, le mouvement de perturbation et le comportement musculaire résistif de la personne.

Afin de montrer la pertinence de notre étude, évaluer le comportement postural des utilisateurs de fauteuil roulant, ainsi que celle de notre modèle, nous avons conduit deux expériences différentes détaillées respectivement aux chapitres 5 et 6.

La première expérience a eu pour but de valider les hypothèses émises dans le chapitre 4 à propos du modèle. Plus précisément l'hypothèse concernant la réaction musculaire des personnes. Inspirés d'études similaires, nous avons postulé l'hypothèse que les comportements musculaires devaient avoir une certaine allure. Ces derniers pouvaient varier suivant la tonicité et la réactivité de la personne, mais les comportements étaient identiques à un gain et un retard près.

Pour valider cela, nous avons mené une expérience ayant sollicité 12 personnes novices dans l'utilisation d'un fauteuil et du simulateur. Il a été demandé aux participants d'utiliser Virtual Fauteuil pour traverser un parcours d'obstacles, tout en portant des capteurs EMG mesurant leurs contractions musculaires.

Les résultats obtenus à la suite de cette étude sont très satisfaisants. Ils montrent que les effets, les entrées du modèle, sont conformes à la réalité. Il ne manquait plus qu'à vérifier si les sorties du modèle étaient pertinentes.

C'est l'objet du chapitre 6 de ce mémoire. Il y est présenté une expérience similaire à la précédente, où cette fois-ci, nous recueillons les mouvements de la personne à l'aide du capteur Kinect intégré au simulateur. Le but étant de confronter les mouvements annoncés par le modèle à ceux mesurés durant la simulation. Pour cette expérience, 12 autres participants ont été mobilisés pour effectuer le même trajet muni des mêmes obstacles que dans le chapitre précédent. Les résultats obtenus sont très proches du modèle. C'est pour nous une grande satisfaction. Notre modèle est entièrement validé.

Un autre objectif de cette expérience était de constater que même pour des perturbations qui sont restées relativement modérées, les réactions de chaque personne étaient extrêmement variées. Nous avons la crainte que le simulateur ne puisse pas offrir de situation assez forte pour qu'un comportement postural soit distinguable. Cette crainte est désormais écartée. Le modèle répond aussi à sa promesse de proposer plusieurs mouvements de réactions aux perturbations différents pour chaque profil associé (plus ou moins tonique et réactif).

Ces premiers résultats prometteurs constituent une première phase de validation de notre étude.

Afin de réduire au plus possible les difficultés, cette phase s'est concentrée sur le cas de personnes n'étant pas en situation de handicap. Ce mémoire montre qu'elle a été menée avec succès, mais il ne s'agit que d'une étape.

En perspective, les prochains travaux menés sur Virtual Fauteuil viseront à adapter le simulateur, ses exercices essentiellement, aux personnes à mobilité réduites. Les scènes testées dans ce mémoire ne présentaient aucun risque pour les participants aux expériences, leur bonne condition physique étant en partie responsable de cela. Une fois le simulateur prêt à accueillir des personnes à mobilité réduite, il sera très important de mener une campagne de test avec des utilisateurs de fauteuil roulant afin de déterminer si l'évaluation du comportement postural avec Virtual Fauteuil est toujours pertinente.

Espérons que cela se fasse, et que Virtual Fauteuil s'avère également utile pour les personnes en situation de handicap. L'étape d'après consistera à constater si un programme d'entraînement avec Virtual Fauteuil peut améliorer la manière dont les personnes réagissent aux perturbations.

D'autres travaux pourraient être menés sur les perturbations du simulateur. En effet, les perturbations actuellement proposées négligent les accélérations. Les effets de freinage et d'accélération ne sont pas si complexes à restituer avec une plateforme de mouvement et cela enrichirait le réalisme du simulateur.

# Bibliographie

- [1] P. S. Archambault, E. Blackburn, D. Reid, F. Routhier, and W. C. Miller, "Development and user validation of driving tasks for a power wheelchair simulator." *Disability and rehabilitation*, vol. 39, no. 15, pp. 1549–1556, jul 2017.
- [2] P. S. Archambault, S. Tremblay, S. Cachecho, F. Routhier, and P. Boissy, "Driving performance in a power wheelchair simulator," *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology*, vol. 7, no. 3, pp. 226–233, may 2012.
- [3] Y. Morere, G. Bourhis, K. Cosnuau, G. Guilmois, E. Blangy, and E. Rumilly, "ViEW, a wheelchair simulator for driving analysis," *2015 International Conference on Virtual Rehabilitation Proceedings (Icvr)*, pp. 100–105, 2015.
- [4] Y. Morere, M. A. Hadj Abdelkader, K. Cosnuau, G. Guilmois, and G. Bourhis, "Haptic control for powered wheelchair driving assistance," *IRBM*, vol. 36, no. 5, pp. 293–304, 2015.
- [5] J. W. Baxter and J. R. Bumby, "A Platform with Six Degrees of Freedom," *Proceedings of the institution of mechanical engineers*, vol. 180, no. 1, pp. 371–386, 1965.
- [6] C. Anthierens, J. L. Impagliazzo, Y. Dupuis, and E. Richard, "A specific locomotion interface for Virtual Reality - Design of a wheelchair type haptic," *ICINCO 2006 - 3rd International Conference on Informatics in Control, Automation and Robotics, Proceedings*, vol. RA, pp. 426–431, 2006.
- [7] N. Steyn, Y. Hamam, E. Monacelli, and K. Djouani, "Modelling and design of an augmented reality differential drive mobility aid in an enabled environment," *Simulation Modelling Practice and Theory*, vol. 51, pp. 115–134, feb 2015.
- [8] C. F. Panadero, V. De La Cruz Barquero, C. D. Kloos, and D. M. Núñez, "PhyMEL-WS : Physically experiencing the virtual world. Insights into mixed reality and flow state on board a wheelchair simulator," *Journal of Universal Computer Science*, vol. 20, no. 12, pp. 1629–1648, 2014.
- [9] S. Richir, S. Pineau, E. Monacelli, F. Goncalves, C. Dumas, A. Schmid, and J. Perret, "Design of Portable and Accessible Platform in Charge of Wheelchair Feedback Immersion," *IEEE Virtual Reality*, 2015.
- [10] F. Pouvrasseau, É. Monacelli, V.-v. France, F. Goncalves, P.-a. Leyrat, B. Malafosse, and A. Schmid, "Discussion about functionalities of the simulator Virtual Fauteuil for wheelchair handling training," *ICVR Journal*, 2017.
- [11] G. Vailland, F. Grzeskowiak, L. Devigne, Y. Gaffary, B. Fraudet, E. Leblong, F. Nouviale, F. Pasteau, R. L. Breton, S. Guegan, V. Gouranton, B. Arnaldi, and M. Babel, "User-centered design of a multisensory power wheelchair simulator : Towards training and rehabilitation applications," *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, vol. 2019-June, pp. 77–82, 2019.

- [12] L. Devigne, M. Babel, F. Nouviale, V. Narayanan, F. Pasteau, and P. Gallien, "Design of an immersive simulator for assisted power wheelchair driving," *IEEE Int. Conf. on Rehabilitation Robotics*, vol. 17, 2017.
- [13] L. R. Crichlow, G. R. Fernie, J. L. Campos, and P. R. Grant, "A Full Motion Manual Wheelchair Simulator for Rehabilitation Research," pp. 8–11, 2011.
- [14] T. Ito, M. Shino, T. Inoue, and M. Kamata, "Development of a Powered Wheelchair Driving Simulator for Research and Development Use," *Journal of Mechanical Systems for Transportation and Logistics*, vol. 2, no. 2, pp. 90–101, 2009.
- [15] A. M. Kwarciaak, J. T. Turner, L. Guo, and W. M. Richter, "Disability and Rehabilitation : Assistive Technology The effects of four different stroke patterns on manual wheelchair propulsion and upper limb muscle strain The effects of four different stroke patterns on manual wheelchair propulsion and upper limb mu," no. September 2015, 2012.
- [16] K. A. Morgan, K. A. Morgan, J. R. Engsborg, and J. Klaesner, "The Testing of an Instrumented Wheelchair Propulsion Testing and Training Device The Testing of An Instrumented Wheelchair Propulsion Test- ing and Training Device," no. January, 2015.
- [17] R. Niesing, F. Eijskoot, R. Kranse, A. H. den Ouden, J. Storm, H. E. J. Veeger, L. H. V. van der Woude, and C. J. Snijders, "Computer-controlled wheelchair ergometer," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 28, no. 4, pp. 329–338, jul 1990.
- [18] F. Chénier, P. Bigras, R. Aissaoui, F. Chenier, P. Bigras, and R. Aissaoui, "A new wheelchair ergometer designed as an admittance-controlled haptic robot," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 19, no. 1, pp. 321–328, 2014.
- [19] W. E. Langbein, C. J. Robinson, L. Kynast, and L. Fehr, "Calibration of a New Wheelchair Ergometer : The Wheelchair Aerobic Fitness Trainer," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 1, no. 1, pp. 49–58, 1993.
- [20] X. Wu, S. Rakheja, and P. Boileau, "Study of human-seat interface pressure distribution under vertical vibration," *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 21, no. 6, pp. 433–449, 1998.
- [21] P. van Geffen, J. Reenalda, P. H. Veltink, and B. F. J. M. Koopman, "Effects of sagittal postural adjustments on seat reaction load." *Journal of biomechanics*, vol. 41, no. 10, pp. 2237–2245, jul 2008.
- [22] K. Ebe and M. J. Griffin, "Factors affecting static seat cushion comfort," pp. 37–41, 2001.
- [23] S. J. Caldicott and N. Shapcott, "Validation of a software-based stability assessment system for wheelchairs and their occupants," vol. 32, no. 6, pp. 440–447, 2008.
- [24] M. B. Parkinson, D. B. Chaffin, and M. P. Reed, "Center of pressure excursion capability in performance of seated lateral-reaching tasks," *Clinical Biomechanics*, vol. 21, no. 1, pp. 26–32, 2006.
- [25] J. M. Ólafsdóttir, K. Brolin, J. S. Blouin, and G. P. Siegmund, "Dynamic spatial tuning of cervical muscle reflexes to multidirectional seated perturbations," *Spine*, vol. 40, no. 4, pp. E211–E219, 2015.
- [26] A. Shahvarpour, A. Shirazi-Adl, and C. Larivière, "Active-passive biodynamics of the human trunk when seated on a wobble chair," *Journal of Biomechanics*, vol. 49, no. 6, pp. 939–945, 2016.
- [27] D. Kamper, M. Parnianpour, K. Barin, T. Adams, M. Linden, and H. Hemami, "Postural stability of wheelchair users exposed to sustained, external perturbations." *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 36, no. 2, pp. 121–132, 1999.

- [28] M. Zedka, S. Kumar, and Y. Narayan, "Electromyographic response of the trunk muscles to postural perturbation in sitting subjects," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 8, pp. 3–10, 1998.
- [29] P. Dolan and M. A. Adams, "The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the erector spinae muscles during bending and lifting activities," *Journal of Biomechanics*, vol. 26, no. 4-5, pp. 513–522, 1993.
- [30] C. J. De Luca, "Surface Electromyography : Detection and Recording," *Delsys Incorporated*, vol. 196, no. 4292, pp. 879–880, 2002.
- [31] K. G. Keenan and R. M. Enoka, *Electromyography*. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2012, pp. 276–279.
- [32] S. J. Macdonald, L. Deacon, J. Nixon, A. Akintola, A. Gillingham, J. Kent, G. Ellis, D. Matthews, A. Ismail, S. Sullivan, S. Dore, and L. Highmore, "'The invisible enemy' : disability, loneliness and isolation," *Disability and Society*, vol. 33, no. 7, pp. 1138–1159, 2018.
- [33] L. Márquez, J. C. Poveda, and L. A. Vega, "Factors affecting personal autonomy and perceived accessibility of people with mobility impairments in an urban transportation choice context," *Journal of Transport and Health*, vol. 14, no. September 2018, p. 100583, 2019.
- [34] K. Wang and J. F. Dovidio, "Disability and Autonomy : Priming Alternative Identities," *Rehabilitation Psychology*, vol. 56, no. 2, pp. 123–127, 2011.
- [35] L. Guo, L. An, F. Luo, and B. Yu, "Social isolation, loneliness and functional disability in Chinese older women and men : a longitudinal study," *Age and Ageing*, vol. 50, no. 4, pp. 1222–1228, 2021.
- [36] S. Kanamori, Y. Kai, J. Aida, K. Kondo, I. Kawachi, H. Hirai, K. Shirai, Y. Ishikawa, and K. Suzuki, "Social participation and the prevention of functional disability in older Japanese : The JAGES cohort study," *PLoS ONE*, vol. 9, no. 6, pp. 1–10, 2014.
- [37] W. H. van Brakel, B. Sihombing, H. Djarir, K. Beise, L. Kusumawardhani, R. Yulihane, I. Kurniasari, M. Kasim, K. I. Kesumaningsih, and A. Wilder-Smith, "Disability in people affected by leprosy : the role of impairment, activity, social participation, stigma and discrimination." *Global health action*, vol. 5, 2012.
- [38] G. Barbareschi, M. T. Carew, E. A. Johnson, N. Kopi, and C. Holloway, "'When they see a wheelchair, they've not even seen me"—factors shaping the experience of disability stigma and discrimination in Kenya," *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 18, no. 8, 2021.
- [39] V. Bjørnshagen and E. Ugreninov, "Disability Disadvantage : Experimental Evidence of Hiring Discrimination against Wheelchair Users," *European Sociological Review*, pp. 1–16, 2021.
- [40] F. Routhier, R. L. Kirby, L. Demers, M. Depa, and K. Thompson, "Efficacy and retention of the French-Canadian version of the wheelchair skills training program for manual wheelchair users : a randomized controlled trial." *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 93, no. 6, pp. 940–948, jun 2012.
- [41] R. Desai, S. Jayavant, and H. Varshneya, "To investigate the immediate and short term effects of wheelchair skill training program (WSTP) on participation in patients with spinal cord involvement," *Indian Journal of Occupational Therapy*, vol. 45, no. 2, pp. 9–14, 2013.
- [42] C. Våpenstad, E. F. Hofstad, L. E. Bø, E. Kuhry, G. Johnsen, R. Mårvik, T. Langø, and T. N. Hernes, "Lack of transfer of skills after virtual reality simulator training with haptic feedback," *Minimally Invasive Therapy and Allied Technologies*, vol. 26, no. 6, pp. 346–354, 2017.

- [43] D. Stefanidis, M. W. Scerbo, P. N. Montero, C. E. Acker, and W. D. Smith, "Simulator training to automaticity leads to improved skill transfer compared with traditional proficiency-based training : A randomized controlled trial," *Annals of Surgery*, vol. 255, no. 1, pp. 30–37, 2012.
- [44] R. Aggarwal, A. Tully, T. Grantcharov, C. R. Larsen, T. Miskry, A. Farthing, and A. Darzi, "Virtual reality simulation training can improve technical skills during laparoscopic salpingectomy for ectopic pregnancy," *BJOG : An International Journal of Obstetrics and Gynaecology*, vol. 113, no. 12, pp. 1382–1387, 2006.
- [45] J. B. Ra, S. M. Kwon, J. K. Kim, J. Yi, K. H. Kim, H. W. Park, K. U. Kyung, D. S. Kwon, H. S. Kang, S. T. Kwon, L. Jiang, J. Zeng, K. Cleary, and S. K. Mun, "Spine needle biopsy simulator using visual and force feedback," *Computer Aided Surgery*, vol. 7, no. 6, pp. 353–363, 2002.
- [46] L. Nehaoua, H. Arioui, H. Mohellebi, S. Espié, L. Nehaoua, H. Arioui, H. Mohellebi, S. Espié, and M. Cueing, "Motion Cueing Algorithms for Small Driving Simulator," 2009.
- [47] G. Reymond and A. Kemeny, "Vehicle System Dynamics : International Journal of Vehicle Mechanics and Mobility Motion Cueing in the Renault Driving Simulator," no. November 2014, pp. 37–41, 2010.
- [48] B. Aykent, D. Paillot, F. Merienne, Z. Fang, A. Kemeny, B. Aykent, D. Paillot, F. Merienne, Z. Fang, and A. Kemeny, "Study of the Influence of Different Washout Algorithms on Simulator Sickness for a Driving Simulation Task," 2013.
- [49] Rita Valente Pais, M. Wentink, M. Mayrhofer, Philippus Feenstra, and Wim Bles, "First curve driving experiments in the desdemona simulator," 2008.
- [50] M. Houtenbos, J. C. de Winter, A. R. Hale, P. A. Wieringa, and M. P. Hagenzieker, "Concurrent audio-visual feedback for supporting drivers at intersections : A study using two linked driving simulators," *Applied Ergonomics*, vol. 60, pp. 30–42, 2017.
- [51] B. G. Witmer and M. J. Singer, "Measuring presence in virtual environments : A presence questionnaire," *Presence : Teleoperators and Virtual Environments*, vol. 7, no. 3, pp. 225–240, 1998.
- [52] A. Alshaer, H. Regenbrecht, D. O'Hare, D. O'Hare, D. O'Hare, and D. O'Hare, "Immersion factors affecting perception and behaviour in a virtual reality power wheelchair simulator." *Applied ergonomics*, vol. 58, pp. 1–12, jan 2017.
- [53] C. J. Jerome and B. Witmer, "Immersive Tendency, Feeling of Presence, and Simulator Sickness : Formulation of a Causal Model," *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, vol. 46, no. 26, pp. 2197–2201, 2002.
- [54] C. Widehammar, H. Lidstrom, and L. Hermansson, "Environmental barriers to participation and facilitators for use of three types of assistive technology devices." *Assistive technology : the official journal of RESNA*, pp. 1–9, aug 2017.
- [55] A. Harrison, G. Derwent, A. Enticknap, F. Roses, A. EA, F. D. Rose, and E. A. Attree, "The role of virtual reality technology in the assessment and training of inexperienced powered wheelchair users," *Disability and Rehabilitation*, vol. 24, no. 11–12, pp. 599–606, jul 2002.
- [56] A. Hasdai, A. S. Jessel, and P. L. Weiss, "Use of a Computer Simulator for Training Children with Disabilities in the Operation of a Powered Wheelchair," *The American journal of occupational therapy : official publication of the American Occupational Therapy Association*, vol. 52, no. 3, pp. 215–220, mar 1998.
- [57] N. W. John, S. R. Pop, T. W. Day, P. D. Ritsos, and C. J. Headleand, "The Implementation and Validation of a Virtual Environment for Training Powered Wheelchair Manoeuvres." *IEEE transactions on visualization and computer graphics*, may 2017.

- [58] M. A. Linden, C. Whyatt, C. Craig, and C. Kerr, "Efficacy of a powered wheelchair simulator for school aged children : a randomized controlled trial." *Rehabilitation psychology*, vol. 58, no. 4, pp. 405–411, nov 2013.
- [59] L. P. Fiore, E. Coben, S. Merritt, P. Liu, and V. Interrante, "Towards Enabling More Effective Locomotion in VR Using a Wheelchair-based Motion Platform," *Proceedings of the 5th Joint Virtual Reality Conference*, pp. 83–90, 2013.
- [60] N. Katz, H. Ring, Y. Naveh, R. Kizony, U. Feintuch, and P. Weiss, "Interactive virtual environment training for safe street crossing of right hemisphere stroke patients with Unilateral Spatial Neglect," *Disability and Rehabilitation*, vol. 27, no. 20, pp. 1235–1244, 2005.
- [61] J. S. Webster, P. T. McFarland, L. J. Rapport, B. Morrill, L. A. Roades, and P. S. Abadee, "Computer-assisted training for improving wheelchair mobility in unilateral neglect patients," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 82, no. 6, pp. 769–775, jun 2001.
- [62] J. D. Moss, J. Austin, J. Salley, J. Coats, K. Williams, and E. R. Muth, "The effects of display delay on simulator sickness," *Displays*, vol. 32, no. 4, pp. 159–168, 2011.
- [63] H. A. Stoner, D. L. Fisher, and M. Mollenhauer, "Simulator and scenario factors influencing simulator sickness," *Handbook of Driving Simulation for Engineering, Medicine, and Psychology*, no. April, pp. 14–1–14–24, 2011.
- [64] S. Friston and A. Steed, "Measuring latency in virtual environments," *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, vol. 20, no. 4, pp. 616–625, 2014.
- [65] J. G. Casali and W. W. Wierwille, "Potential Design Etiological Factors of Simulator Sickness and a Research Simulator Specification," *65th Annual Meeting of the Transportation Research Board*, no. 1059, 1986.
- [66] J. J. Jerald, "Scene-Motion- and Latency-Perception Thresholds for Head-Mounted Displays by," 2009.
- [67] W. Y. Chen, Y. Jang, J. D. Wang, W. N. Huang, C. C. Chang, H. F. Mao, and Y. H. Wang, "Wheelchair-related accidents : relationship with wheelchair-using behavior in active community wheelchair users," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 92, no. 6, pp. 892–898, 2011.
- [68] R. L. Kirby, S. A. Ackroyd-stolarz, M. G. Brown, K. S. A, and D. Macleod, "Wheelchair-Related Accidents Caused By Tips ans Falls among Noninstitutionalized Users of Manually Propelled Wheelchairs in Nova Scotia," 1994.
- [69] C. S. Harrison, P. M. Grant, and B. a. Conway, "Enhancement of a virtual reality wheelchair simulator to include qualitative and quantitative performance metrics." *Assistive technology : the official journal of RESNA*, vol. 22, no. 1, pp. 20–31, 2010.
- [70] H. P. Mahajan, B. E. Dicianno, R. A. Cooper, and D. Ding, "Assessment of wheelchair driving performance in a virtual reality-based simulator." *The journal of spinal cord medicine*, vol. 36, no. 4, pp. 322–32, jul 2013.
- [71] D. C. Kamaraj, B. E. Dicianno, H. P. Mahajan, A. M. Buhari, and R. A. Cooper, "Interrater Reliability of the Power Mobility Road Test in the Virtual Reality-Based Simulator-2." *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 97, no. 7, pp. 1078–1084, jul 2016.
- [72] T. Kamiński, M. Niezgodna, and J. Gacparska, "Advanced car driving simulator - As 1200-6," *Journal of KONES*, vol. 18, no. 4, pp. 173–178, 2011.
- [73] M. Wentink, R. V. Pais, and M. Mayrhofer, "First Curve Driving Experiments in the Desmonda Simulator," 2008.

- [74] M. Vengust, B. Kaluza, K. Stojmenova, and J. Sodnik, “NERVteh compact motion based driving simulator,” *AutomotiveUI 2017 - 9th International ACM Conference on Automotive User Interfaces and Interactive Vehicular Applications, Adjunct Proceedings*, pp. 242–243, 2017.
- [75] L. R. Crichlow, “Development of a Comprehensive Mathematical Model and Physical Interface for Manual Wheelchair Simulation,” 2011.
- [76] L. H. V. van der Woude, “Comparison of wheelchair wheels in terms of vibration and spasticity in people with spinal cord injury,” 2010.
- [77] Y. Matsumoto and M. J. Griffin, “Effect of phase on discomfort caused by vertical whole-body vibration and shock — Experimental investigation,” vol. 111, no. 3, 2001.
- [78] S. Dudley-Javoroski, M. A. Petrie, C. L. McHenry, R. E. Amelon, P. K. Saha, and R. K. Shields, “Bone architecture adaptations after spinal cord injury : impact of long-term vibration of a constrained lower limb.” *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA*, vol. 27, no. 3, pp. 1149–1160, mar 2016.
- [79] G. P. Slota, K. P. Granata, and M. L. Madigan, “Effects of seated whole-body vibration on postural control of the trunk during unstable seated balance,” vol. 23, pp. 381–386, 2008.
- [80] A. M. Koontz, B. M. Roche, J. L. Collinger, R. A. Cooper, and M. L. Boninger, “Manual wheelchair propulsion patterns on natural surfaces during start-up propulsion.” *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 90, no. 11, pp. 1916–1923, nov 2009.
- [81] M. L. Boninger, A. L. Souza, R. A. Cooper, S. G. Fitzgerald, A. M. Koontz, and B. T. Fay, “Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 83, no. 5, pp. 718–723, may 2002.
- [82] C. Jayaraman, Y. Moon, and J. J. Sosnoff, “Shoulder pain and time dependent structure in wheelchair propulsion variability,” *Medical Engineering and Physics*, vol. 38, no. 7, pp. 648–655, jul 2016.
- [83] N. Louis and P. Gorce, “Surface electromyography activity of upper limb muscle during wheelchair propulsion : Influence of wheelchair configuration,” *Clinical Biomechanics*, vol. 25, no. 9, pp. 879–885, 2010.
- [84] G. Desroches, R. Aissaoui, and D. Bourbonnais, “Effect of system tilt and seat-to-backrest angles on load sustained by shoulder during wheelchair propulsion,” *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 43, no. 7, p. 871, 2006.
- [85] S. Y. Yim, K. J. Cho, C. I. Park, T. S. Yoon, D. Y. Han, S. K. Kim, and H. L. Lee, “Effect of wheelchair ergometer training on spinal cord-injured paraplegics.” *Yonsei medical journal*, vol. 34, no. 3, pp. 278–286, sep 1993.
- [86] H. E. Veeger, E. M. Lute, K. Roeleveld, and L. H. van der Woude, “Differences in performance between trained and untrained subjects during a 30-s sprint test in a wheelchair ergometer.” *European journal of applied physiology and occupational physiology*, vol. 64, no. 2, pp. 158–164, 1992.
- [87] P. L. Bernard, J. Mercier, A. Varray, and C. Prefaut, “Influence of lesion level on the cardioventilatory adaptations in paraplegic wheelchair athletes during muscular exercise.” *Spinal cord*, vol. 38, no. 1, pp. 16–25, jan 2000.
- [88] N. Tordi, M. Gimenez, E. Predine, and J. D. Rouillon, “Effects of an interval training programme of the upper limbs on a wheelchair ergometer in able-bodied subjects.” *International journal of sports medicine*, vol. 19, no. 6, pp. 408–414, aug 1998.

- [89] G. H. Hartung, D. A. Lally, and R. J. Blancq, "Comparison of treadmill exercise testing protocols for wheelchair users." *European journal of applied physiology and occupational physiology*, vol. 66, no. 4, pp. 362–365, 1993.
- [90] D. S. R. Nicolas and N. De Saint Remy, "Modelisation et determination des parametres biomecaniques de la locomotion en fauteuil roulant manuel," 2005.
- [91] F. Dellabiancia, G. Porcellini, and G. Merolla, "Instruments and techniques for the analysis of wheelchair propulsion and upper extremity involvement in patients with spinal cord injuries : Current concept review," *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, vol. 3, no. 3, pp. 150–156, 2013.
- [92] O. Freixes, S. A. Fernandez, M. A. Gatti, M. J. Crespo, L. E. Olmos, and I. F. Rubel, "Wheelchair axle position effect on start-up propulsion performance of persons with tetraplegia," *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 47, no. 7, p. 661, 2010.
- [93] L. H. van der Woude, D. J. Veeger, R. H. Rozendal, and T. J. Sargeant, "Seat height in handrim wheelchair propulsion." *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 26, no. 4, pp. 31–50, 1989.
- [94] M. Blouin, M. Lalumiere, D. H. Gagnon, F. Chenier, and R. Aissaoui, "Characterization of the immediate effect of a training session on a manual wheelchair simulator with haptic biofeedback : Towards more effective propulsion," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 23, no. 1, pp. 104–115, jan 2015.
- [95] S. E. DiCarlo, "Effect of arm ergometry training on wheelchair propulsion endurance of individuals with quadriplegia." *Physical therapy*, vol. 68, no. 1, pp. 40–44, jan 1988.
- [96] C. Norrbrink, T. Lindberg, K. Wahman, and A. Bjerkefors, "Effects of an exercise programme on musculoskeletal and neuropathic pain after spinal cord injury—results from a seated double-poling ergometer study." *Spinal cord*, vol. 50, no. 6, pp. 457–461, jun 2012.
- [97] R. Aissaoui, M. Lacoste, and J. Dansereau, "Analysis of sliding and pressure distribution during a repositioning of persons in a simulator chair," *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 9, no. 2, pp. 215–224, jun 2001.
- [98] X. Wu, S. Rakheja, and P.-É. Boileau, "Distribution of human–seat interface pressure on a soft automotive seat under vertical vibration," *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 24, no. 5, pp. 545–557, sep 1999.
- [99] N. J. Mansfield and S. Maeda, "Comparison of the apparent mass of the seated human measured using random and sinusoidal vibration," *Industrial Health*, vol. 43, no. 1, pp. 233–240, 2005.
- [100] J. Ma, H. Kharboutly, A. Benali, F. Benamar, and M. Bouzit, "Joint angle estimation with accelerometers for dynamic postural analysis," *Journal of Biomechanics*, vol. 48, no. 13, pp. 3616–3624, 2015.
- [101] E. Yiou, A. Hamaoui, and G. Allali, "The contribution of postural adjustments to body balance and motor performance," *Frontiers in Human Neuroscience*, vol. 12, no. December, pp. 1–5, 2018.
- [102] J. H. J. Allum, A. L. Adkin, M. G. Carpenter, and M. Held-ziolkowska, "Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests : effects of a unilateral vestibular deficit," vol. 14, pp. 227–237, 2001.

- [103] R. Aissaoui, C. Boucher, D. Bourbonnais, M. Lacoste, and J. Dansereau, "Effect of seat cushion on dynamic stability in sitting during a reaching task in wheelchair users with paraplegia," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 82, no. 2, pp. 274–281, feb 2001.
- [104] D. Kamper and M. Parnianpour, "Preliminary investigation of the lateral postural stability of spinal cord- injured individuals subjected to dynamic perturbations Preliminary investigation of the lateral postural stability of spinal cord-injured individuals subjected to dynamic perturba," no. February, 1999.
- [105] D. G. Kamper, T. C. Adams, S. I. Reger, M. Parnianpour, K. Barin, and M. Linden, "A low-cost, portable system for the assessment of the postural response of wheelchair users to perturbations," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 7, no. 4, pp. 435–442, 1999.
- [106] D. G. Kamper, T. C. Adams, S. I. Reger, M. Parnianpour, and M. A. Linden, "A technique for quantifying the response of seated individuals to dynamic perturbations," no. February, pp. 81–88, 2000.
- [107] D. Kamper, K. Barin, M. Parnianpour, H. Hemami, and H. Weed, "Simulation of the Seated Postural Stability of Healthy and Spinal Cord-Injured Subjects Using Optimal Feedback Control Methods." *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, vol. 3, no. 2, pp. 79–93, 2000.
- [108] A. Bjerkefors, M. G. Carpenter, and A. Thorstensson, "Dynamic trunk stability is improved in paraplegics following kayak ergometer training," *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, vol. 17, no. 6, pp. 672–679, dec 2007.
- [109] H. Forsberg and H. Hirschfeld, "Postural adjustments in sitting humans following external perturbations : muscle activity and kinematics," *Experimental Brain Research*, vol. 97, no. 3, pp. 515–527, 1994.
- [110] T. C. Stenlund, R. Lundström, O. Lindroos, C. K. Häger, L. Burström, G. Neely, and B. Rehn, "Seated postural neck and trunk reactions to sideways perturbations with or without a cognitive task," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 25, no. 3, pp. 548–556, 2015.
- [111] R. A. Clark, Y. H. Pua, K. Fortin, C. Ritchie, K. E. Webster, L. Denehy, and A. L. Bryant, "Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control," *Gait and Posture*, vol. 36, no. 3, pp. 372–377, 2012.
- [112] H. B. F. Mentiplay, "Reliability and concurrent validity of the Microsoft Kinect V2 for assessment of standing balance and postural control," *Gait & Posture*, 2015.
- [113] K. Otte, B. Kayser, S. Mansow-model, J. Verrel, F. Paul, A. U. Brandt, and T. Schmitzhu, "Accuracy and Reliability of the Kinect Version 2 for Clinical Measurement of Motor Function," pp. 1–17, 2016.
- [114] T. Dutta, "Evaluation of the Kinect™ sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace," *Applied Ergonomics*, vol. 43, no. 4, pp. 645–649, 2012.
- [115] N. Zolfaghari, "Analysis of Trunk Muscle Emg During Rotational Motion," *Thesis*, 2015.
- [116] J.-H. KIM, Y.-J. CHUNG, and H.-K. SHIN, "Effects of Balance Training on Patients with Spinal Cord Injury," pp. 311–316, 2010.
- [117] M. L. Tanaka, S. D. Ross, and M. A. Nussbaum, "Mathematical modeling and simulation of seated stability," *Journal of Biomechanics*, vol. 43, no. 5, pp. 906–912, 2010.
- [118] M. Shafeie, "Trunk Muscle EMG in a Specially Designed Virtual Reality Motion Simulator," *Thesis*, 2014.

- 
- [119] N. P. Reeves, V. Q. Everding, J. Cholewicki, and D. C. Morrisette, "The effects of trunk stiffness on postural control during unstable seated balance," *Experimental Brain Research*, vol. 174, no. May 2014, pp. 694–700, 2006.
- [120] N. P. Reeves, J. Cholewicki, and K. S. Narendra, "Effects of reflex delays on postural control during unstable seated balance," vol. 42, pp. 164–170, 2009.
- [121] C. J. Luca, "Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals," no. 6, pp. 313–325, 1979.
- [122] M. Oberhauser and D. Dreyer, "A virtual reality flight simulator for human factors engineering," *Cognition, Technology and Work*, vol. 19, no. 2-3, pp. 263–277, 2017.
- [123] J. J. Roessingh, "Transfer of manual flying skills from PC-based simulation to actual flight - Comparison of in-flight measured data and instructor ratings," *International Journal of Aviation Psychology*, vol. 15, no. 1, pp. 67–90, 2005.



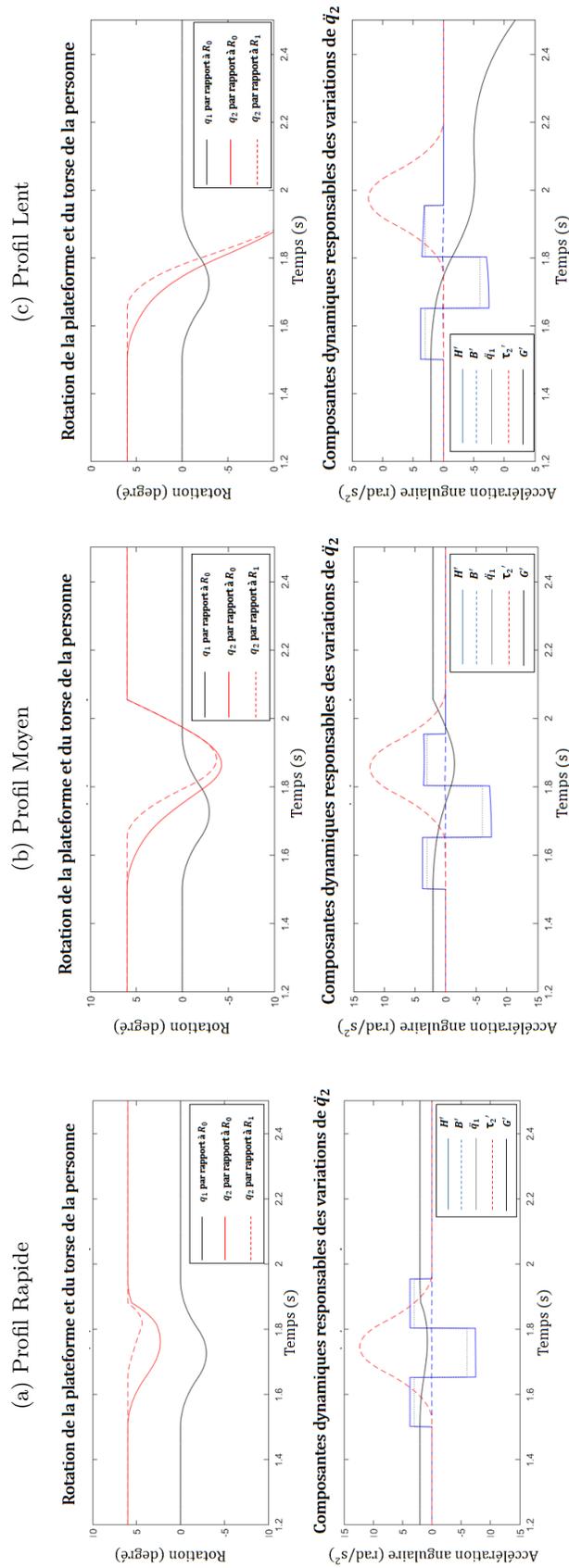
# **Annexes**



**Annexe A**

**Résultats du modèle**

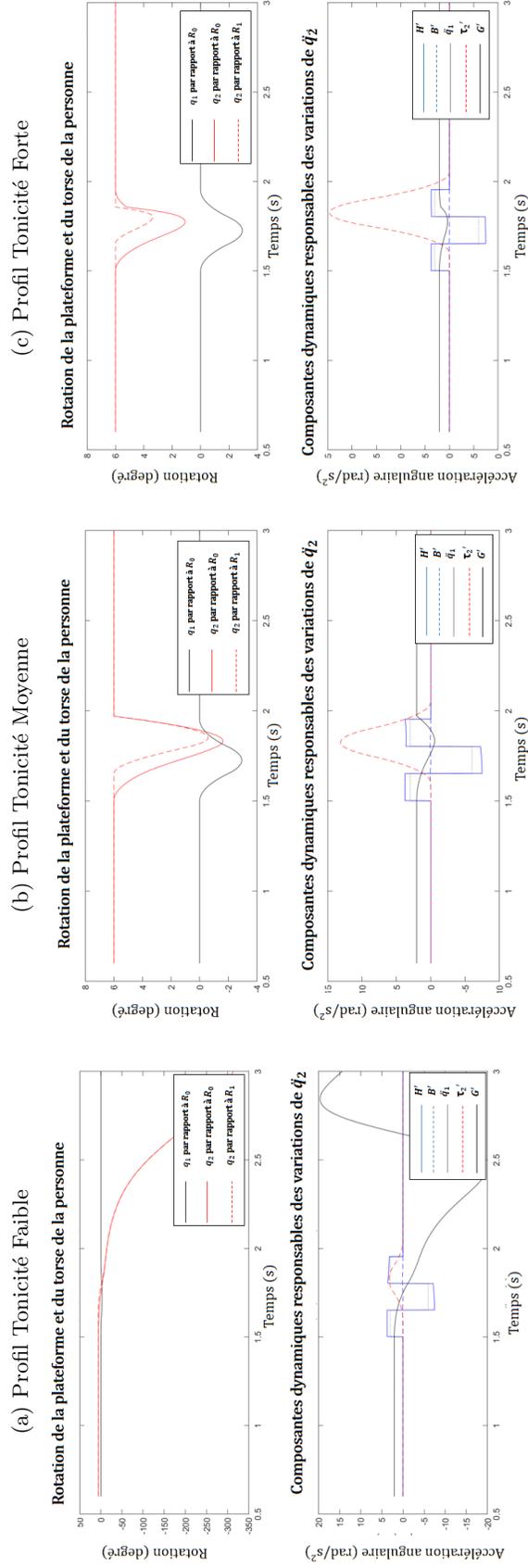
FIGURE A.1 – Cas de perturbation d’une rotation avant  
Impact du retard sur les résultats du modèle



Les rotations  $q_1$  et  $q_2$  sont respectivement les rotations de la plateforme et du tronc de la personne (Figure 4.1).

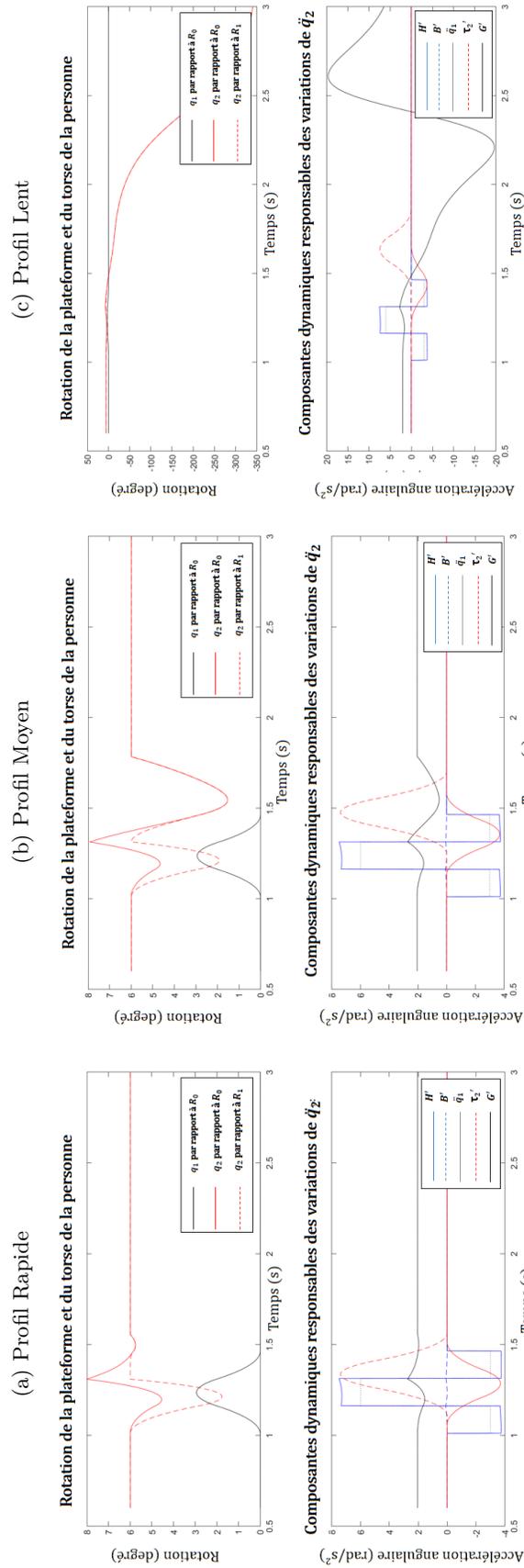
Les Paramètres  $\tau_2'$ ,  $H'$ ,  $B'$ ,  $G'$  et  $\dot{q}_1$  sont explicités dans la partie 4.1.

FIGURE A.2 – Cas de perturbation d'une rotation avant  
Impact de la tonicité sur les résultats du modèle



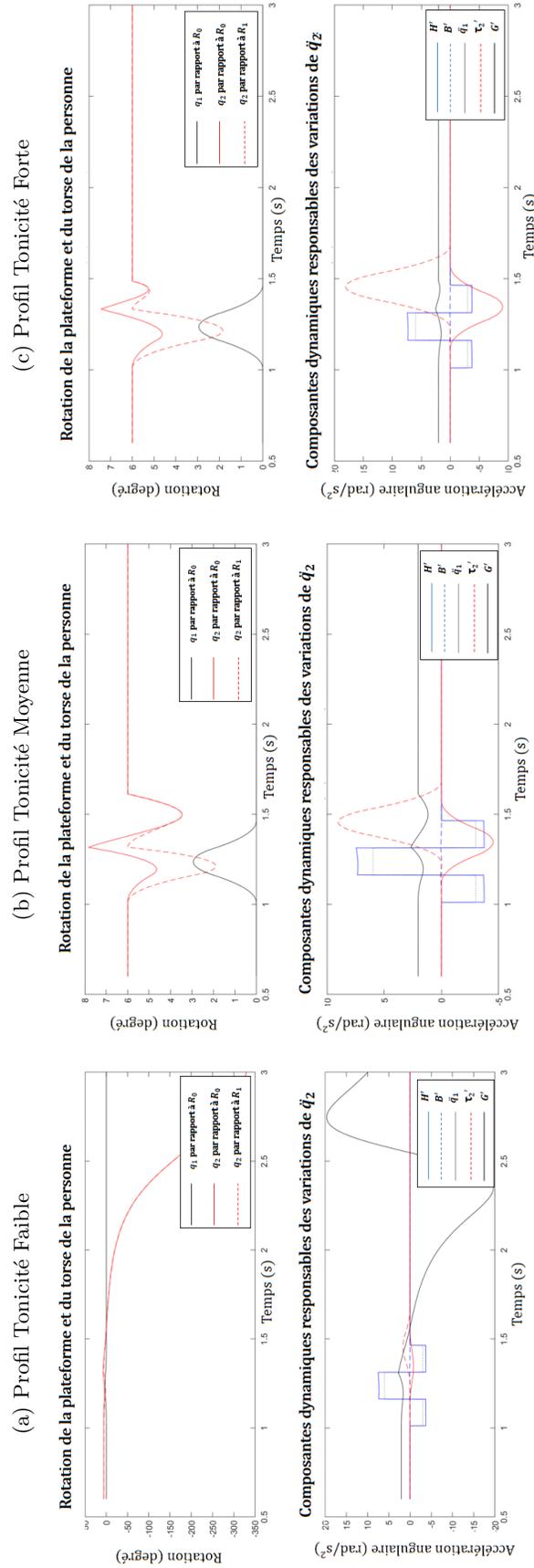
Les rotations  $q_1$  et  $q_2$  sont respectivement les rotations de la plateforme et du tronc de la personne  
Les Paramètres  $\tau_2'$ ,  $H'$ ,  $B'$ ,  $G'$  et  $\dot{q}_1$  sont explicités dans la partie 4.1.

FIGURE A.3 – Cas de perturbation d’une rotation arrière  
Impact du retard sur les résultats du modèle  
Personne adossée au dossier



Les rotations  $q_1$  et  $q_2$  sont respectivement les rotations de la plateforme et du tronc de la personne  
Les Paramètres  $\tau_2'$ ,  $H'$ ,  $B'$ ,  $G'$  et  $\ddot{q}_1$  sont explicités dans la partie 4.1.

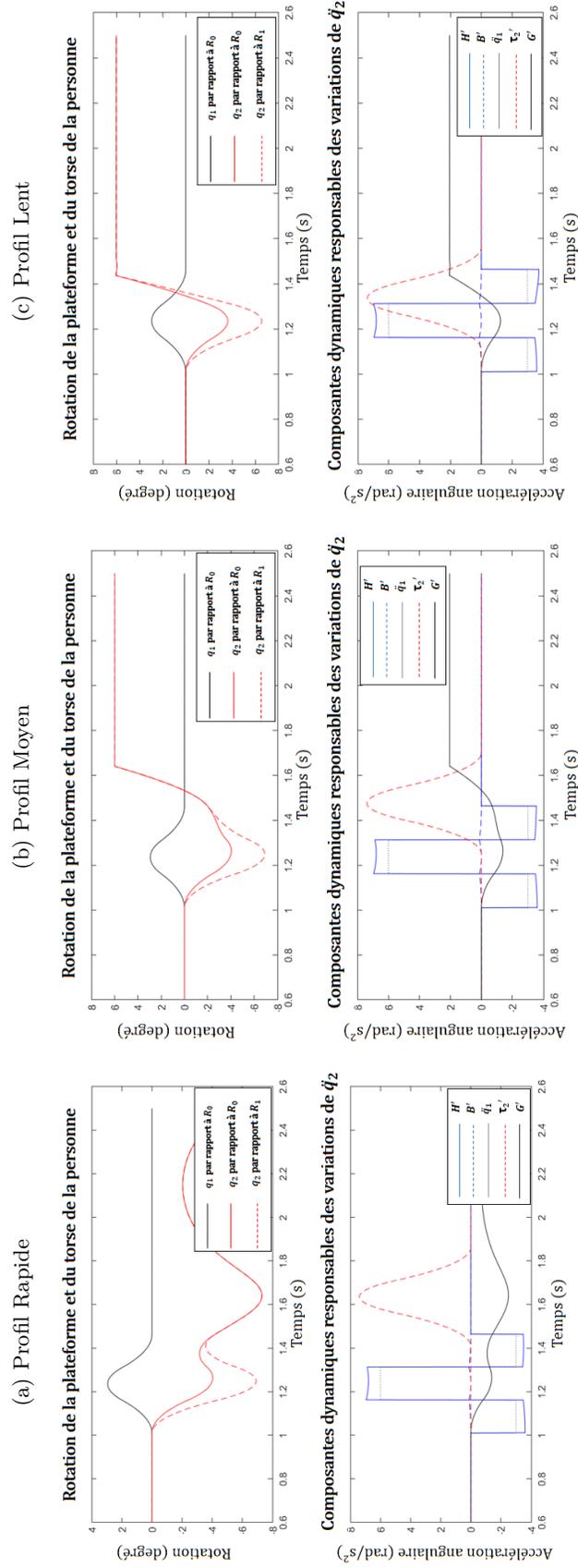
FIGURE A.4 – Cas de perturbation d'une rotation arrière  
Impact de la tonicité sur les résultats du modèle  
Personne adossée au dossier



Les rotations  $q_1$  et  $q_2$  sont respectivement les rotations de la plateforme et du tronc de la personne (Figure 4.1).

Les Paramètres  $\tau_2'$ ,  $H'$ ,  $B'$ ,  $G'$  et  $\ddot{q}_1$  sont explicités dans la partie 4.1.

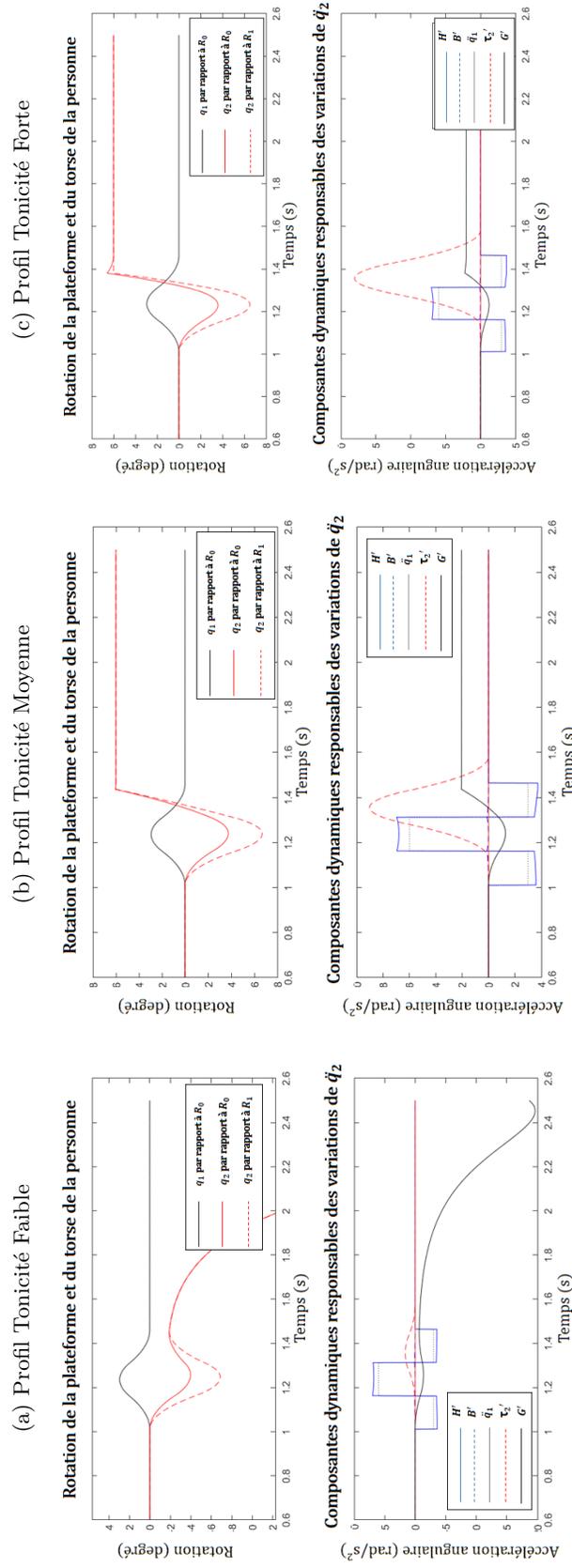
FIGURE A.5 – Cas de perturbation d'une rotation arrière  
Impact du retard sur les résultats du modèle  
Personne se tenant droite



Les rotations  $q_1$  et  $q_2$  sont respectivement les rotations de la plateforme et du torse de la personne (Figure 4.1).

Les Paramètres  $\gamma_2'$ ,  $H'$ ,  $B'$ ,  $G'$  et  $\dot{q}_1$  sont explicités dans la partie 4.1.

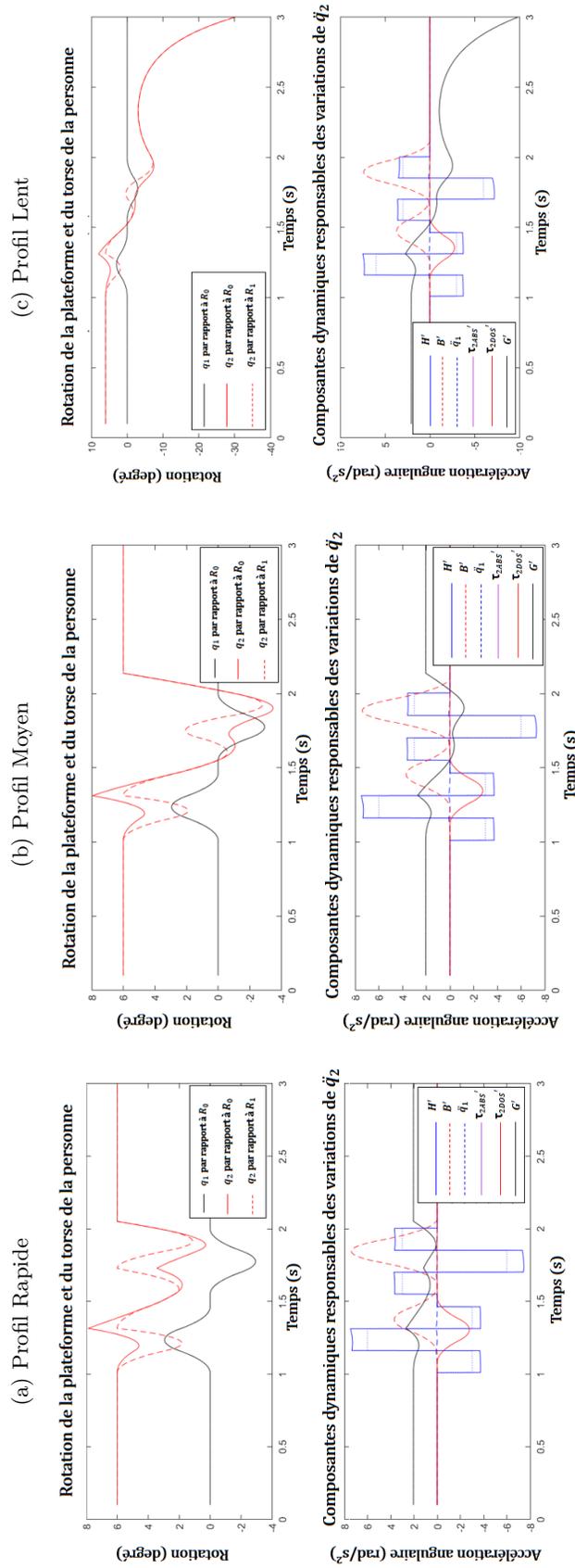
FIGURE A.6 – Cas de perturbation d’une rotation arrière  
Impact de la tonicité sur les résultats du modèle  
Personne se tenant droite



Les rotations  $q_1$  et  $q_2$  sont respectivement les rotations de la plateforme et du torse de la personne

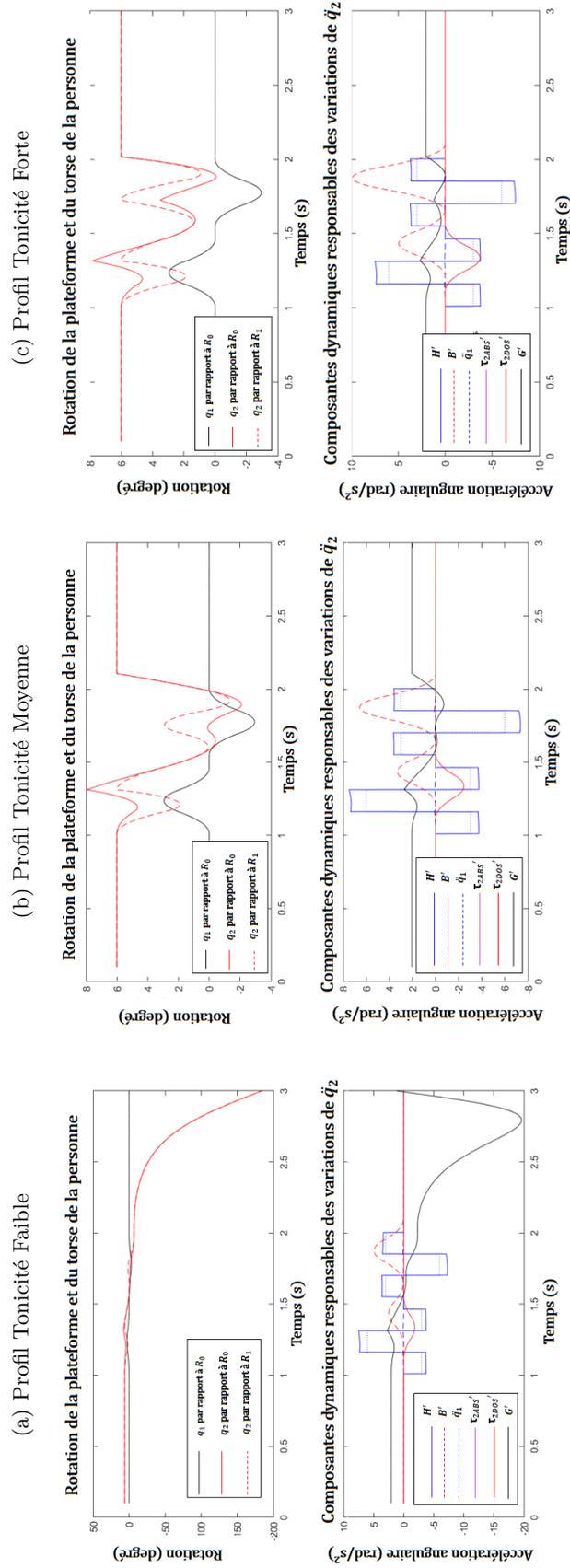
Les Paramètres  $\tau_2'$ ,  $H'$ ,  $B'$ ,  $G'$  et  $\dot{q}_1$  sont explicités dans la partie 4.1.

FIGURE A.7 – Cas de perturbation totale (rotation avant, puis arrière)  
Impact du retard sur les résultats du modèle  
Personne adossée au dossier



Les rotations  $q_1$  et  $q_2$  sont respectivement les rotations de la plateforme et du torse de la personne  
Les Paramètres  $\tau_2'$ ,  $H'$ ,  $B'$ ,  $G'$  et  $\dot{q}_1$  sont explicités dans la partie 4.1.

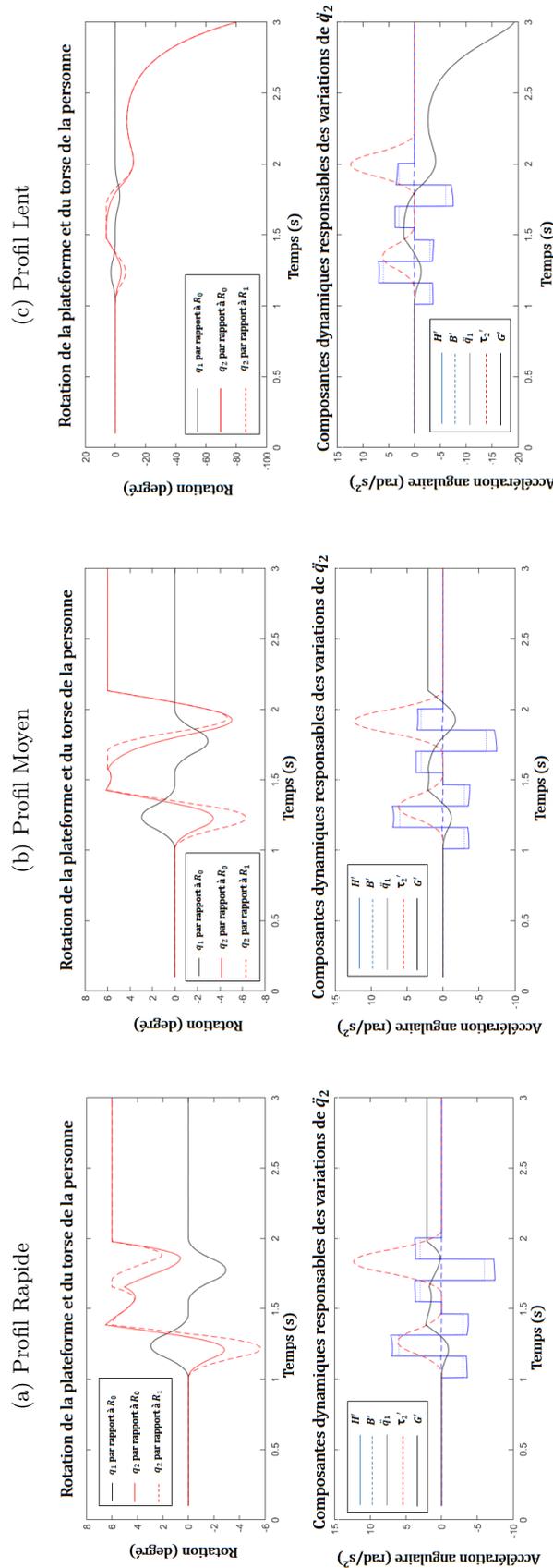
FIGURE A.8 – Cas de perturbation totale (rotation avant, puis arrière)  
Impact de la tonicité sur les résultats du modèle  
Personne adossée au dossier



Les rotations  $q_1$  et  $q_2$  sont respectivement les rotations de la plateforme et du torse de la personne

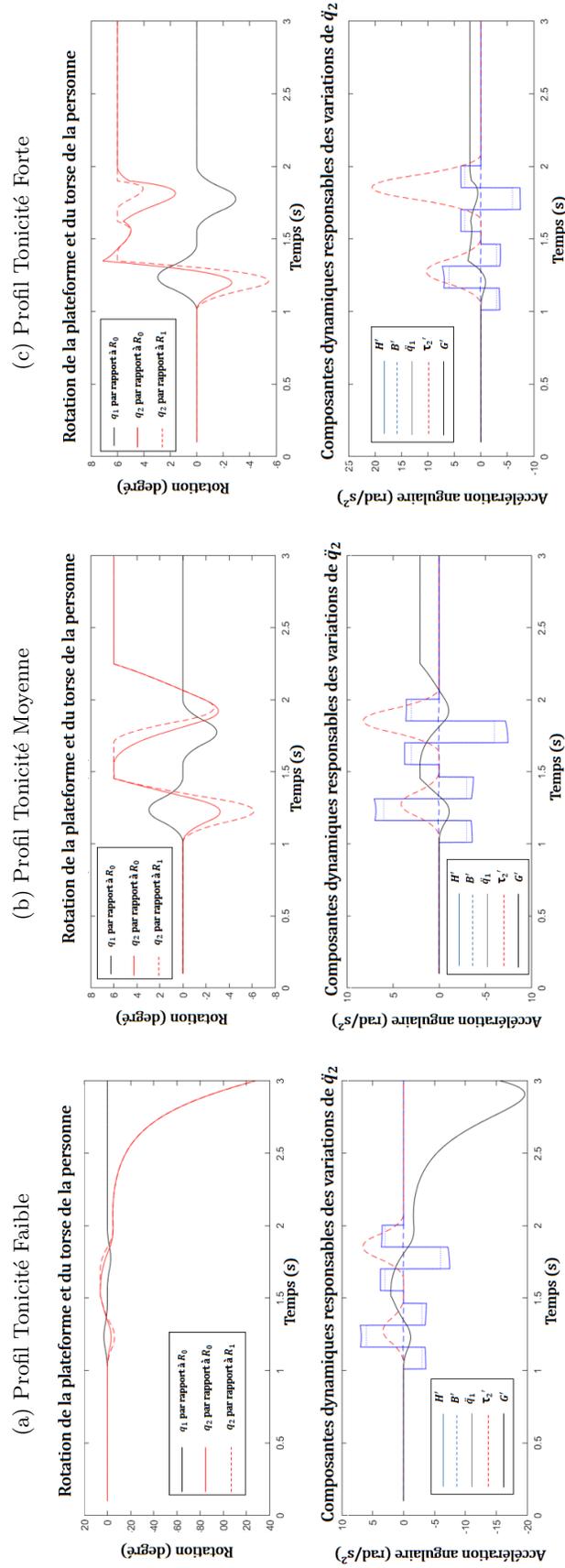
Les Paramètres  $\tau_2'$ ,  $H'$ ,  $B'$ ,  $G'$  et  $\dot{q}_1$  sont explicités dans la partie 4.1.

FIGURE A.9 – Cas de perturbation totale (rotation avant, puis arrière)  
Impact du retard sur les résultats du modèle  
Personne se tenant droite



Les rotations  $q_1$  et  $q_2$  sont respectivement les rotations de la plateforme et du torse de la personne  
Les Paramètres  $\tau_2'$ ,  $H'$ ,  $B'$ ,  $G'$  et  $\dot{q}_1$  sont explicités dans la partie 4.1.

FIGURE A.10 – Cas de perturbation totale (rotation avant, puis arrière)  
Impact de la tonicité sur les résultats du modèle  
Personne se tenant droite



Les rotations  $q_1$  et  $q_2$  sont respectivement les rotations de la plateforme et du torse de la personne

Les Paramètres  $\tau_2'$ ,  $H'$ ,  $B'$ ,  $G'$  et  $\ddot{q}_1$  sont explicités dans la partie 4.1.



## Annexe B

# Mesure des signaux EMG des muscles dorsaux erectors de l'expérience du chapitre 5

FIGURE B.1 – Comparaison des mesures EMG des muscles Dorsaux par rapport à la rotation de la plateforme  
Participant 1

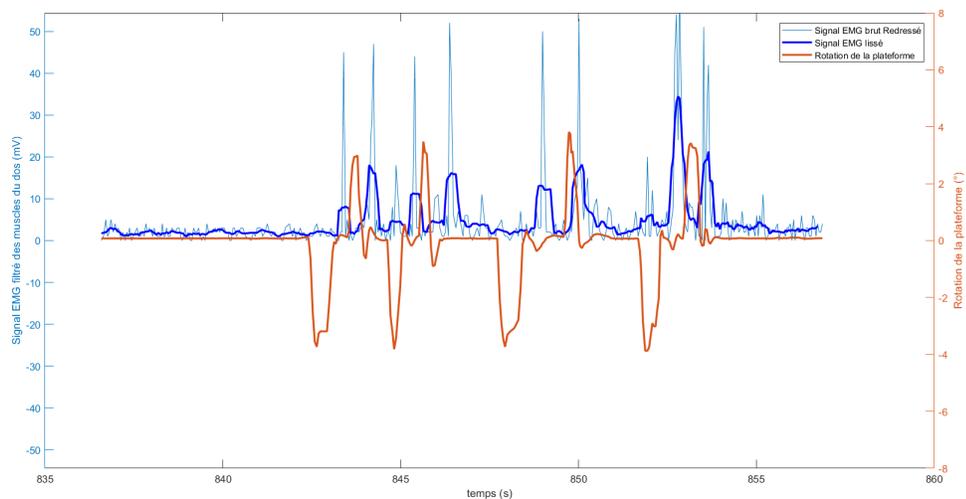


FIGURE B.2 – Comparaison des mesures EMG des muscles Dorsaux par rapport à la rotation de la plateforme  
Participant 2

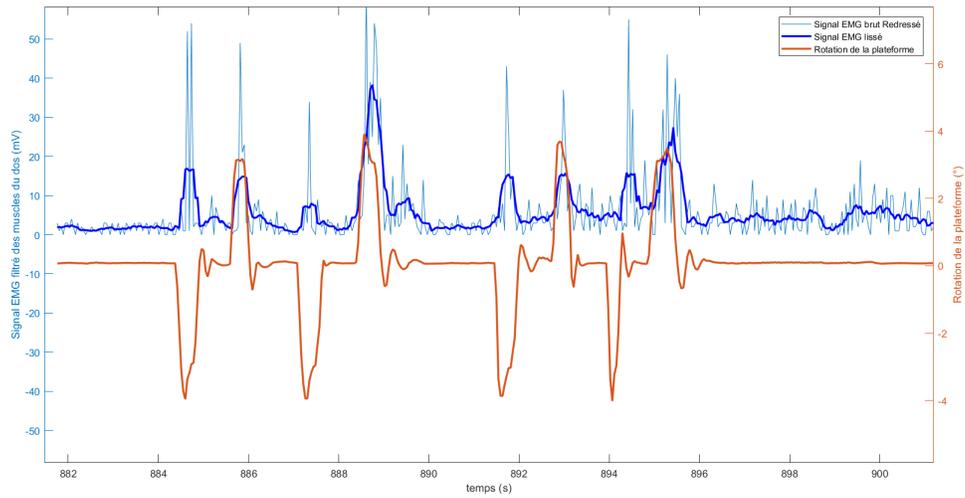


FIGURE B.3 – Comparaison des mesures EMG des muscles Dorsaux par rapport à la rotation de la plateforme  
Participant 3

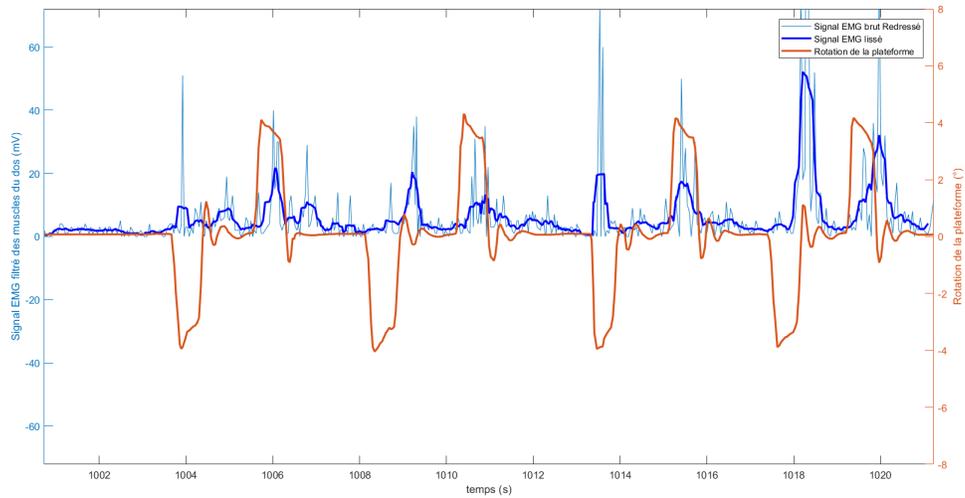


FIGURE B.4 – Comparaison des mesures EMG des muscles Dorsaux par rapport à la rotation de la plateforme  
Participant 4

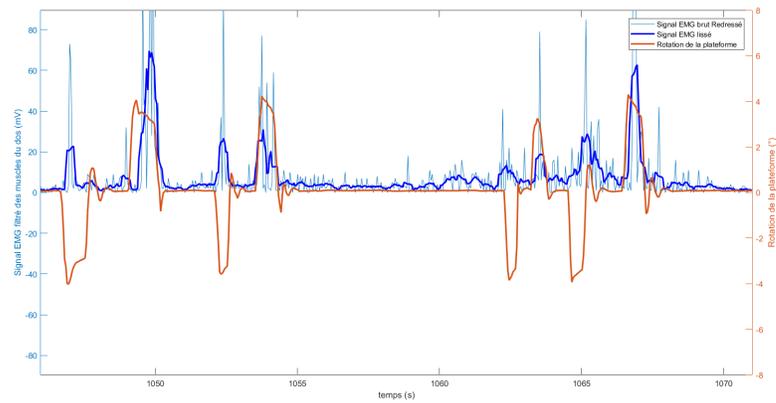


FIGURE B.5 – Comparaison des mesures EMG des muscles Dorsaux par rapport à la rotation de la plateforme  
Participant 5

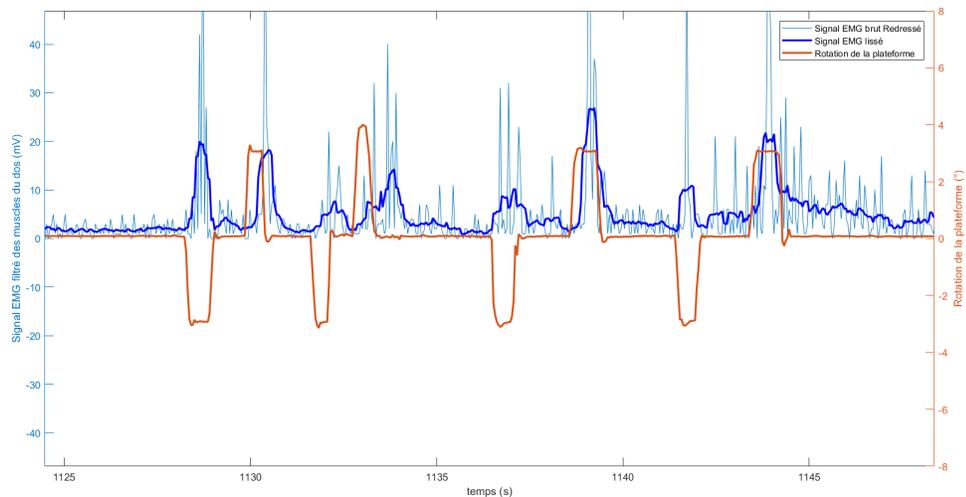


FIGURE B.6 – Comparaison des mesures EMG des muscles Dorsaux par rapport à la rotation de la plateforme  
Participant 6

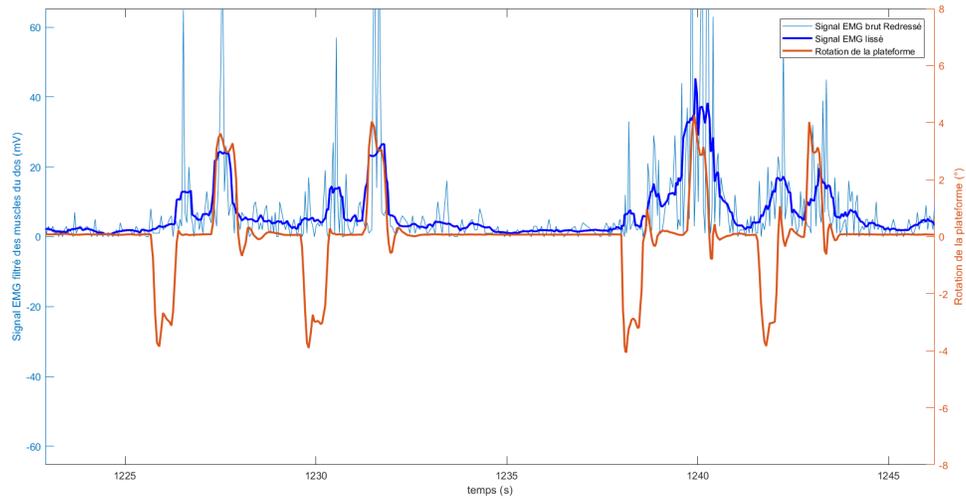


FIGURE B.7 – Comparaison des mesures EMG des muscles Dorsaux par rapport à la rotation de la plateforme  
Participant 7

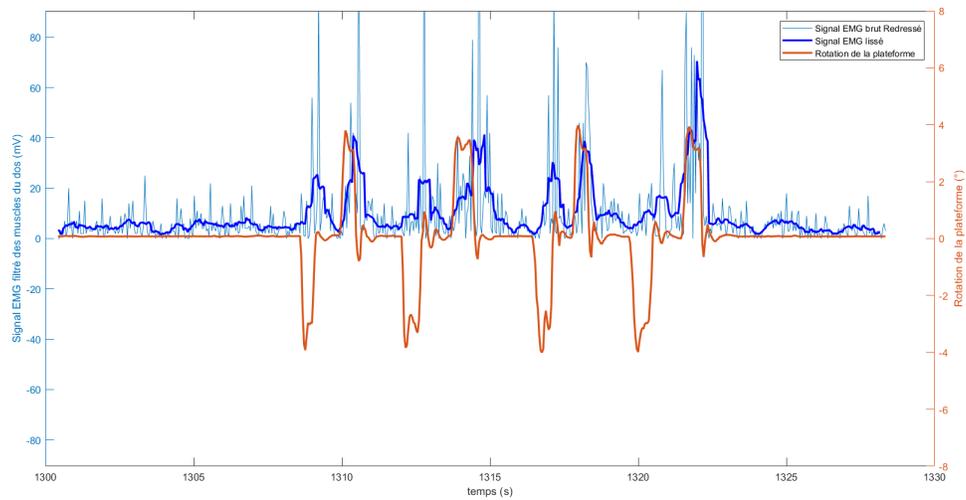


FIGURE B.8 – Comparaison des mesures EMG des muscles Dorsaux par rapport à la rotation de la plateforme  
Participant 8

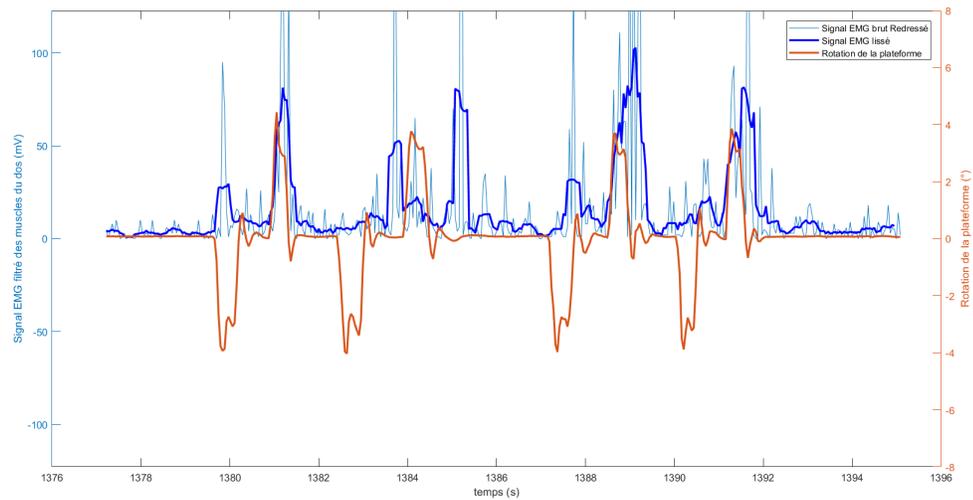


FIGURE B.9 – Comparaison des mesures EMG des muscles Dorsaux par rapport à la rotation de la plateforme Participant 9

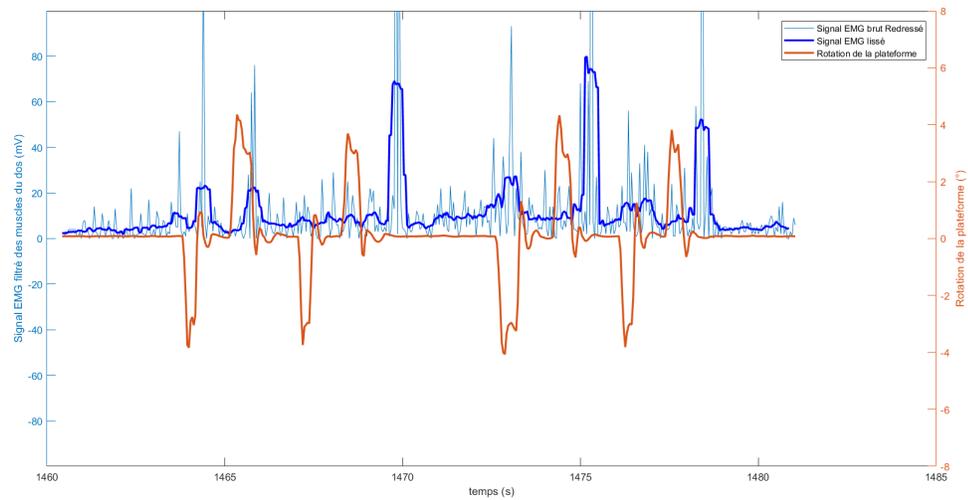


FIGURE B.10 – Comparaison des mesures EMG des muscles Dorsaux par rapport à la rotation de la plateforme  
Participant 10

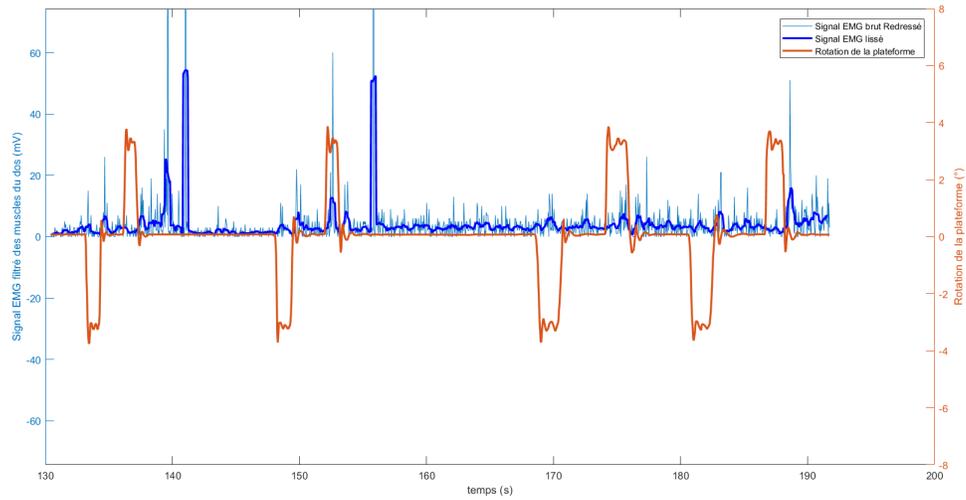


FIGURE B.11 – Comparaison des mesures EMG des muscles Dorsaux par rapport à la rotation de la plateforme  
Participant 11

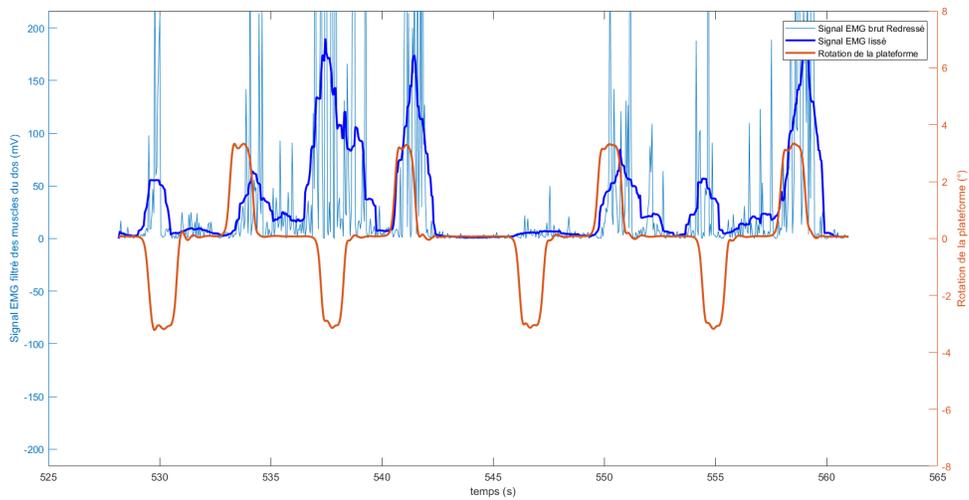
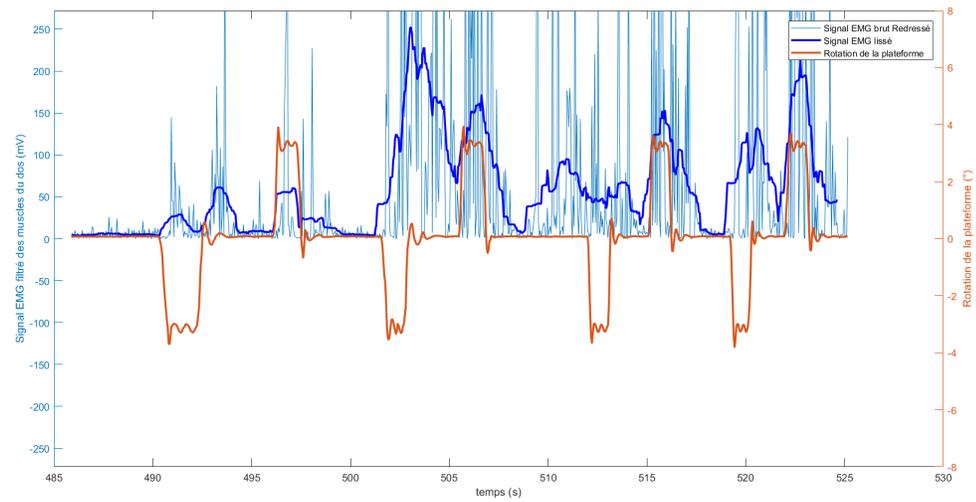


FIGURE B.12 – Comparaison des mesures EMG des muscles Dorsaux par rapport à la rotation de la plateforme  
Participant 12

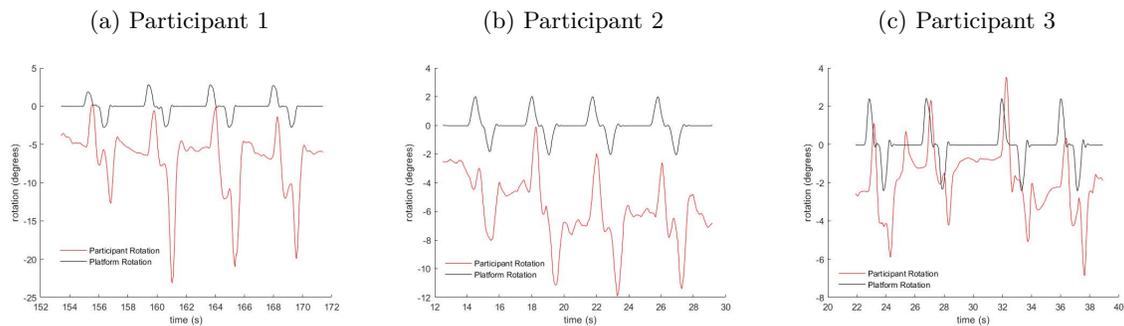




## Annexe C

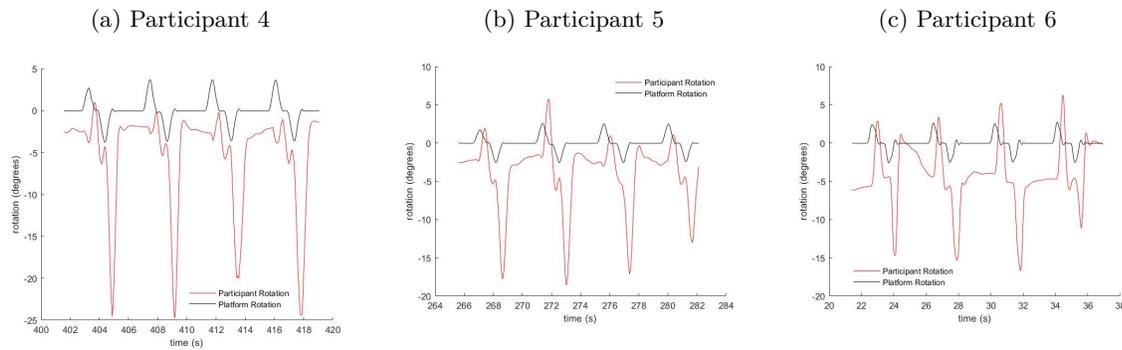
# Mesures des rotations de l'expérience du chapitre 6

FIGURE C.1 – Rotation du tronc des participants par rapport à la rotation de la plateforme  
Participants 1, 2 et 3



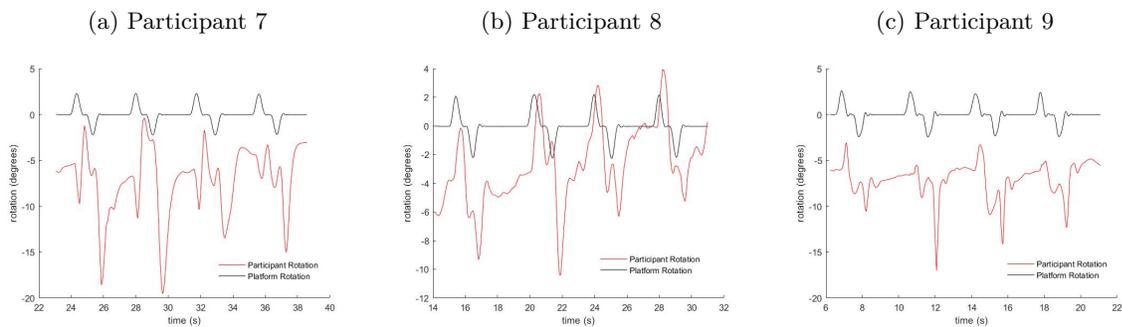
Rotation du tronc de la personne (en rouge) Rotation de la plateforme (en noir)

FIGURE C.2 – Rotation du tronc des participants par rapport à la rotation de la plateforme  
Participants 4, 5 et 6

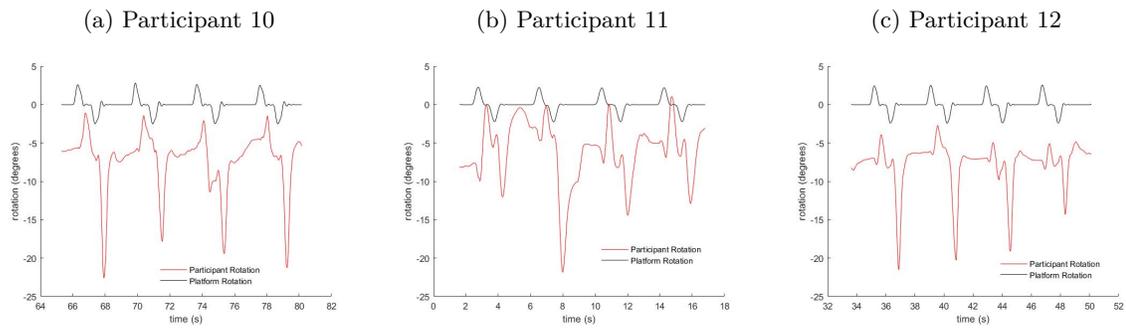


Rotation du tronc de la personne (en rouge) Rotation de la plateforme (en noir)

FIGURE C.3 – Rotation du tronc des participants par rapport à la rotation de la plateforme  
Participants 7, 8 et 9



Rotation du tronc de la personne (en rouge) Rotation de la plateforme (en noir)

FIGURE C.4 – Rotation du tronc des participants par rapport à la rotation de la plateforme  
Participants 10, 11 et 12

Rotation du tronc de la personne (en rouge) Rotation de la plateforme (en noir)