Étude du fauteuil roulant Volting : interaction, commande et assistance

Jhedmar Jhonathan Callupe Luna

▶ **To cite this version:**

Jhedmar Jhonathan Callupe Luna. Étude du fauteuil roulant Volting : interaction, commande et assistance. Automatique / Robotique. Université Paris-Saclay, 2023. Français. NNT : 2023UPASG050 . tel-04345609

HAL Id: tel-04345609
https://theses.hal.science/tel-04345609

Submitted on 14 Dec 2023

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

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

THESE DE DOCTORAT

NNT : 2023UPASG050

Étude du fauteuil roulant Volting : interaction, commande et assistance

Study of the wheelchair Volting: interaction, control and assistance

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 **Eric MONACELLI**, professeur des universités et le co-encadrement de **Yasuhisa HIRATA**, professeur des universités

Thèse soutenue à Paris-Saclay, le 10 novembre 2023, par

Jhedmar Jhonatan CALLUPE LUNA

Composition du Jury

Membres du jury avec voix délibérative

Marie BABEL Professeure des Universités, INSA de Rennes	Présidente et Rapporteur
Patrick HENAFF Professeur des Universités, ENIB - LabSTICC	Rapporteur & Examinateur
Judith DEUTSCH Professeure des Universités, Rutgers School of Health Professions (USA)	Examinatrice
Rindra NARISON Docteur, Centre de Réadaptation et de Rééducation Fonctionnelles Le Bourbonnais & SAMSAH - UGECAM BFC	Examinateur

université PARIS-SACLAY

ÉCOLE DOCTORALE
Sciences et technologies de l'information et de la communication (STIC)

Titre : Étude du fauteuil roulant Volting : interaction, commande et assistance

Mots clés : Robotique, Fauteuil roulant, Assistances, Danse, Interactions Homme-Machine, Réhabilitation

Résumé : Une grande partie des solutions de mobilité pour les fauteuils roulants se concentre sur l'aide au déplacement de l'utilisateur. La plupart des fauteuils roulants visent à offrir une solution adaptée pour assurer la conduite adaptée et la stabilité pour l'utilisateur. Le projet Volting, développé au LISV depuis 2020, propose une nouvel axe d'étude. Il s'agit du développement d'un fauteuil roulant capable d'offrir une plus grande mobilité posturale pour l'utilisateur basée sur une inclinaison latérale.

L'objectif suivi dans le projet Volting est de proposer une réappropriation de son corps avec ce déséquilibre. Dans cette optique, une première proposition a été réalisée. Elle consiste en un fauteuil roulant capable de basculer latéralement proportionnellement à l'inclinaison de l'utilisateur. Cette liberté de mouvement supplémentaire donne à l'utilisateur une plus grande capacité de gestes corporels. C'est dans ce contexte que la danse en fauteuil roulant a été choisie comme domaine d'application.

Dans cette thèse, le prototype Volting a été étudié sous trois points de vue : l'interaction, la commande et l'assistance.

Tout d'abord, l'interaction entre l'utilisateur et Volting fait référence à la relation entre d'inclinaison du tronc de l'utilisateur et d'inclinaison de Volting. Elle a été analysée afin de rechercher un comportement approprié. Ainsi, une analyse du modèle a été réalisée pour étudier les paramètres impliquées dans cette interaction. Des expériences ont montré que l'utilisation de notre modèle fournit les paramètres appropriés pour une cinématique correcte.

Le deuxième axe d'étude porte sur le contrôle du Volting par son usager. Ainsi, l'utilisation d'un dispositif multi-capteurs, appelé WISP, a été proposée. Ce dispositif prend comme entrées de commande la posture du tronc de la personne ou la position de ses mains afin de contrôler le Volting. La logique de contrôle mise en œuvre permet à l'utilisateur de contrôler le fauteuil roulant avec une plus grande liberté dans l'exécution de gestes. WISP a été testé par une professionnelle et une amatrice de la danse en fauteuil roulant. Cela montre leur adaptation rapide dans l'utilisation du dispositif. Cela montre aussi leur motivation envers la pratique de sa danse.

Le troisième axe d'étude porte sur l'utilisation de l'assistant à l'inclinaison, nommé "Glissiere" dans Volting. Ce dispositif repose sur le décalage de l'assise de l'utilisateur pour favoriser ou contrer l'inclinaison latérale de Volting et donc du corps de l'usager. Pour pré-évaluer cette solution, des expériences ont ainsi montré que des utilisateurs présentant différentes morphologies, qui n'arrivaient pas à utiliser Volting à sa pleine capacité, pouvaient utiliser Volting grâce à cet assistant.

université PARIS-SACLAY

ÉCOLE DOCTORALE
Sciences et technologies de l'information et de la communication (STIC)

Title : Study of the wheelchair Volting: interaction, control and assistance

Keywords : Robotics, Wheelchair, Assistances, Dance, Human-Machine Interactions, Rehabilitation

Abstract : A significant portion of mobility solutions for wheelchairs focuses on assisting the user's movement. Most wheelchairs aim to provide a tailored solution that ensures appropriate driving and stability for the user. The Volting project, developed at LISV since 2020, introduces a new research direction: the development of a wheelchair capable of offering enhanced postural mobility for the user based on lateral tilting.

The main objective pursued in the Volting project is to propose a reappropriation of the user's body with the imbalance caused by the tilting. In this regard, an initial proposition was made, consisting of a wheelchair capable of tilting laterally in proportion to the user's inclination. This additional freedom of movement provides the user with a greater capacity for bodily gestures, and it is in this context that wheelchair dancing was chosen as the application domain.

In this thesis, the Volting prototype was studied from three perspectives: interaction, control, and assistance.

Firstly, the interaction between the user and Volting refers to the relationship between the user's trunk inclination and the tilt of the Volting wheelchair. It was analyzed to find an appropriate behavior. Consequently, a model analysis was conducted to study the parameters involved in this interaction. Experiments demonstrated that the use of our model provided the appropriate parameters for correct kinematics.

The second focus of this study is on the user's control of the Volting wheelchair. For this purpose, the use of a multi-sensor device called WISP was proposed. This device takes the user's trunk posture or hand position as input commands to control Volting. The implemented control logic allows the user to control the wheelchair with greater freedom in executing gestures. WISP was tested by a professional and an amateur wheelchair dancer, showing their quick adaptation to the device's use and their motivation towards dance practice.

The third area of investigation concerns the use of the incline assistant, named "Glissiere" in Volting. This device relies on shifting the user's seat to promote or counteract the lateral tilt of the Volting wheelchair and, consequently, the user's body tilt. To pre-evaluate this solution, experiments showed that users with different morphologies, who were unable to use Volting to its full capacity, could use Volting with the assistance of "Glissiere."

Remerciements

La finalisation de cette étape de ma vie à travers la rédaction de cette thèse est pour moi un rêve que je n'avais jamais imaginé réaliser. Cependant, parvenir à ce moment n'est pas le fruit de mes seuls efforts, mais celui de nombreuses personnes qui m'ont accompagné tout au long du chemin.

Je tiens à exprimer ma gratitude envers mon directeur de thèse, le professeur Eric Monacelli, pour m'avoir guidé et accompagné avec tant de bienveillance et de patience pendant tout ce temps. Travailler à ses côtés a été extrêmement gratifiant, et je lui serai toujours reconnaissant pour tout ce qu'il a fait pour moi.

Je souhaite également remercier mon collègue, Juan Martinez, avec qui j'ai travaillé sur ce projet. À maintes reprises, lorsque j'étais sur le point d'abandonner, il m'a tendu la main et les choses ont pu avancer. Merci infiniment pour tout ton soutien et ton amitié.

Je remercie également chacun des membres du laboratoire LISV. Ils m'ont constamment soutenu de différentes manières pendant cette période, et je leur suis d'autant plus reconnaissant pour la qualité de leurs relations humaines. Travailler avec eux est si agréable que parfois, j'aimerais rester là pour toujours.

Je tiens également à exprimer ma gratitude envers mes parents. Ils m'ont toujours soutenu autant qu'ils le pouvaient, parfois même au-delà de leurs moyens. Je les admire énormément et je leur serai toujours très reconnaissant pour cela. À mon frère et mes sœurs, pour les nombreuses joies qu'ils m'ont toujours procurées et qu'ils continuent de me donner malgré la distance. À mon épouse, qui m'a soutenu inconditionnellement et a joyeusement partagé ce chemin avec moi. Chère famille, vous êtes tout pour moi et je vous remercie chacun d'entre vous d'avoir été à mes côtés à chaque instant de ma vie. Je vous aime énormément.

J'ai en tête bien d'autres personnes, et je sais que cette page ne suffirait pas pour les mentionner toutes. De nombreux amis, collègues et professeurs m'ont accompagné à différentes étapes. Je leur suis infiniment reconnaissant pour tout ce qu'ils ont fait pour moi.

Table des matières

Table des figures **9**

Liste des tableaux **12**

1 Introduction **14**
1.1 Contexte 14
1.2 Contexte applicatif : Danse en fauteuil roulant 15
1.3 Problématique 16
1.3.1 Mouvements limités à 2DDL 16
1.3.2 Gestion de la conduite 18
1.4 Bilan 19
1.5 Le projet Volting 20
1.6 Objectif 21
1.7 Plan de la thèse 22

2 Mobilité en fauteuil roulant **23**
2.1 Introduction 23
2.1.1 Mobilité inclusive et accessibilité 23
2.1.2 Mobilité inclusive vs Temps, Espace et Services 25
2.1.3 Conclusion 26
2.2 Mobilité en fauteuil roulant 27
2.2.1 Introduction 27
2.2.2 Types de fauteuil roulants 27
2.2.3 Conclusion 31
2.3 Activité physique adaptée 32
2.3.1 Definition 32
2.3.2 L'APA et le sport 32
2.3.3 L'accès au sport en fauteuil roulant 32
2.4 Fauteuils Roulants à mobilité augmentée 34
2.4.1 Introduction 34
2.4.2 Exemples de fauteuils roulants à mobilité augmentée 34
2.5 Conclusion 37

3 VOLTING **39**
3.1 Introduction . . . 39
3.1.1 Contexte . . . 39
3.1.2 Proposition . . . 41
3.1.3 Objectif du chapitre . . . 42
3.2 Analyse mathématique du système . . . 43
3.2.1 Représentation en double pendule inversé . . . 43
3.2.2 Mécanisme d'inclinaison latérale . . . 43
3.2.3 Dynamique directe . . . 45
3.3 Calcul des actionneurs passifs . . . 51
3.3.1 Méthodologie . . . 51
3.3.2 Considérations préliminaires . . . 51
3.3.3 Paramètres de conception . . . 53
3.3.4 Résultat . . . 55
3.4 Évaluation expérimentale de l'inclinaison dans Volting . . . 56
3.4.1 Proposition . . . 56
3.4.2 Protocole . . . 57
3.4.3 Résultats . . . 58
3.5 Discussion . . . 61
3.5.1 Analyse générale de l'inclinaison du système . . . 61
3.5.2 Test d'inclinaison avec une danseuse professionnelle en fauteuil roulant . . . 61
3.6 Conclusion . . . 63

4 WISP : Assistant à la conduite **64**
4.1 Introduction . . . 64
4.1.1 Propulsion dans la danse en fauteuil roulant manuel . . . 64
4.1.2 État de l'art des dispositifs de monitorage postural . . . 65
4.2 Proposition . . . 69
4.2.1 Description . . . 69
4.2.2 Instrumentation . . . 70
4.2.3 Principe de fonctionnement . . . 71
4.3 Méthodologie pour la mise en application du WISP . . . 73
4.4 Collaboratrices dans le projet Volting . . . 74
4.5 Expérience 1 : Ajustement du système à la danse en fauteuil roulant (Gladys) . . . 75
4.5.1 Danseuse professionnelle en fauteuil roulant . . . 75
4.5.2 Séances d'utilisation de Volting dans la danse en fauteuil roulant 76
4.5.3 Résultats et discussion . . . 77
4.6 Expérience 2 : Adaptation d'un usager de fauteuil roulant à Volting (Monia) . . . 81
4.6.1 Étape 1 : Analyse initiale du participant . . . 81
4.6.2 Étape 2 : Première approche de Volting . . . 82
4.6.3 Étape 3 : Séances d'entraînement avec Volting . . . 85
4.6.4 Etape 4 : Analyse finale du participant . . . 91

4.7 Discussion . . . 93
4.7.1 Formation avec une danseuse professionnelle (Gladys) . . . 93
4.7.2 Formation avec une utilisatrice non sportive (Monia) . . . 93
4.8 Conclusion . . . 95

5 Assistant à l'inclinaison : Glissière 97
5.1 Introduction . . . 97
5.1.1 Besoin d'assistance pour l'inclinaison . . . 98
5.1.2 État de l'art : Dispositifs d'aide à la posture . . . 98
5.2 Proposition . . . 101
5.2.1 Description . . . 101
5.2.2 Développement mécanique . . . 102
5.3 Modèle mathématique . . . 107
5.3.1 Introduction . . . 107
5.3.2 Représentation . . . 107
5.3.3 Modèle . . . 108
5.4 Méthodologie pour la mise en application de la Glissiere . . . 112
5.5 Expérimentation avec des utilisateurs valides . . . 113
5.5.1 Protocole . . . 113
5.5.2 Résultats . . . 118
5.5.3 Discussion . . . 122
5.6 Expérimentation avec un utilisateur en situation de handicap . . . 123
5.6.1 Protocole . . . 123
5.6.2 Résultats . . . 124
5.6.3 Discussion . . . 128

6 Conclusion 129
6.1 Bilan du travail effectué . . . 129
6.1.1 Volting : Interaction avec l'utilisateur . . . 130
6.1.2 WISP : Assistante à la conduite . . . 131
6.1.3 Glissiere : Assistante à l'inclinaison . . . 132
6.2 Perspectives . . . 133
6.3 Publications . . . 134

Bibliographie 135

A Adaptation de l'utilisateur à Volting : Questionnaire 1 i

B Adaptation de l'utilisateur à Volting : Questionnaire 2 iii

C Adaptation de l'utilisateur à Volting : Questionnaire 3 v

D Adaptation de l'utilisateur à Volting : Questionnaire 4 viii

E Questionnaire sur le test statique de la Glissiere x

F Questionnaire sur le test dynamique de la Glissiere **xiii**

Table des figures

1.1 Mouvements de base dans un fauteuil roulant 17
1.2 Fauteuil roulant de danse 19
1.3 Évolution du projet Volting 20
1.4 Prototype utilisé dans cette thèse 21

2.1 Transport urbain en fauteuil roulant manuel 28
2.2 Détection des mouvements oculaires pour la commande de fauteuils roulants électriques [18] 29
2.3 Fauteuil roulant pour le trekking [19] 29
2.4 Fauteuil roulant pour le tennis [21] 30
2.5 Mécanisme de fauteuil roulant pour monter les escaliers [22] 31
2.6 Gyrolift, système de verticalisation [32] 35
2.7 Rolling Dance Chair [35] 36
2.8 Fauteuils roulants Tilt-In-Space [38] 37

3.1 Danseuse professionnelle effectuant une inclinaison latérale en fauteuil roulant manuel. 40
3.2 Évolution du projet Volting 40
3.3 L'équipe Volting : Juan Martinez, Jhedmar Callupe et Eric Monacelli (présentés de gauche à droite) 41
3.4 Volting, un fauteuil roulant à mobilité augmentée 42
3.5 Volting-utilisateur modélisé comme un double pendule inversé avec suspensions 43
3.6 Analyse cinématique du mécanisme d'inclinaison latérale. 44
3.7 Définition des systèmes de référence en situation inclinée 46
3.8 Position de référence : utilisateur de fauteuil roulant avec les mains étendues. 52
3.9 Longueur des segments du corps exprimée en fraction de la taille du corps H [41] 54
3.10 Configuration de l'expérience 58
3.11 Inclinaison de Volting par rapport à l'usager pour k=5,36N/mm . . . 59
3.12 Inclinaison de Volting par rapport à l'usager pour k=7,5N/mm 60
3.13 Inclinaison de Volting par rapport à l'usager pour k=11,27N/mm . . 60
3.14 Gestes d'inclinaison latérale avec Volting 62

4.1 Vicon, caméra de capture de mouvement [59] 66
4.2 Contrôle de la TV par analyse d'image [62] 66
4.3 Capteur inertiel [78] 67
4.4 WISP, assistant à la conduite 69
4.5 Structure électronique de WISP basé sur 3 capteurs inertiels : S1 positionné sur le tronc, S2 positionné sur la main gauche, S3 positionné sur la main droite. 70
4.6 Postures de l'utilisateur pour diriger le dispositif Volting à l'aide du tronc : A) en avant, B) en arrière, C) vers la gauche et D) vers la droite. 72
4.7 Postures pour le déplacement du dispositif Volting en utilisant le capteur positionné sur la main droite : A) en avant, B) en arrière, C) tournant vers la gauche et D) tournant vers la droite. 72
4.8 Collaboratrices dans le projet Voltings 74
4.9 Gladys Foggea, danseuse professionnelle en fauteuil roulant, soutenant Maxime Thomas sur son fauteuil roulant [81] 75
4.10 Séances de laboratoire au LISV : Gladys Foggea et Maxime Thomas . 76
4.11 Résidence : Sensibilisations des enfants de l'ESAT de Bruyeres-le-Châtel 77
4.12 Prototypes de Volting développés au cours de cette thèse. 79
4.13 Spectacle A la Verticale de Soi à Créteil 80
4.14 Utilisatrice en fauteuil roulant employant le dispositif WISP 82
4.15 Monia contrôlant Volting à distance. 83
4.16 Monia conduisant Volting en compagnie d'une autre personne 84
4.17 Monia conduisant Volting en autonomie 84
4.18 Trajectoire effectuée lors du test en laboratoire 85
4.19 Monia effectuant la conduite de Volting sur la trajectoire en laboratoire. 86
4.20 Inclinaisons latérales maximales atteintes lors des premiers tests en laboratoire. 87
4.21 Trajectoire effectuée lors du test en gymnase 88
4.22 Monia effectuant la conduite de Volting sur la trajectoire en gymnase. 88
4.23 Inclinaison latérale maximale atteinte lors des tests en gymnase . . . 89
4.24 Inclinaisons latérales maximales atteintes lors des derniers tests en laboratoire 91
4.25 Trajectoire réalisée dans les essais 92
4.26 Spectacle élaboré par l'équipe de Volting : «YES WE DANCE» . . . 95

5.1 Inclinaison latéral dans le dispositif Volting 97
5.2 Dispositif d'aide à la posture WRAPS [86] 99
5.3 Corset dynamique pour la correction des postures [87] 100
5.4 Corset dynamique pour la correction des postures [88] 101
5.5 Principe d'assistance à l'inclinaison grâce au système Glissière. 102
5.6 Système Glissière et ses composantes 103
5.7 Forces agissant dans le système Glissière 103
5.8 Rapport de puissance d'entrée et de sortie 106
5.9 Modèle de Volting avec glissière 107
5.10 Forces avec glissière 108

5.11 Mécanisme d'inclinaison latérale 110
5.12 Inclinaison simple dans l'expérience statique 114
5.13 Inclinaison en rotation dans l'expérience dynamique (pirouette) . . . 114
5.14 Caméras Vicon et positionnement des marqueurs 116
5.15 Positionnement des capteurs EMG 117
5.16 Inclinaisons latérales de l'expérience statique 118
5.17 Inclinaisons latérales de l'expérience dynamique 119
5.18 Activité EMG normalisée dans l'expérience statique : Valides 120
5.19 Activité EMG normalisée dans l'expérience dynamique : Valides . . . 121
5.20 Monia réalisant l'inclinaison simple dans l'expérience statique 124
5.21 Monia réalisant l'inclinaison en rotation dans l'expérience dynamique 124
5.22 Inclinaisons latérales de l'expérience statique 125
5.23 Inclinaisons latérales de l'expérience dynamique 125
5.24 Activité EMG normalisée dans l'expérience statique : PSH 126
5.25 Activité EMG normalisée dans l'expérience dynamique : PSH 126

Liste des tableaux

3.1 Masse des membres du corps employés pour le Segment 1 53
3.2 Masse des membres du corps employés pour le Segment 2 55

4.1 Critères de sélection des capteurs de suivi postural 68
4.2 Principales améliorations réalisées dans la construction du nouveau prototype. 78
4.3 Principaux paramètres réglés lors des sessions avec Volting. 80
4.4 Résumé des réponses fournies par Monia à l'étape 1. 82

5.1 Caractéristiques des participants valides 113
5.2 Résumé des réponses fournies par Monia concernant l'expérience statique 127
5.3 Résumé des réponses fournies par Monia concernant l'expérience dynamique 127

Chapitre 1

Introduction

1.1 Contexte

Une définition du handicap, selon Tom Shakespeare [1], repose sur la notion de déficience telle que définie cliniquement. Le handicap se manifeste chez une personne présentant un niveau significatif de déficience physique, sensorielle ou mentale qui affecte son activité quotidienne dans un projet de vie spécifique. Le caractère handicapant résulte d'une interaction déficiente entre ce projet, la déficience et l'environnement. Suite à un traumatisme physique ou à une maladie neuromusculaire, les individus présentent généralement une perte de mobilité des membres ou une faiblesse musculaire, entraînant une réduction substantielle de la mobilité [2]. Cependant, cette perte peut également survenir avec l'avancée en âge ou lors d'une phase temporaire telle que la convalescence ou la fatigue.

Cette mobilité réduite conduit à une diminution considérable de l'activité physique quotidienne, ce qui entraîne une détérioration de l'état physique du patient et, par conséquent, de son projet de vie. Il est fréquent que cet impact ait également des répercussions sur les aspects psychologiques et sensoriels. Par conséquent, les phases de rééducation et de physiothérapie globales revêtent une importance capitale pour permettre aux patients d'améliorer leur qualité de vie et leur bien-être [3].

Afin d'introduire une pratique à la fois motrice et motivante, diverses activités et sports adaptés ont été développés au fil du temps pour améliorer le bien-être des personnes à mobilité réduite. L'un des sports les plus populaires est la danse en fauteuil roulant. Il représente une forme ultime d'expression permettant la libération volontaire des émotions à travers des mouvements. La danse implique également des notions de précision, de coordination et de collaboration avec plusieurs personnes, ce qui en fait une activité complète.

Ainsi, l'utilisateur peut réaliser des activités physiques tout en profitant de la musique et des différents gestes de danse. De ce point de vue, les applications de la danse démontrent un potentiel intéressant en terme de stimulation, sans même avoir recours à de grands espaces ou être en extérieur.

De même, il existe aujourd'hui de nombreuses associations de danse adaptée pour les personnes en fauteuil roulant manuel ou électrique, qu'elles soient amateurs ou professionnelles.

1.2 Contexte applicatif : Danse en fauteuil roulant

La danse est considérée comme étant un art fondamental qui implique une expression directe à travers l'utilisation de mouvements corporels, d'expressions et de postures. Traditionnellement, elle était associée aux arts de la scène et n'était pas considérée comme offrant un quelconque avantage pour la santé [4], [5].
Cependant, au cours des dernières décennies, de nombreuses études montrent les bénéfices de la danse pour les fonctions sensorielles, émotionnelles, cognitives et motrices chez les personnes en situation de handicap et les personnes âgées.

Sur le plan émotionnel, la danse peut être aussi bénéfique que le jogging, le vélo, la natation ou courir sur un tapis roulant. La danse est une expérience de l'esprit et du corps qui augmente l'apport sanguin au cerveau, fournit une échappatoire pour libérer l'expression émotionnelle, permet la créativité et son aspect socialisant réduit le stress, la dépression et la solitude [4].

Sur le plan cognitif, un mode de vie sédentaire prolongé arrête l'apprentissage cognitif. Cependant, la danse est capable de le stimuler car elle génère une stimulation cérébrale et améliore la perception de l'espace. La danse peut également être effectuée comme un exercice d'intensité modérée et faible chez les personnes en situation de handicap [6]. Ces exercices produisent des augmentations soutenues des niveaux de neurotrophines qui sont des protéines endogènes chargées de soutenir les processus de plasticité cérébrale, et peuvent éventuellement médier les effets bénéfiques de l'exercice sur le cerveau.

Sur le plan physique, des études ont également montré que la danse permet la récupération de certaines habiletés motrices telles que l'équilibre chez les personnes atteintes de la maladie de Parkinson [7]. De même, la recherche dans la littérature évalue le potentiel de la danse en tant que thérapie et traitement stratégique pour la construction neurophysiologique chez les patients atteints de lésions cérébrales [8].

1.3 Problématique

Malgré les divers avantages physiques, psychologiques et cognitifs que peut offrir la pratique d'un sport, le nombre de personnes en situation de handicap qui s'y adonnent demeure très limité [9]. En effet, les individus en situation de handicap signalent un risque double d'inactivité physique par rapport à ceux sans handicap, en raison des obstacles supplémentaires qu'ils rencontrent. Entre les raisons possibles, on peut mentionner les barrières psychologiques dues à la perspective parfois négative envers les personnes en situation de handicap, les décrivant parfois comme incapables d'accomplir leurs activités quotidiennes par elles-mêmes. De plus, l'accessibilité en milieu urbain joue un rôle important, car de nombreuses constructions actuelles ne disposent pas d'installations adaptées, limitant ainsi l'accès des personnes en situation de handicap aux lieux publics. Enfin, il est important de souligner le manque d'entraîneurs pour les sports en fauteuil roulant. De plus, le coût des équipements d'entraînement pour les personnes en situation de handicap peut être très élevé, ce que toutes les familles ne peuvent pas se permettre [10].

Par ailleurs, il est noté que de nombreux sports adaptés tels que le tennis ou le basket en fauteuil roulant exigent une habileté physique considérable, ce qui pourrait avoir un effet décourageant sur les utilisateurs. Cependant, même dans le cas de sports à faible intensité tels que la danse en fauteuil roulant, la participation des utilisateurs en fauteuil roulant reste limitée. Dans cette optique, il est impératif que tant le sport que le fauteuil roulant visent à maximiser l'inclusivité, en offrant aux personnes en situation de handicap des opportunités qui tiennent compte de leurs diverses capacités physiques selon leur condition. Par conséquent, il a été constaté que malgré les importantes améliorations apportées aux fauteuils roulants sportifs depuis plus de 40 ans [11], [12], il n'y a pas de changement significatif dans le niveau de mobilité possible.

À cet égard, au sein des capacités actuelles des fauteuils roulants, deux problèmes majeurs sont identifiables : la limitation du mouvement en deux dimensions et la gestion de la conduite. Ces deux approches sont ensuite exposées dans le contexte de la danse en fauteuil roulant.

1.3.1 Mouvements limités à 2DDL

La danse est une activité sportive qui permet l'expression des émotions à travers les mouvements du corps. En conséquence, les mouvements adoptés ne sont pas soumis à un schéma préétabli, mais plutôt caractérisés par une spontanéité affranchie, étroitement liée à la créativité et à la perception individuelle. Ainsi, la danse en fauteuil roulant confère à l'utilisateur la liberté d'effectuer les mouvements qu'il souhaite [13]. Le poids est important, mais pas seulement.

En prenant en considération la liberté de mouvement durant la danse en fauteuil roulant, l'individu devrait être en mesure d'explorer sa mobilité corporelle de manière étendue. Sur cette base, le fauteuil roulant doit être en mesure de favoriser cette exploration. Cependant, une analyse des mouvements réalisables en fauteuil roulant a conduit à la conclusion que ses mouvements sont restreints (hors acrobaties), pouvant se diviser en deux catégories distinctes :

Déplacement linéaire : Déplacement vers l'avant ou vers l'arrière. Ce déplacement est obtenu lorsque les roues sont poussées dans la même direction.

Rotation : Rotation effectuée sur place vers la gauche ou vers la droite. Ce mouvement est exécutée en poussant les roues dans des directions opposées.

En ce sens, on peut dire que le fauteuil roulant est limité à deux degrés de liberté. De même, bien que cette analyse ait été réalisée pour un fauteuil roulant manuel, il est possible d'affirmer que la plupart des fauteuils roulants électriques présentent une capacité similaire en termes de degrés de liberté lors du mouvement. L'utilisateur est alors limité à se déplacer dans un seul plan bidimensionnel comme illustré dans la Figure 1.1. Dans notre approche, c'est une limite que l'on va chercher à briser.

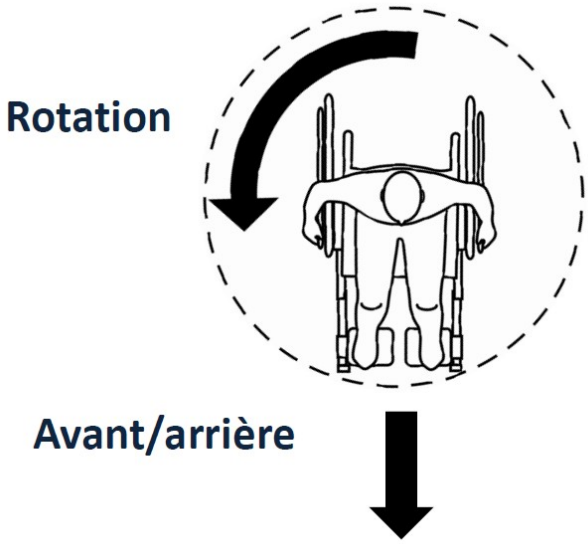


FIGURE 1.1 – Mouvements de base dans un fauteuil roulant

Ainsi, les mouvements exécutés avec un fauteuil roulant (manuel ou électrique classique) se résument en déplacements linéaires, en rotations ou en une combinaison de ces deux mouvements. En ce sens, l'utilisateur perçoit que son corps est continuellement en mouvement dans un plan bidimensionnel, puisque le siège se déplace

toujours de manière parallèle au sol. C'est pourquoi nous pouvons affirmer qu'un fauteuil roulant classique se restreint à deux degrés de liberté.

Ainsi, si nous souhaitons offrir une plus grande liberté de mouvement à l'utilisateur en fauteuil roulant, la limite de 2 degrés de liberté doit être repoussée. De plus, ceci devrait être possible non seulement pour les utilisateurs professionnels, capables de se mouvoir dans plus de directions grâce à l'exécution d'acrobaties, mais même pour les personnes qui ne pratiquent aucun sport.

1.3.2 Gestion de la conduite

Pour les utilisateurs en situation de handicap nécessitant un fauteuil roulant, ce dispositif peut être considéré comme une extension de leur corps. De ce point de vue, au cours de leurs activités quotidiennes ou au sein d'une pratique sportive, le fauteuil roulant peut être assimilé aux "membres inférieurs" d'une personne valide. Cependant, la mobilité du fauteuil roulant est étroitement lié à l'utilisation de leurs bras. Dans cette optique, et dans le cadre spécifique de la danse en fauteuil roulant, il devient possible de classifier les mouvements de l'utilisateur en deux catégories :

Gestes pour le déplacement : Il s'agit des mouvements effectués par l'utilisateur pour déplacer le fauteuil roulant. Lors de l'utilisation d'un fauteuil roulant manuel, ce mouvement consisterait en la propulsion de la roue à l'aide des bras (Voir Figure 1.2a). Dans le cas d'un fauteuil roulant électrique, le mouvement correspondrait à la manipulation d'un joystick à la main afin de commander le fauteuil roulant (Voir Figure 1.2b).

Gestes artistiques : Cela est constitué des mouvements que l'utilisateur effectue avec ses bras de manière non contrainte en vue d'accomplir un geste artistique.

Cependant, en raison de la nécessité d'effectuer des mouvements pour créer une chorégraphie, les gestes pour le déplacement peuvent éclipser les gestes artistiques. Cela crée une limite intrinsèque à la danse en fauteuil roulant, car il faudra toujours équilibrer les deux types de gestes lors de la chorégraphie [14].

Les fauteuils roulants électriques constituent l'une des solutions de base à ce problème. Toutefois, le problème n'est que partiellement résolu, car il sera toujours nécessaire d'utiliser une main pour activer le joystick qui commande le fauteuil roulant électrique.

(a) Manuel

(b) Électrique

FIGURE 1.2 – Fauteuil roulant de danse

1.4 Bilan

Suite à un traumatisme physique ou à une maladie neuromusculaire, la mobilité d'une personne peut être altérée, entraînant ainsi une condition de mobilité réduite. Cette réduction de la mobilité peut avoir un impact sur les activités quotidiennes de la personne, souvent conduisant à une diminution drastique de son activité physique ou de ses perspectives de vie.

L'une des façons d'éviter cette diminution de l'activité physique est l'engagement dans des sports adaptés. Cependant, l'accès à ces activités peut être difficile en raison d'obstacles tels que le découragement, l'accessibilité des lieux publics ou le coût des équipements. De plus, même si ces obstacles sont surmontés, de nombreuses activités peuvent être difficiles pour l'utilisateur en raison des compétences physiques exigées par le sport ou du besoin de liberté de mouvement.

Ces problèmes doivent être abordés du point de vue de l'utilisateur, de l'environnement et du fauteuil roulant. Ainsi, dans cette thèse, il est proposé de relever ce défi en considérant la mobilité en fauteuil roulant. À partir de là, deux problèmes principaux ont été identifiés dans les fauteuils roulants : Le déplacement dans un plan bidimensionnel et la nécessité de gérer la conduite. Dans le projet Volting, ces deux problèmes sont traités grâce à des propositions technologiques visant à utiliser la technologie au service des personnes en situation de handicap.

1.5 Le projet Volting

Le projet Volting a été initié par le professeur Eric Monacelli suite à une réunion avec des danseurs en 2017. Volting vise à explorer la mobilité d'une personne en fauteuil roulant. Ainsi, la première proposition a été l'exploration des inclinaisons latérales.

Depuis 2020, quatre prototypes ont été développés. Un résumé de l'évolution de Volting est visualisé dans la Figure 1.3. La version 1 et la version 2 ont été développées avant le début de cette thèse. La version 1 visait à démontrer le principe d'inclinaison latérale et était constituée d'une roue motorisée centrale avec des suspensions passives sur les côtés lui permettant de s'incliner. La version 2 avait le même principe de fonctionnement mais était équipée de différents capteurs et actionneurs afin d'analyser l'optimisation du prototype.

Ainsi, cette thèse a commencé en octobre 2020 et avait pour objectif d'aider au développement technologique de Volting et d'évaluer les propositions réalisées. Pendant cette thèse, les versions 3 et 4 ont été développées. La version 3 avait le même principe que les versions précédentes mais a été optimisée mécaniquement et électroniquement de manière à pouvoir être testée avec des danseurs professionnels. La version 4 conservait les inclinaisons latérales mais modifiait son mode de conduite d'une roue à deux roues afin d'améliorer la conduite. Ce dernier prototype a été présenté lors de différents spectacles de danse en France et au Japon. De plus, les évaluations et expérimentations réalisées dans cette thèse ont utilisé ce prototype.

FIGURE 1.3 – Évolution du projet Volting

1.6 Objectif

Cette thèse porte sur l'évaluation d'un nouveau prototype de fauteuil roulant permettant à l'utilisateur d'explorer de manière plus approfondie la mobilité de son corps. De plus, en considérant la mobilité corporelle comme une expression artistique, le contexte d'application de la danse en fauteuil roulant a été sélectionné.

Cette solution vise à aller au-delà des limites en termes de degrés de liberté des fauteuil roulants actuels et à résoudre les problèmes de la gestion de la conduite. De plus, afin de favoriser une plus grande inclusion des différents profils d'utilisateurs, un assistant de mobilité devra être en mesure d'aider les utilisateurs en fonction de leurs besoins.

Ainsi, l'objectif de cette thèse peut être divisé en trois études :

Interaction : Évaluation d'un nouveau fauteuil roulant offrant une mobilité augmentée.

Commande : Évaluation d'un dispositif de gestion de l'interaction entre l'utilisateur et le fauteuil roulant.

Assistance : Évaluation d'un assistant visant à permettre l'utilisation du dispositif par différents profils d'utilisateurs.

De même, le prototype utilisé dans les évaluations proposées était la version 4 de Volting, laquelle est présentée dans la Figure 1.4.

FIGURE 1.4 – Prototype utilisé dans cette thèse

1.7 Plan de la thèse

Ce document est structuré en six chapitres :

Le chapitre 1 présente l'introduction générale de la thèse. Il expose le contexte général ainsi que le contexte applicatif choisi. De plus, il aborde la problématique traitée et les objectifs.

Le chapitre 2 présente un résumé de l'étude bibliographique réalisée. Ainsi, il décrit le concept de mobilité et son interaction dans la société, ainsi que les dispositifs émergents de soutien à la mobilité.

Le chapitre 3 est consacré à la présentation de notre proposition de mobilité augmentée, appelée «Volting». Ainsi, ce chapitre expose la modélisation mathématique et les expériences menées autour de cette nouvelle forme de mobilité, en se concentrant sur une perspective mécanique

Le chapitre 4 présente notre proposition d'interaction entre l'utilisateur et Volting. Ainsi, notre dispositif appelé «WISP» est présenté. Des expérimentations ont été conduites avec la participation d'une danseuse professionnelle et d'une utilisatrice de fauteuil roulant non sportif. Le dispositif WISP a été employé pour encourager les inclinaisons latérales du tronc de l'utilisateur.

Le chapitre 5 présente la proposition d'assistant à l'inclinaison appelé «Glissière». Cet assistant vise à permettre aux utilisateurs ayant des profils musculaires différents d'utiliser Volting. Des expériences ont été menées avec un groupe de personnes valides ainsi qu'avec une utilisatrice en fauteuil roulant. Cela a permis d'évaluer l'impact cinématique et musculaire de cet assistant sur les inclinaisons latérales.

Enfin, dans le chapitre 6, nous présentons les conclusions relatives au travail réalisé dans cette thèse, ainsi que les perspectives envisagées et les publications effectuées tout au long de son développement.

Chapitre 2

Mobilité en fauteuil roulant

2.1 Introduction

2.1.1 Mobilité inclusive et accessibilité

Mobilité inclusive

La mobilité inclusive est l'idée selon laquelle les systèmes de transport et les infrastructures doivent être conçus de manière à être accessibles et équitables pour tous, indépendamment de l'âge, de la capacité, du revenu ou d'autres caractéristiques. La mobilité inclusive reconnaît que les transports sont un élément essentiel de l'inclusion sociale et économique, et que les obstacles à la mobilité peuvent limiter l'accès des individus à des opportunités telles que l'éducation, l'emploi, les soins de santé et les activités sociales. On fait référence à cela en tant que processus de production du handicap [15].

La mobilité inclusive implique la conception de systèmes de transport accessibles et conviviaux pour les personnes en situation de handicap, les personnes âgées et d'autres populations vulnérables. Cela peut inclure des caractéristiques telles que des rampes d'accès pour fauteuils roulants, des surfaces d'avertissement tactiles, des systèmes d'information audio et visuelle, et une signalisation claire.

La mobilité inclusive implique également la conception de systèmes de transport abordables et pratiques pour les personnes de tous niveaux de revenus. Cela peut inclure des mesures telles que des subventions de tarifs, des options de paiement flexibles et des services de transport coordonnés.

Dans l'ensemble, le travail sur la mobilité inclusive met l'accent sur l'importance du transport en tant qu'outil de promotion de l'inclusion sociale et économique, ainsi que sur la nécessité de concevoir des systèmes de transport pour garantir un accès et des opportunités équitables pour tous.

Accessibilité

La mobilité inclusive est étroitement liée à l'accessibilité. L'accessibilité est un facteur clé pour garantir que tout le monde puisse utiliser les services de transport, indépendamment de l'âge, du genre ou de la capacité. La mobilité inclusive vise à créer des services de transport accessibles et pratiques pour tous, y compris les personnes en situation de handicap, les personnes âgées et les personnes à mobilité réduite. L'objectif est de veiller à ce que tout le monde puisse participer à une vie sociale souhaitée.

Plus précisément, un transport accessible signifie que les services de transport et les infrastructures sont conçus pour répondre aux besoins de chacun, y compris les personnes ayant des limitations physiques, sensorielles ou cognitives. Cela comprend des fonctionnalités telles que des rampes d'accès pour fauteuils roulants, des ascenseurs et des bandes de signalisation tactiles pour les passagers malvoyants, ainsi que des conceptions d'infrastructures de transport sans obstacles et accessibles universellement.

Les services de transport accessibles permettent aux personnes en situation de handicap de participer pleinement aux activités sociales, économiques et culturelles et de bénéficier d'une plus grande autonomie et mobilité. Cela profite également à tous, car des services de transport accessibles et "pratiques" pour tous peuvent réduire la congestion, améliorer la sécurité et promouvoir la durabilité [15].

Domaines de recherche

En bref, la mobilité inclusive et l'accessibilité sont étroitement liées, car les services de transport doivent être conçus pour être accessibles afin de répondre aux besoins de tous les passagers et de favoriser un accès équitable aux services de transport. En donnant la priorité à l'accessibilité dans la conception et la planification des transports, nous pouvons créer des systèmes de transport plus inclusifs, sûrs et durables pour tous.

De plus, en tenant compte de ces aspects, les possibilités de recherche liées à la mobilité inclusive sont nombreuses et variées, et peuvent englober toute une série de sujets et de disciplines différents. Voici quelques domaines de recherche potentiels liés à la mobilité inclusive :

1. **Accessibilité et conception :** La recherche peut explorer les moyens les plus efficaces et les plus innovants de concevoir des systèmes et des infrastructures de transport accessibles et faciles à utiliser pour les personnes handicapées, les personnes âgées et d'autres populations vulnérables. Il peut s'agir notamment d'étudier l'utilisation de nouvelles technologies, telles que les véhicules autonomes ou les solutions de mobilité intelligente, pour améliorer l'accessibilité.

2. **Impacts sociaux et économiques :** La recherche peut examiner les incidences sociales et économiques de la mobilité inclusive, notamment la manière dont elle peut améliorer l'accès à l'éducation, à l'emploi, aux soins de santé et aux activités sociales pour les personnes de toutes origines et de tous niveaux de revenus. Cette recherche peut également explorer le potentiel de la mobilité inclusive à promouvoir le développement économique et à réduire les inégalités.

3. **Politique et planification :** La recherche peut explorer la manière dont les politiques et les processus de planification peuvent être conçus pour promouvoir la mobilité inclusive, par exemple par l'élaboration de plans de mobilité globaux ou l'inclusion d'objectifs d'équité et d'accessibilité dans la politique des transports.

4. **Données et mesures :** La recherche peut se concentrer sur le développement de nouvelles méthodes et de nouveaux outils pour mesurer l'accessibilité et l'inclusivité des systèmes et des infrastructures de transport, par exemple par l'utilisation de SIG ou d'analyses de données massives.

5. **Expérience utilisateur et engagement :** La recherche peut explorer l'expérience utilisateur de la mobilité inclusive, y compris la façon dont les utilisateurs perçoivent et interagissent avec les différents modes de transport et les infrastructures. Cette recherche peut également examiner le rôle de l'engagement et du retour d'information des utilisateurs dans l'amélioration de l'accessibilité et de l'inclusivité des systèmes de transport.

2.1.2 Mobilité inclusive vs Temps, Espace et Services

La mobilité inclusive peut être organisée en trois composantes principales : le temps, l'espace et les services. Cette approche reconnaît que la mobilité ne se limite pas uniquement à passer d'un point A à un point B, mais concerne également l'expérience du "voyage" et les impacts sociaux et environnementaux des transports.

Temps

Le temps fait référence à la planification et à la fréquence des services de transport. La mobilité inclusive part du principe que chaque personne a des horaires et des besoins de déplacement différents. Les services de transport doivent être conçus pour répondre à ces besoins. Par exemple, certaines personnes peuvent avoir besoin de voyager tôt le matin ou tard le soir. Les services de transport doivent être disponibles à ces moments-là. De plus, la fréquence des services de transport doit être conçue pour minimiser les temps d'attente et maximiser la commodité et la sécurité.

Espace

L'espace fait référence à l'infrastructure physique et à la conception des services de transport. La mobilité inclusive implique que les services de transport doivent être conçus pour être accessibles à tous, indépendamment de l'âge, du genre ou de la capacité. Cela inclut la conception des services de transport pour accueillir différents types de dispositifs de mobilité, tels que les fauteuils roulants et les poussettes, ainsi que la fourniture d'espaces sûrs et sécurisés pour que les passagers attendent et montent à bord des services de transport.

Services

Les services font référence à la gamme d'options de transport et d'installations disponibles pour les passagers. La mobilité inclusive reconnaît que différentes personnes ont des besoins de transport différents et que les services de transport doivent être conçus pour répondre à ces besoins. Cela inclut la fourniture d'une gamme d'options de transport, telles que les transports en commun, les services de covoiturage et les programmes de partage de vélos, ainsi que des commodités telles que des toilettes, le Wi-Fi et des services de restauration.

2.1.3 Conclusion

En organisant la mobilité inclusive autour du temps, espace et services, les planificateurs et les décideurs en matière de transport peuvent concevoir des services de transport accessibles, pratiques et durables pour tous. Cette approche reconnaît que les transports ne sont pas seulement un moyen de se déplacer d'un point A à un point B, mais aussi un élément fondamental de la participation sociale et économique des individus.
Ainsi, en prenant en considération cette approche globale de la mobilité, nous procédons à l'analyse de l'un des dispositifs les plus couramment utilisés par les personnes en situation de handicap : les fauteuils roulants. Comme mentionné précédemment, ce dispositif doit non seulement permettre le transport, mais aussi l'accès à la société.

2.2 Mobilité en fauteuil roulant

2.2.1 Introduction

Le fauteuil roulant se présente comme l'un des dispositifs les plus fréquemment employés en situation de handicap. Son rôle prédominant consiste à faciliter le déplacement d'une personne qui se trouve dans l'incapacité ou la difficulté d'utiliser ses pieds en raison d'une condition particulière. De manière générale, il existe des voies spécialement aménagées pour les déplacements en fauteuil roulant, qui sont fréquemment présentes en milieu urbain. Néanmoins, au fil des années, diverses solutions ont été envisagées afin de rendre les fauteuils roulants fonctionnels dans des contextes variés, tels que des environnements montagneux ou même pour surmonter des escaliers. Dans le même temps, des mécanismes ont été mis au point pour accroître la mobilité de l'utilisateur.

2.2.2 Types de fauteuil roulants

Il existe une grande diversité de fauteuils roulants, élaborés en réponse aux diverses exigences des individus en situation de handicap. Ces fauteuils peuvent être classifiés de la manière suivante :

Transport urbain : Fauteuils roulants manuels

Du point de vue d'un utilisateur de fauteuil roulant, la possibilité de retrouver une autonomie de déplacement est l'une des premières nécessités à résoudre. À cet égard, les fauteuils roulants destinés à la mobilité en milieu urbain sont les plus couramment adoptés commercialement. Ces fauteuils peuvent être classés en deux catégories : fauteuils roulants manuels et fauteuils roulants électriques.

Ce modèle est le plus répandu parmi les divers types de fauteuils roulants en raison de son coût abordable et de sa facilité d'utilisation. Dans ce cas, l'utilisateur assure le mouvement du fauteuil roulant à l'aide de ses mains. Ainsi, ce type de fauteuil roulant nécessite généralement une rampe pour permettre au fauteuil de se déplacer sans difficulté, comme illustré dans la Figure 2.1a.

Malheureusement, tous les lieux publics ne sont pas conçus pour l'utilisation de fauteuils roulants manuels et ne disposent pas de ces accès. Dans de tels cas, l'utilisateur en fauteuil roulant peut être incapable d'entrer dans le lieu ou avoir besoin de l'assistance d'autres personnes. Un exemple est présenté dans la Figure 2.1b, où il n'y a pas de rampe d'accès au bâtiment, seulement des escaliers, empêchant ainsi l'accès de l'utilisateur en fauteuil roulant. Il est important de souligner que c'est l'un des problèmes majeurs dans le domaine de l'accessibilité, car il dépend non seulement de l'utilisateur, mais aussi de la société dans son ensemble.

(a) Fauteuil roulant manuel sur la rampe d'accès [16]

(b) Fauteuil roulant manuel bloqué par les escaliers [17]

FIGURE 2.1 – Transport urbain en fauteuil roulant manuel

Transport urbain : Fauteuils roulants électriques

Le deuxième type de fauteuil roulant le plus courant est le fauteuil roulant électrique urbain. Ce fauteuil roulant est principalement conçu pour les déplacements en milieu urbain et nécessite des voies adaptées pour une circulation libre. La principale méthode de commande de ces fauteuils roulants est réalisée à l'aide de joysticks. Ainsi, la personne n'a pas besoin d'exercer une propulsion manuelle, ce qui permet d'éviter certaines blessures liées à la répétition excessive de ce mouvement. De plus, étant donné que l'utilisation du joystick nécessite moins d'efforts physiques, ce dispositif peut être utilisé par un plus grand nombre d'utilisateurs, qu'ils présentent ou non des difficultés non seulement au niveau des membres inférieurs, mais aussi des membres supérieurs.

Il convient de noter que dans ce type de fauteuil roulant, le joystick est souvent remplacé par d'autres dispositifs de détection d'intention, permettant ainsi leur utilisation par des utilisateurs ayant des difficultés dans l'usage de leurs mains. Un exemple d'alternative au joystick est illustré dans la Figure 2.2. Dans le cadre de ce projet [18], un capteur léger et doux est fixé sur le front de l'utilisateur afin de mesurer les légers mouvements des yeux. De cette manière, en utilisant des méthodes de classification basées sur l'intelligence artificielle, il a été possible de distinguer cinq mouvements correspondant aux principales commandes du fauteuil roulant électrique : "haut" pour avancer, "bas" pour reculer, "gauche" pour tourner à gauche, "droite" pour tourner à droite, et "tout droit" pour rester immobile. Ainsi, la personne a la possibilité de commander le fauteuil roulant sans avoir besoin d'utiliser ses mains, ce qui rend ce dispositif plus inclusif.

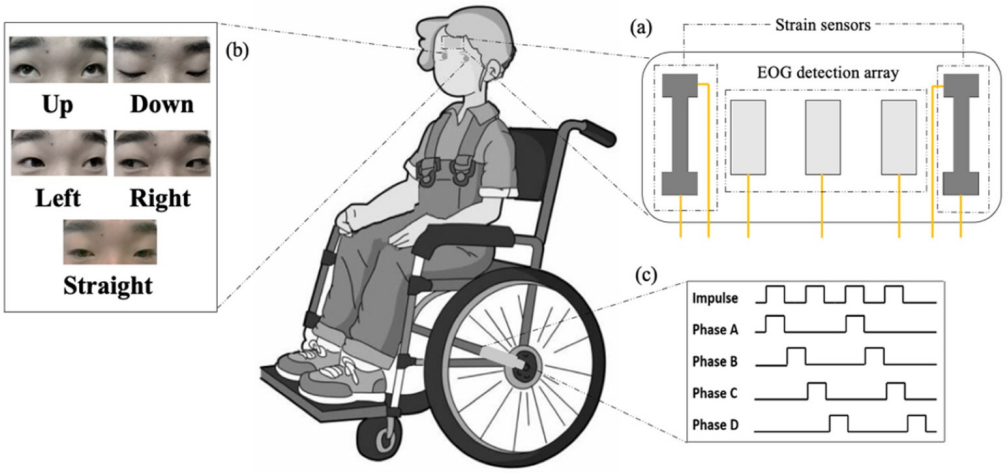


FIGURE 2.2 – Détection des mouvements oculaires pour la commande de fauteuils roulants électriques [18]

Fauteuils roulants tout terrain

Ce sont des fauteuils roulants conçus pour faciliter la mobilité sur des surfaces non planes telles que l'herbe, les terrains montagneux, etc. Ils sont orientés vers une utilisation sportive, principalement pour la randonnée. Un exemple illustrant ce concept peut être observé dans le travail de Baronio et al [19], qui ont développé un fauteuil roulant basé sur un châssis à trois roues pour les chemins difficiles. Ce fauteuil roulant est développé dans le but de promouvoir et de faciliter le "tourisme accessible". Le projet est destiné aux personnes à mobilité réduite. Il permet de pénétrer dans des zones difficiles d'accès pour les fauteuils roulants classiques. Le dispositif déplace l'utilisateur en étant propulsé par des assistants pendant l'incursion. Ce dispositif représente un accès à plus d'expériences pendant les excursions, c'est un projet qui promeut la coexistence et l'inclusion quand il s'agit de marcher et d'explorer les espaces ouverts. Voir Figure 2.3.

FIGURE 2.3 – Fauteuil roulant pour le trekking [19]

Fauteuils roulants sportifs

Les sports en fauteuil roulant ont débuté dans les années 1940 avec le développement d'activités physiques visant à favoriser la réhabilitation des personnes en situation de handicap. À leurs débuts, les utilisateurs utilisaient les fauteuils roulants conçus pour leur déplacement quotidien pour pratiquer des activités sportives [20]. Cette période a marqué le début de nombreuses avancées dans le domaine des fauteuils roulants qui peuvent être classifiés de la manière suivante [12] :

1. Optimiser l'ajustement du fauteuil roulant à l'utilisateur de manière à ce qu'ils agissent comme un ensemble.
2. Minimiser le poids tout en conservant une rigidité élevée.
3. Réduire au minimum la résistance au roulement.
4. Optimiser la conception spécifique au sport du fauteuil.

Un exemple d'optimisation de fauteuil roulant est illustré dans la Figure 2.4. Ici, on peut observer un fauteuil roulant conçu pour le tennis qui présente plusieurs caractéristiques spécifiques à ce sport. Une des caractéristiques principales à souligner est l'inclinaison des roues par rapport à la verticale. Cette modification contribue à une réaction plus rapide et à une plus grande stabilité lors des virages en fauteuil roulant [12], ce qui est nécessaire dans un sport aussi dynamique que le tennis.

FIGURE 2.4 – Fauteuil roulant pour le tennis [21]

Fauteuils roulants spécialisés : montée d'escaliers

L'accès aux surfaces situées à différents niveaux, dans les rues ou à l'intérieur des bâtiments, est une problématique importante en ce qui concerne les difficultés de mobilité. La modification des infrastructures pour rendre les zones plus accessibles

n'est pas toujours une priorité pour les propriétaires. De même, les espaces publics n'envisagent pas toujours des solutions d'accessibilité en raison des coûts, du temps de construction et même du manque d'idées pour des structures accessibles à toute personne dans n'importe quelle condition.

L'une des principales causes d'inaccessibilité réside dans les endroits équipés d'escaliers mais dépourvus de rampes d'accès pour fauteuils roulants. Dans de tels cas, l'utilisateur dépend de l'aide d'autres personnes pour monter les escaliers, ce qui comporte souvent des risques. Pour résoudre ce problème, il existe des dispositifs commerciaux et de recherche qui permettent à un fauteuil roulant de monter les escaliers. Par exemple, le projet de Lee, J. dans [22] est une réponse ciblée à ce problème. (Voir Figure 2.5). Dans ce projet, un fauteuil roulant pour monter les escaliers a été développé sur la base d'un système de transmission mécanique qui fait tourner toute la partie motrice à travers une structure de liaison (chenille) et un actionneur pour changer la vitesse. Grâce à la méthode utilisée dans la conception, il est possible de fabriquer des fauteuils roulants légers car un seul moteur entraîne à la fois la roue et la chenille par le biais du système de transmission [22].

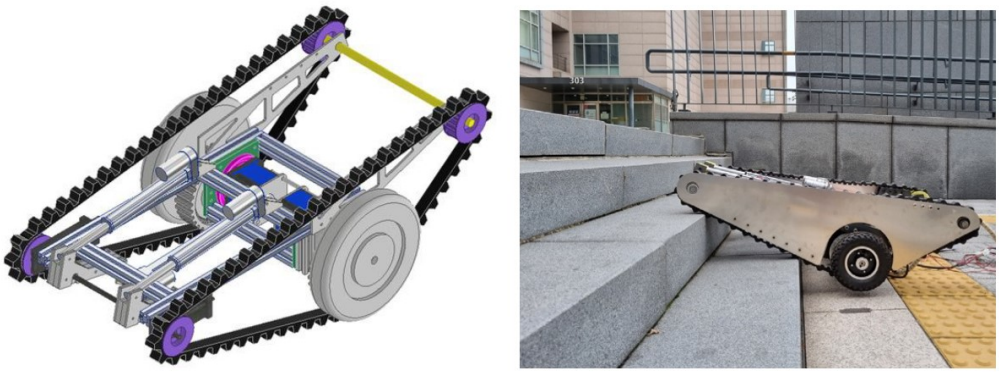


FIGURE 2.5 – Mécanisme de fauteuil roulant pour monter les escaliers [22]

2.2.3 Conclusion

En se basant sur les types de fauteuils roulants présentés, on peut noter que la plupart d'entre eux sont principalement conçus pour permettre à l'utilisateur de se déplacer d'un endroit à un autre. Ceci est justifiable étant donné que le transport est une activité essentielle dans la vie quotidienne. Cependant, l'accès à d'autres activités ne doit pas être négligé. À cet égard, des efforts en faveur de l'inclusion des personnes en fauteuil roulant dans le domaine sportif sont observés. Le fait que ces initiatives aient débuté dès les années 1940 et que les fauteuils roulants aient été optimisés témoigne des progrès accomplis dans ce domaine. Cette impulsion est motivée par les nombreux avantages que la pratique sportive peut offrir à l'utilisateur. Ainsi, dans la section suivante, une analyse des activités physiques adaptées sera entreprise afin de comprendre leur état actuel et leur impact sur les utilisateurs.

2.3 Activité physique adaptée

2.3.1 Definition

Conformément à la Fédération internationale de l'activité physique adaptée (IFAPA), l'activité physique adaptée (APA) englobe une recherche, une théorie et une mise en pratique visant à adresser les personnes de tous âges insuffisamment représentées dans les études sportives en général, et qui sont défavorisées en termes de ressources ou qui manquent du pouvoir d'accéder à des opportunités et à des droits équivalents en matière d'activité physique [23]. L'APA vise principalement à mettre en avant l'optimisme concernant le potentiel des individus en situation de handicap. De plus, les établissements médicaux et les instances de contrôle des maladies recommandent la pratique de l'APA afin de prévenir les problèmes de santé résultant du manque d'activité physique chez les personnes en situation de handicap [24].

2.3.2 L'APA et le sport

Le sport a toujours été l'un des moyens les plus efficaces d'intégration, d'inclusion et certainement l'une des principales alternatives de l'APA [25]. Le sport, de manière générale, favorise la sociabilisation, la camaraderie, la compétitivité et la quête de défis. Tous ces aspects contribuent au bien-être et à la santé tant physique que mentale. De plus, pour les individus en situation de handicap, le sport, aussi bien pendant les phases de rééducation que dans le cadre de l'APA, offre des avantages tels que la motivation et l'engagement. Il existe également des avantages psychologiques en termes d'anxiété, d'estime de soi et de perception personnelle [26]. Le suivi des paramètres physiologiques et psychologiques au cours de l'APA peut fournir des données permettant d'améliorer à la fois les performances des athlètes et la qualité des dispositifs, ainsi que de manière plus générale, la pratique de l'APA.

2.3.3 L'accès au sport en fauteuil roulant

Sports à haute intensité

Chez les athlètes en fauteuil roulant, l'optimisation de la mobilité revêt une importance cruciale pour leurs performances. Dans cette perspective, l'évolution des configurations de fauteuils roulants au fil du temps a visé à faciliter la mobilité dans des disciplines sportives telles que le tennis, le rugby et le basket-ball.

Selon les témoignages d'athlètes professionnels, la stabilité du fauteuil roulant est l'élément prépondérant, suivi de la maniabilité [27]. Des investigations biomécaniques ont également été entreprises pour optimiser les performances et minimiser les risques

de blessures. Par exemple, des travaux ont conclu que la stratégie d'application de la force lors des propulsions joue un rôle déterminant [28]. Une approche correcte de cette stratégie pourrait non seulement améliorer les performances de l'athlète, mais aussi accroître l'efficacité de ses déplacements.

Néanmoins, le niveau élevé d'exigence physique inhérent aux sports de haut niveau, particulièrement pour les personnes en situation de handicap, constitue un aspect contraignant. Ces disciplines requièrent une condition athlétique substantielle en raison de leur intensité et de leur nature exigeante, caractérisées par des contacts et des efforts soutenus. Ceci restreint considérablement les options sportives pour de nombreux utilisateurs de fauteuils roulants, surtout s'ils envisagent une pratique professionnelle.

Sports à faible intensité

Les sports tels que la danse en fauteuil roulant diffèrent notablement des activités telles que le tennis, le basket-ball et le rugby, du fait de l'absence d'exigences d'intensité et d'efforts constants. Ainsi, la danse en fauteuil roulant est perçue comme un sport de faible intensité, tout en conservant les avantages mentionnés précédemment.

Malgré la possibilité de réduire l'intensité de l'activité physique tout en en préservant les bienfaits, l'exécution prolongée de certains mouvements et efforts peut entraîner une surutilisation des membres et des articulations, augmentant ainsi le risque de blessures. Les études portant sur la propulsion des fauteuils roulants manuels font ressortir que la propulsion continue engendre des atteintes à l'articulation de l'épaule et des douleurs musculaires. Il est généralement recommandé de réduire les mouvements oscillatoires incessants et d'améliorer les techniques de propulsion [29], [30]. Bien que moins agressive et moins exigeante physiquement en tant que discipline sportive, la danse en fauteuil roulant représente une activité fortement sollicitante pour les muscles des membres supérieurs en raison de la propulsion constante durant l'activité [31].

Il s'agit donc d'une question de recherche et d'étude de solutions visant à pratiquer l'APA en minimisant autant que possible les risques de blessures, principalement causées par la propulsion, et à offrir une plus grande latitude dans l'exercice des activités, en accordant une attention accrue aux aspects significatifs de la pratique exercée.

2.4 Fauteuils Roulants à mobilité augmentée

2.4.1 Introduction

Malgré les progrès réalisés en matière d'amélioration des fauteuils roulants, on peut observer, parmi les options actuelles, que les membres inférieurs de la personne restent toujours dans la même position. Cela peut entraîner des problèmes physiques tels que des lésions cutanées, ainsi que des problèmes psychologiques dus à une perception accrue de la perte des membres inférieurs. En conséquence, plusieurs recherches visent à éviter une posture fixe, que l'on peut également désigner comme des fauteuils roulants à mobilité augmentée.

Notre objectif est de proposer une solution pour favoriser une pratique favorisant le bien être. La démarche est de créer une mobilité que l'on va nommer «augmentée». Il s'agit de pouvoir réaliser des mouvements en augmentant les degrés de liberté. Plusieurs recherches ont cherché à explorer la mobilité des fauteuils roulants. La suite présente, autour d'exemples, différentes pistes de développement du domaine.

2.4.2 Exemples de fauteuils roulants à mobilité augmentée

Gyrolift : Système de verticalisation de la posture

Gyrolift est un projet de mobilité initié par le professeur Eric Monacelli en 2010. Il a été développé par Trenoras et al. [32] au sein du laboratoire LISV (UVSQ). Pour les personnes en fauteuil roulant, la coexistence avec d'autres personnes et l'interaction avec l'environnement se font sous un angle différent et avec de nombreuses limitations. Plus précisément, l'utilisateur du fauteuil roulant est évidemment toujours en position assise et les interactions avec d'autres personnes sont affectées par la différence considérable de hauteur.

Un exemple clair de cette difficulté est celui des zones de réception, où les bureaux se trouvent généralement à un niveau supérieur à la taille. Par conséquent, la communication peut ne pas être efficace en raison du manque de contact visuel, de contact physique et du volume de la voix, entre autres. À l'intérieur des bâtiments, au travail ou à la maison, l'accès aux objets peut être un calvaire pour les personnes en fauteuil roulant, bien sûr, car les résidences ne sont pas conçues en tenant compte de la possibilité pour une personne en fauteuil roulant de vivre, de travailler ou de se déplacer.

En réponse à cela, Gyrolift est un fauteuil roulant avec verticalisation (voir Figure 2.6), son système de déplacement est basé sur la technologie gyropodique, il dispose donc d'un système d'équilibrage pour se déplacer sur deux roues. Le système d'actionnement du Gyrolift permet à la personne de passer d'une position assise à une position debout sur les roues [32]. Il y a une mobilité verticale.

FIGURE 2.6 – Gyrolift, système de verticalisation [32]

Rolling Dance Chair : Fauteuil roulant de danse

Le projet "Rolling Dance Chair" vise à surmonter les limites existantes dans le domaine de la danse en fauteuil roulant. Cette initiative en matière de mobilité se concentre sur la création d'un fauteuil roulant capable de se déplacer dans toutes les directions grâce à son système de roues omnidirectionnel. De même, le siège a la particularité de pivoter autour de son axe Z. Voir Figure 2.7. Ce projet est le résultat de la coopération entre éléments d'ingénierie et d'art, comme expliqué dans [33].

Le contrôle du fauteuil se réalise par l'intermédiaire d'une application mobile qui utilise les signaux du gyroscope intégré aux téléphones portables pour diriger le fauteuil. Ainsi, l'utilisateur peut positionner le téléphone de manière pratique pour guider le fauteuil. L'utilisation de ce fauteuil permet au danseur de bénéficier d'une plus grande liberté de mouvement, offrant ainsi une nouvelle dimension de mouvement et d'exploration de l'espace, éléments recherchés dans l'expression artistique de la danse [34].

Cependant, le déplacement perçu par l'individu reste essentiellement bidimensionnel, car la conception du fauteuil est principalement axée sur le déplacement de l'utilisateur. Ainsi, il est possible de constater que le problème de la propulsion a été abordé. Cependant, du point de vue de la mobilité, il sera impératif d'intégrer des éléments supplémentaires afin d'aider l'utilisateur à dépasser ses limites.

FIGURE 2.7 – Rolling Dance Chair [35]

Fauteuils roulants Tilt-In-Space

Les principales caractéristiques des fauteuils roulants commerciaux résident dans leur équipement de deux moteurs, contrôlés par l'intermédiaire d'un joystick situé sur l'accoudoir du fauteuil. En fonction des besoins de l'utilisateur, ces fauteuils peuvent être équipés de différents types de roues adaptées au terrain, avec des vitesses variant de 2 à 3 m/s [36]. Leur capacité de charge maximale atteint 180 kg, et tous les composants sont conçus pour résister aux conditions météorologiques.

Parmi les fauteuils roulants disponibles sur le marché, deux variantes importantes existent pour améliorer la mobilité des individus. La première consiste en des fauteuils permettant ajuster la hauteur du patient [37], similaire à celle proposée par le système Gyrolift. En outre, le second offre la possibilité d'incliner l'utilisateur dans le plan sagittal. Ainsi, l'utilisateur peut se pencher vers l'arrière ou vers l'avant afin d'obtenir un meilleur confort ou de s'adapter à une tâche spécifique [38].

Ces types de fauteuils roulants étendent les positions de repos confortables pour le patient et lui offrent la capacité d'accéder à des endroits élevés sans nécessiter l'assistance d'autres personnes.

FIGURE 2.8 – Fauteuils roulants Tilt-In-Space [38]

2.5 Conclusion

Dans le cadre des connaissances actuelles concernant les contributions au domaine des sports en fauteuil roulant, l'intégration de la technologie se concentre principalement sur l'adaptation structurelle des fauteuils roulants manuels ainsi que sur la biomécanique des sportifs [39], [40].

Dans les domaines du sport de haut niveau comme dans les activités expressives telles que la danse, les fauteuils roulants facilitant des déplacements et une propulsion sans effort à l'aide des bras, tels que les fauteuils roulants électriques, reçoivent peu d'attention, du fait de leur conception axée sur le maintien d'une position stable et de leur inadéquation avec la dynamique caractéristique de la plupart des disciplines sportives. Par conséquent, dans de nombreux sports, l'intégration des utilisateurs de fauteuils roulants électriques demeure limitée.

Par ailleurs, dans le contexte de la danse en fauteuil roulant, qui pourrait être accessible à un plus large public, l'expression corporelle par les gestes revêt une importance cruciale. Cependant, les fauteuils roulants manuels continuent à restreindre les danseurs en exigeant une part considérable de temps et d'énergie pour la propulsion, limitant ainsi la part de performance dédiée à l'expression artistique et aux compétences du danseur.

En somme, les fauteuils roulants électriques présentent divers inconvénients dans leur utilisation au sein du domaine de l'Activité Physique Adaptée (APA), se manifestant en termes de vitesse, de réactivité, de sécurité, de poids, d'autonomie et de dynamique.

À la lumière de cette analyse, cette thèse suggère l'exploitation de la technologie et des progrès réalisés dans le domaine des interfaces homme-machine afin d'améliorer la mobilité des individus en fauteuil roulant. Par conséquent, l'adaptation de l'accès aux activités sportives et récréatives sera rendue possible pour un plus grand nombre de personnes en situation de handicap.

Chapitre 3

VOLTING

3.1 Introduction

3.1.1 Contexte

Le projet Volting est né d'une rencontre avec danseurs lors d'un colloque autour de l'assistance à la mobilité. C'est une solution conçue par le professeur Eric Monacelli visant à développer une nouvelle solution à mobilité augmentée pour les utilisateurs de fauteuils roulants. Le but principal de ce projet est d'explorer les capacités de mobilité des utilisateurs de fauteuils roulants en leur offrant de nouvelles possibilités de mouvement à travers leur fauteuil. Les types de mouvements possibles sont très vastes et dépendent des besoins particuliers de chaque utilisateur, tels que des mouvements linéaires ou rotatifs dans différentes directions. C'est pourquoi, dans cette étude, nous avons choisi un sport dans lequel l'utilisateur poursuit l'exploration de son corps de manière intrinsèque : la danse en fauteuil roulant.

Lors de la pratique de la danse, les danseurs expriment leurs émotions à travers des gestes corporels. Dans le cas de la danse en fauteuil roulant, les mouvements artistiques sont principalement réalisés avec les membres supérieurs [14]. Cependant, il convient de noter que le fauteuil roulant n'est pas uniquement utilisé comme un moyen de déplacement par le danseur en fauteuil roulant. En effet, Gladys Foggea, danseuse professionnelle en fauteuil roulant et enseignante, ainsi que partenaire du spectacle, affirme que le fauteuil roulant est considéré comme faisant partie intégrante du corps du danseur. Par conséquent, le danseur cherche à explorer des mouvements qui vont au-delà de l'utilisation conventionnelle du fauteuil roulant. Un exemple de tel mouvement est illustré dans la Figure 3.1, où le danseur incline son fauteuil pour atteindre une nouvelle posture de danse. Selon Gladys Foggea, cette posture est courante chez les danseurs professionnels en fauteuil roulant, mais beaucoup de

FIGURE 3.1 – Danseuse professionnelle effectuant une inclinaison latérale en fauteuil roulant manuel.

personnes ne l'explorent pas par crainte d'un accident ou par manque d'habitude. Ainsi, en prenant en compte ce mouvement très populaire, ce travail vise à explorer la mobilité en proposant un fauteuil roulant de danse permettant aux utilisateurs de s'incliner latéralement.

De même, pendant le développement de cette thèse, deux prototypes du projet Volting ont été conçus, correspondant respectivement à la version 3 et à la version 4. Ces prototypes peuvent être visualisés dans la Figure 3.2.

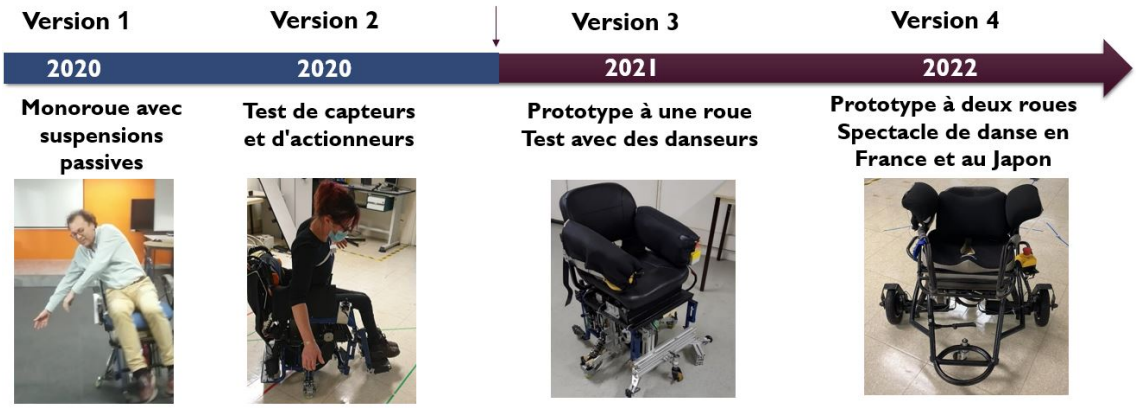


FIGURE 3.2 – Évolution du projet Volting

Les prototypes réalisés pendant cette thèse ont principalement été développés par l'équipe Volting, composée des doctorants Jhedmar Callupe, auteur de cette thèse, et Juan Martinez, ainsi que du Professeur Eric Monacelli, directeur de thèse des deux doctorants. Une photographie de l'équipe Volting est présentée dans la Figure 3.3.

FIGURE 3.3 – L'équipe Volting : Juan Martinez, Jhedmar Callupe et Eric Monacelli (présentés de gauche à droite)

De même, le développement du prototype a été accompagné par la participation de danseurs professionnels et d'utilisateurs en situation de handicap. Grâce à des tests réalisés avec Volting, il a été possible d'optimiser et d'adapter le système à la pratique de la danse en fauteuil roulant.

3.1.2 Proposition

Dans la phase initiale, un prototype de fauteuil roulant doté de capacités de basculement latéral a été élaboré. Le système Volting (Version 4) est présenté dans la Figure 3.4. Cette avancée vise à étendre le potentiel de mobilité des danseurs en fauteuil roulant, leur permettant de dépasser leurs limites actuelles dans les mouvements latéraux, tout en réduisant l'effort physique et minimisant les risques d'accidents.
La fonctionnalité de basculement est obtenue grâce à un mécanisme utilisant des suspensions passives positionnées sur les côtés du fauteuil roulant. Ainsi, lorsque l'individu penche son corps d'un côté, la force gravitationnelle exercée par son poids agit sur la suspension, entraînant le basculement du fauteuil roulant et entraînant une augmentation globale de l'inclinaison de l'individu.
Par conséquent, l'un de nos principaux objectifs est de garantir une adéquation appropriée entre l'inclinaison de l'individu et celle du fauteuil roulant, de sorte que les plages de ces inclinaisons puissent correspondre de manière appropriée.

3.1.3 Objectif du chapitre

Afin de permettre à l'utilisateur d'exercer un contrôle sur l'inclinaison du fauteuil roulant en fonction de l'inclinaison de son corps, il est nécessaire d'établir une adéquation proportionnelle entre ces deux inclinaisons. Cela implique l'établissement d'une relation linéaire souhaitée entre les deux variables, ainsi que la capacité à aligner les plages d'inclinaison respectives. La linéarité a été obtenue en positionnant les suspensions vers le centre du système. Cependant, la corrélation entre les plages d'inclinaison dépend directement de la rigidité des suspensions, de la dynamique du système Volting et de la morphologie de l'individu.
Ainsi, dans le but d'estimer la valeur de la rigidité des suspensions passives, le développement mathématique de Volting a été proposé, englobant la mécanique du système ainsi que les variables avec lesquelles il interagit. La rigidité ainsi calculée, ainsi que des valeurs proches, ont été soumises à des tests avec divers utilisateurs, dans le but de confirmer l'atteinte du comportement souhaité du système.

(a) Système Volting en position de repos

(b) Système Volting incliné latéralement

FIGURE 3.4 – Volting, un fauteuil roulant à mobilité augmentée

3.2 Analyse mathématique du système

3.2.1 Représentation en double pendule inversé

Le système composé de Volting et de l'utilisateur a été analysé en tant que double pendule inversé, comme indiqué dans la Figure 3.5. La sélection de ce modèle est basé sur l'approximation des membres supérieurs de l'utilisateur à un corps rigide ayant la capacité de tourner par rapport à la hanche. De même, étant donné que les membres inférieurs sont fréquemment dans la même position par rapport à Volting, ils peuvent être considérés comme un seul corps. Ainsi, le segment 1 représente Volting et le corps inférieur de l'utilisateur, tandis que le segment 2 est le corps supérieur de l'utilisateur. Les angles d'inclinaison sont désignés par q1 et q2 représentant les inclinaisons de Volting et de l'utilisateur respectivement. De même, le mécanisme d'inclinaison latérale de Volting est représenté par deux ressorts de rigidité K connectés au segment 1.

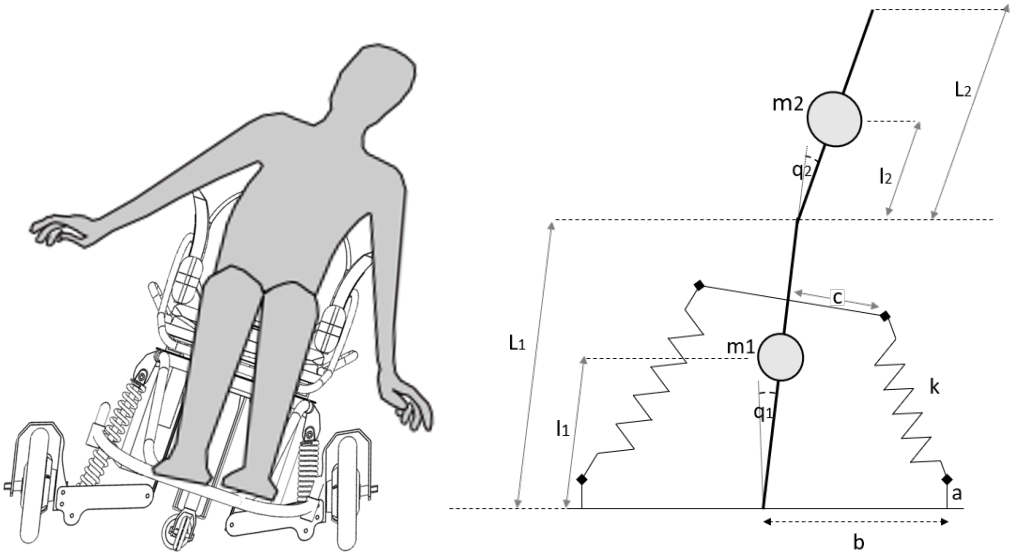


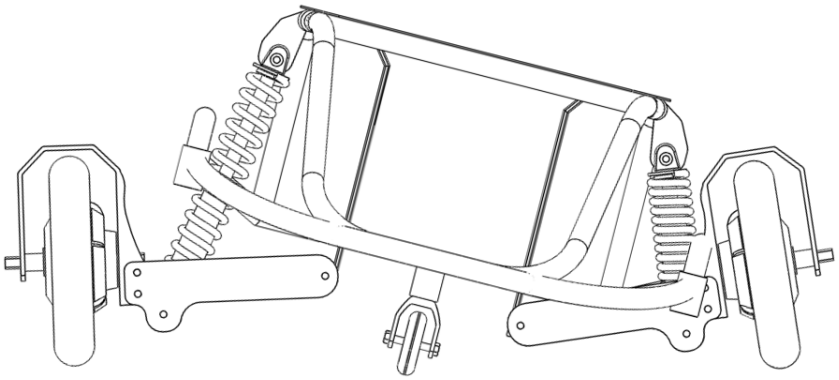
FIGURE 3.5 – Volting-utilisateur modélisé comme un double pendule inversé avec suspensions

3.2.2 Mécanisme d'inclinaison latérale

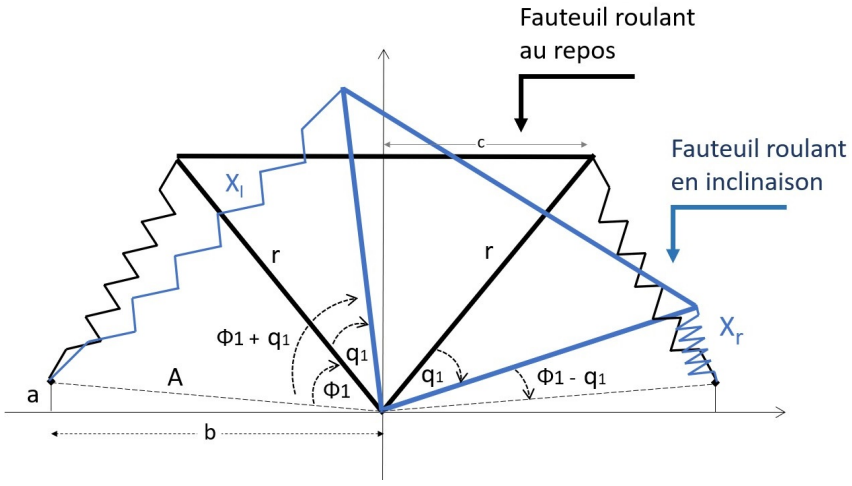
Le mécanisme proposé se compose d'un cadre suspendu soutenu par deux roues à rotation libre situées à l'avant et à l'arrière du cadre. De plus, deux ressorts pré-comprimés sont positionnés des deux côtés du cadre. L'utilisation de ressorts est basée sur la première version de Volting, qui visait à développer un système low-tech (activo-passif). Les roues libres servent de pivot de rotation pour la structure dans le plan frontal, tandis que les ressorts pré-comprimés offrent la capacité d'ajuster

l'inclinaison du cadre en fonction du poids de l'utilisateur et de sa position relative par rapport au centre. En conséquence, le poids de l'utilisateur est utilisé comme moyen pour réguler l'inclinaison du fauteuil roulant, comme illustré dans la Figure 3.6a.

Dans une première étape en vue de formuler le modèle mathématique, il est nécessaire de comprendre la cinématique de ce mécanisme. Par conséquent, le calcul du déplacement des ressorts en fonction de l'angle d'inclinaison du fauteuil (q1) et des caractéristiques géométriques du mécanisme est entamé. La Figure 3.6b sert de référence visuelle, illustrant le système de ressorts en action. Elle présente deux systèmes : l'un à l'état statique représenté en noir, et l'autre avec une inclinaison représentée en bleu.



(a)



(b)

FIGURE 3.6 – Analyse cinématique du mécanisme d'inclinaison latérale.

Ainsi, tout d'abord, nous pouvons définir le déplacement des ressorts droit et gauche comme suit :

$$d_r = l - x_r \tag{3.1}$$
$$d_l = l - x_l \tag{3.2}$$

avec l la longueur du ressort non comprimée, x_r et x_l la longueur finale des ressorts droit et gauche. Nous notons que la longueur l du ressort diffère de la longueur de repos car ils sont pré-comprimés.

Pour trouver la longueur finale des deux ressorts, nous utilisons la loi des cosinus et obtenons :

$$x_r^2 = r^2 + A^2 - 2rA\cos(\phi_1 - q_1) \tag{3.3}$$
$$x_l^2 = r^2 + A^2 - 2rA\cos(\phi_1 + q_1) \tag{3.4}$$

où ϕ_1 est une constante définie par la géométrie de la structure et peut être définie comme suit :

$$\begin{aligned} x_{repos}^2 &= r^2 + A^2 - 2rA\cos(\phi_1) \\ \phi_1 &= \arccos\Big(\frac{r^2 + A^2 - x_{repos}^2}{2rA}\Big) \end{aligned} \tag{3.5}$$

avec x_{repos} la longueur du ressort lorsque le système est au repos.

Enfin, nous pouvons écrire l'équation complète pour les déplacements des ressorts, exprimée comme suit :

$$d_r = l - \sqrt{r^2 + A^2 - 2rA\cos(\phi_1 - q_1)} \tag{3.6}$$
$$d_l = l - \sqrt{r^2 + A^2 - 2rA\cos(\phi_1 + q_1)} \tag{3.7}$$

3.2.3 Dynamique directe

Systèmes de référence

Nous considérons notre système en utilisant trois systèmes de référence : $O_0 = (\vec{\mathbf{x_0}}, \vec{\mathbf{y_0}})$, $O_1 = (\vec{\mathbf{x_1}}, \vec{\mathbf{y_1}})$ et $O_2 = (\vec{\mathbf{x_2}}, \vec{\mathbf{y_2}})$ qui sont représentés dans la Figure 3.7.

La relation entre les systèmes O_1 et O_0 peut ensuite s'écrire comme suit

$$\begin{aligned} \vec{\mathbf{x}}_1 &= \cos q_1 \vec{\mathbf{x}}_0 - \sin q_1 \vec{\mathbf{y}}_0 \\ \vec{\mathbf{y}}_1 &= \sin q_1 \vec{\mathbf{x}}_0 + \cos q_1 \vec{\mathbf{y}}_0 \end{aligned} \tag{3.8}$$

Puis, la relation entre les systèmes O_2 et O_0 peut s'écrire comme suit

$$\begin{aligned} \vec{\mathbf{x}}_2 &= \cos(q_1 + q_2) \vec{\mathbf{x}}_0 - \sin(q_1 + q_2) \vec{\mathbf{y}}_0 \\ \vec{\mathbf{y}}_2 &= \sin(q_1 + q_2) \vec{\mathbf{x}}_0 + \cos(q_1 + q_2) \vec{\mathbf{y}}_0 \end{aligned} \tag{3.9}$$

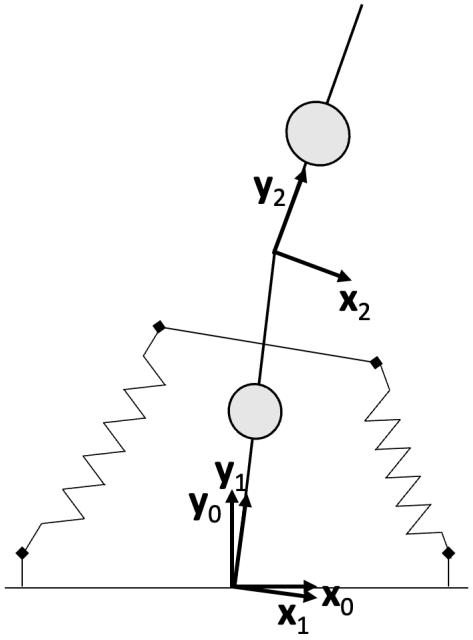


FIGURE 3.7 – Définition des systèmes de référence en situation inclinée

Position du système 1

La position du centre de masse du segment 1 est définie comme suit :

$$(x_{m1}, y_{m1}) = \ell_1 \vec{\mathbf{y}}_1 \tag{3.10}$$

puis, transposé dans le système de référence O_0, en utilisant l'équation 3.8 donne :

$$(x_{m1}, y_{m1}) = \ell_1 \sin q_1 \vec{\mathbf{x}}_0 + \ell_1 \cos q_1 \vec{\mathbf{y}}_0 \tag{3.11}$$

Position du système 2

La position du centre de masse du segment 2 est définie comme suit :

$$(x_{m2}, y_{m2}) = L_1 \vec{\mathbf{y}}_1 + \ell_2 \vec{\mathbf{y}}_2 \tag{3.12}$$

puis, transposé dans le système de référence O_0, en utilisant l'équation 3.9 donne :

$$\begin{aligned}(x_{m2}, y_{m2}) &= L_1(\sin q_1 \vec{\mathbf{x}}_0 + \cos q_1 \vec{\mathbf{y}}_0) + \ell_2\big(\sin(q_1+q_2)\vec{\mathbf{x}}_0 + \cos(q_1+q_2)\vec{\mathbf{y}}_0\big) \\ &= [L_1 \sin q_1 + \ell_2 \sin(q_1+q_2)]\vec{\mathbf{x}}_0 + [L_1 \cos q_1 + \ell_2 \cos(q_1+q_2)]\vec{\mathbf{y}}_0\end{aligned} \tag{3.13}$$

Énergie potentielle

L'énergie potentielle du système peut être déterminée à partir de la somme des énergies potentielles de chaque sous-système. Elle peut donc être représentée par :

$$V_{total} = V_1 + V_2 + V_{spring} \tag{3.14}$$

avec V_1, V_2 l'énergie potentielle des segments 1 et 2 respectivement, et V_{spring} l'énergie potentielle des ressorts attachés au segment 1.

Ensuite, l'énergie potentielle du segment 1 peut être calculée comme suit :

$$V_1 = m_1 g y_{m1} = m_1 g \ell_1 \cos q_1 \tag{3.15}$$

Pour le segment 2, la hauteur du centre de masse dans le système de référence O_0 est donnée par y_{m2} calculée dans l'équation 3.13. On peut donc trouver l'énergie potentielle du système 2 :

$$V_2 = m_2 g\big(L_1 \cos q_1 + \ell_2 \cos(q_1 + q_2)\big) \tag{3.16}$$

L'énergie potentielle des ressorts est définie selon :

$$V_{spring} = \frac{1}{2} K (d_r^2 + d_l^2) \tag{3.17}$$

où d_r et d_l sont les déplacements des ressorts droit et gauche respectivement, qui ont été calculés dans les équations 3.6 et 3.7.

Enfin, en utilisant les équations 3.14, 3.15, 3.16 et 3.17, l'énergie potentielle du système est définie comme suit :

$$\begin{aligned} V_{total} =& m_1 g \ell_1 \cos q_1 + m_2 g\big(L_1 \cos q_1 + \ell_2 \cos(q_1 + q_2)\big) \\ &+ \frac{1}{2} K (d_r^2 + d_l^2) \end{aligned} \tag{3.18}$$

Énergie cinétique

Nous pouvons maintenant étudier l'énergie cinétique du système donnée par la formule suivante :

$$T = T_1 + T_2 \tag{3.19}$$

avec T_1 et T_2 l'énergie cinétique des segments 1 et 2 respectivement.

L'énergie cinétique du segment 1 est en effet définie comme suit :

$$T_1 = \frac{1}{2} m_1 v_1^2 + \frac{1}{2} I_1 \omega_1^2 \tag{3.20}$$

où v_1 est la vitesse linéaire, ω_1 la vitesse angulaire, et I_1 le moment d'inertie par rapport au centre de masse du segment 1.

Nous commençons par calculer la vitesse donnée par $v_1^2 = (\dot{x}_{m1}^2 + \dot{y}_{m1}^2)$ par dérivation de la position à partir de l'équation 3.11. Nous obtenons alors le résultat suivant :

$$\begin{cases} \dot{x}_{m1} = \dot{q}_1 \ell_1 \cos q_1 \\ \dot{y}_{m1} = -\dot{q}_1 \ell_1 \sin q_1 \end{cases} \tag{3.21}$$

puis :

$$\begin{aligned} v_1^2 &= \dot{x}_{m1}^2 + \dot{y}_{m1}^2 \\ &= \dot{q}_1^2 \ell_1^2 \cos^2 q_1 + \dot{q}_1^2 \ell_1^2 \sin^2 q_1 \\ &= \dot{q}_1^2 \ell_1^2 \end{aligned} \tag{3.22}$$

Ensuite, la vitesse angulaire est définie comme suit :

$$\vec{\omega}_1 = -\dot{q}_1 \vec{z}_1 \tag{3.23}$$

Nous pouvons donc établir l'énergie cinétique du segment 1 :

$$T_1 = \frac{1}{2} m_1 \dot{q}_1^2 \ell_1^2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{q}_1^2 \tag{3.24}$$

L'énergie cinétique du segment 2 est définie de la même manière comme suit :

$$T_2 = \frac{1}{2} m_2 v_2^2 + \frac{1}{2} I_2 \omega_2^2 \tag{3.25}$$

où v_2 est la vitesse linéaire, ω_2 la vitesse angulaire, et I_2 le moment d'inertie par rapport au centre de masse du segment 2.

Nous obtenons la vitesse linéaire du segment 2 par $v_2^2 = (\dot{x}_{m2}^2 + \dot{y}_{m2}^2)$ par dérivation de la position à partir de l'équation 3.13 :

$$\begin{aligned} \dot{x}_{m2} &= \ell_2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)\cos(q_1 + q_2) + \dot{q}_1 L_1 \cos q_1 \\ \dot{y}_{m2} &= -\ell_2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)\sin(q_1 + q_2) - \dot{q}_1 L_1 \sin q_1 \\ \dot{x}_{m2}^2 &= \ell_2^2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 \cos^2(q_1 + q_2) + \dot{q}_1^2 L_1^2 \cos^2 q_1 \\ &\quad + 2\ell_2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)\cos(q_1 + q_2)\dot{q}_1 L_1 \cos q_1 \\ \dot{y}_{m2}^2 &= \ell_2^2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 \sin^2(q_1 + q_2) + \dot{q}_1^2 L_1^2 \sin^2 q_1 \\ &\quad + 2\ell_2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)\sin(q_1 + q_2)\dot{q}_1 L_1 \sin q_1 \end{aligned}$$

ce qui donne l'équation suivante :

$$\begin{aligned} v_2^2 &= \dot{x}_{m2}^2 + \dot{y}_{m2}^2 \\ &= \ell_2^2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 + \dot{q}_1^2 L_1^2 + 2L_1 \ell_2 \dot{q}_1(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)\cos q_2 \end{aligned} \tag{3.26}$$

Ensuite, la vitesse angulaire du segment 2 est définie comme suit :

$$\vec{\omega}_2 = \dot{q}_1 + \dot{q}_2 \tag{3.27}$$

Nous pouvons donc établir l'énergie cinétique du segment 2 :

$$\begin{aligned} T_2 =& \frac{1}{2} m_2 \Big(\ell_2^2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 + \dot{q}_1^2 L_1^2 + 2L_1 \ell_2 \dot{q}_1(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)\cos q_2 \Big) \\ &+ \frac{1}{2} I_2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 \end{aligned} \tag{3.28}$$

Enfin, en utilisant les équations 3.19, 3.24 et 3.28, l'énergie cinétique du système est définie comme suit :

$$\begin{aligned} T =& \frac{1}{2} \Big(m_1 \dot{q}_1^2 \ell_1^2 + \big(I_1 \dot{q}_1^2 + I_2(\dot{q}_1^2 + 2\dot{q}_1\dot{q}_2 + \dot{q}_2^2) \big) + \\ & m_2 \big[\ell_2^2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 + L_1^2 \dot{q}_1^2 + 2L_1 \ell_2 \dot{q}_1(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)\cos q_2 \big] \Big) \end{aligned} \tag{3.29}$$

Équation d'Euler-Lagrange

Dans le but de développer les équations régissant notre système dynamique, il est proposé d'utiliser les équations d'Euler Lagrange, qui sont décrites dans la formule suivante :

$$\frac{d}{dt}\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial q_i} = \mathcal{T}_i(t) \tag{3.30}$$

avec $i \in \{1, 2\}$, $\mathcal{T}$ le couple externe appliqué au système et la variable $\mathcal{L}$ comme le Lagrangien défini comme suit :

$$\mathcal{L} = T - V \tag{3.31}$$

où T et V sont respectivement l'énergie cinétique et l'énergie potentielle totale du système.

Ainsi, à partir des résultats décrits dans les équations 3.18 et 3.29, la variable $\mathcal{L}$ est calculée comme suit :

$$\begin{aligned}\mathcal{L} =& \frac{1}{2}\Big(m_1\dot{q}_1^2\ell_1^2 + \big(I_1\dot{q}_1^2 + I_2(\dot{q}_1^2 + 2\dot{q}_1\dot{q}_2 + \dot{q}_2^2)\big) \\ &+ m_2\big[\ell_2^2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 + L_1^2\dot{q}_1^2 + 2L_1\ell_2\dot{q}_1(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)\cos q_2\big]\Big) \\ &- m_1 g\ell_1 \cos q_1 - m_2 g\big(L_1\cos q_1 + \ell_2\cos(q_1 + q_2)\big) \\ &- \frac{1}{2}K(d_1^2 + d_2^2)\end{aligned} \tag{3.32}$$

La formule d'Euler-Lagrange pour le segment 1 commence par l'obtention des dérivées proposées dans la formule générale (equation 3.30) par rapport à q_1 :

$$\begin{aligned}\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial q_1} =& m_1 g\ell_1 \sin q_1 + m_2 g(L_1 \sin q_1 + \ell_2 \sin(q_1 + q_2)) \\ &- \frac{\partial V_{spring}}{\partial q_1} \\ \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}_1} =& m_1\ell_1^2\dot{q}_1 + m_2\Big[\ell_2^2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2) + L_1^2\dot{q}_1 \\ &+ L_1\ell_2\cos q_2(2\dot{q}_1 + \dot{q}_2)\Big] + I_1\dot{q}_1 + I_2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \\ \frac{d}{dt}\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}_1} =& m_1\ell_1^2\ddot{q}_1 + m_2\Big[\ell_2^2(\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2) + L_1^2\ddot{q}_1 \\ &- L_1\ell_2\dot{q}_2\sin q_2(2\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \\ &+ L_1\ell_2\cos q_2(2\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2)\Big] + I_1\ddot{q}_1 + I_2(\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2)\end{aligned}$$

où $\partial V_{spring}/\partial q_1$ est le couple exercé par les ressorts, qui se développe comme suit :

$$\begin{aligned}\frac{\partial V_{spring}}{\partial q_1} &= \frac{1}{2}K\Big(\frac{\partial d_r^2}{\partial q_1} + \frac{\partial d_l^2}{\partial q_1}\Big) \\ &= \frac{1}{2}K\Bigg(\frac{2rA\sin(\phi_1 - q_1)\big(l - \sqrt{r^2 + A^2 - 2rA\cos(\phi_1 - q_1)}\big)}{\sqrt{r^2 + A^2 - 2rA\cos(\phi_1 - q_1)}} \\ &- \frac{2rA\sin(\phi_1 + q_1)\big(l - \sqrt{r^2 + A^2 - 2rA\cos(\phi_1 + q_1)}\big)}{\sqrt{r^2 + A^2 - 2rA\cos(\phi_1 + q_1)}}\Bigg)\end{aligned} \tag{3.33}$$

La formule d'Euler-Lagrange pour le segment 2 se développe de la même manière par rapport à q2 :

$$\begin{aligned}\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial q_2} &= -\, m_2 L_1 \ell_2 \dot{q}_1(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)\sin q_2 + m_2 g \ell_2 \sin(q_1 + q_2) \\ \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}_2} &= +\, m_2\Big[\ell_2^2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2) + L_1\ell_2\dot{q}_1\cos q_2\Big] + I_2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \\ \frac{d}{dt}\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}_2} &= m_2\Big[\ell_2^2(\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2) + L_1\ell_2(\ddot{q}_1\cos q_2 - \dot{q}_1\dot{q}_2\sin q_2)\Big] + I_2(\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2)\end{aligned}$$

Ainsi, après avoir développé les dérivées pour chaque sous-système, il est possible de regrouper chacun des termes sous forme de matrice :

$$M\begin{bmatrix}\ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2\end{bmatrix} + C\begin{bmatrix}\dot{q}_1 \\ \dot{q}_2\end{bmatrix} + G = \begin{bmatrix}\tau_1(t) \\ \tau_2(t)\end{bmatrix} \tag{3.34}$$

avec $M, C \in \mathbb{R}^{2\times 2}$ et $G \in \mathbb{R}^{2\times 1}$.

Les matrices sont exprimées en fonction de h_i. Nous définissons alors les constantes suivantes :

$$\begin{aligned} h_1 &= m_1\ell_1^2 + m_2L_1^2 + I_1 & h_4 &= m_1 g \ell_1 \\ h_2 &= m_2\ell_2^2 + I_2 & h_5 &= m_2 g L_1 \\ h_3 &= m_2 L_1 \ell_2 & h_6 &= m_2 g \ell_2 \end{aligned}$$

à partir desquels nous écrivons les matrices :

$$M = \begin{bmatrix} h_1 + h_2 + 2h_3\cos q_2 & h_2 + h_3\cos q_2 \\ h_2 + h_3\cos q_2 & h_2 \end{bmatrix} \tag{3.35}$$

$$C = \begin{bmatrix} -h_3\sin q_2\dot{q}_2 & -h_3\sin q_2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \\ h_3\sin q_2\dot{q}_1 & 0 \end{bmatrix} \tag{3.36}$$

$$G = \begin{bmatrix} -(h_4 + h_5)\sin q_1 - h_6\sin(q_1 + q_2) \\ h_6\sin(q_1 + q_2) \end{bmatrix} \tag{3.37}$$

et

$$\mathcal{T} = \begin{bmatrix}\tau_{\text{spring}} \\ \tau_{\text{user}}\end{bmatrix} \tag{3.38}$$

où τ_{user} représente le couple exercé par l'utilisateur et τ_{spring} représente le couple exercé par les ressorts, qui a été calculé dans l'équation 3.33 et est considéré, à des fins pratiques, comme un couple externe.

3.3 Calcul des actionneurs passifs

3.3.1 Méthodologie

Comme mentionné au début de ce chapitre, le comportement de notre système est principalement déterminé par le système Volting, qui englobe sa structure mécanique ainsi que les suspensions passives, la morphologie de l'utilisateur et les conditions cinématiques ou dynamiques qui peuvent interagir.

L'intégration de ces éléments est réalisée à l'aide du modèle mathématique développé dans la section précédente, où le système Volting et l'utilisateur ont été modélisés sous forme d'un pendule double inversé. À partir de là, en utilisant divers critères de conception et des conditions souhaitées, il devient possible de déterminer des variables qui n'ont pas encore été sélectionnées. Il convient donc de prendre en considération que la suspension passive du mécanisme d'inclinaison est directement liée à la proportion d'inclinaison de l'utilisateur ainsi qu'à l'inclinaison de Volting. Étant donné que ces éléments sont d'un intérêt principal pour notre dispositif, le modèle mathématique sera employé pour le calcul de cette variable.

De cela, les paramètres du système dérivés de Volting et de l'utilisateur doivent être établis en premier lieu, afin de laisser les actionneurs passifs en tant que variables. Ainsi, dans ce qui suit, les critères et les calculs utilisés pour la détermination des paramètres de Volting et de la morphologie de l'utilisateur sont présentés.

3.3.2 Considérations préliminaires

Les postures adoptées par l'utilisateur ainsi que les paramètres cinématiques du système Volting peuvent afficher une grande variabilité en raison de la diversité des possibilités inhérentes à la danse en fauteuil roulant. Pour cette raison, certaines prémisses ont été posées dans le but de cibler notre étude mathématique :

1. Les calculs relatifs à la morphologie de l'utilisateur envisagent une personne assise dans notre fauteuil roulant avec les bras étendus. Une image de référence pour cette considération est présentée dans la Figure 3.8. Cette approche a été adoptée car, lors de la danse en fauteuil roulant, l'utilisateur effectue principalement des gestes avec ses mains, qui sont en mouvement constant.

De plus, la position étendue des mains permet de simplifier les calculs, car leur position peut être considérée au niveau des épaules.

2. La morphologie des utilisateurs peut être notablement variable, en raison de la diversité inhérente entre les individus ou même des effets que le fauteuil roulant peut induire chez les usagers, tels que l'amincissement des jambes ou l'accroissement de la masse des membres supérieurs. C'est pourquoi, les paramètres résultants du Segment 1 et du Segment 2 seront fonction du poids et de la taille de la personne, avec la possibilité de modifier chaque membre du corps. Cette approche permettra d'ajuster notre modèle à la morphologie spécifique de chaque utilisateur.

3. Ce chapitre expose l'intégralité du modèle dynamique du système Volting ainsi que de l'utilisateur. Cependant, dans cette étude, ce modèle mathématique sera partiellement considéré (Matrice G et paramètre Dspring), étant donné qu'une analyse statique du système sera effectuée afin de calculer la rigidité des suspensions. En outre, dans des analyses futures, ce modèle servira de base à l'estimation et à la prédiction de variables physiologiques, telles que le couple abdominal exercé par le patient ou les accélérations auxquelles le patient est soumis dans différentes conditions.

FIGURE 3.8 – Position de référence : utilisateur de fauteuil roulant avec les mains étendues.

3.3.3 Paramètres de conception

Le système du double pendule inversé, qui illustre la dynamique de notre système Volting et de l'utilisateur, se compose principalement de deux segments. Ainsi, afin d'appliquer le modèle mathématique à des calculs à venir, il sera essentiel de déterminer les constantes et les paramètres de ces deux composantes.

Segment 1

Les paramètres du Segment 1 (m1, l1, L1) ont nécessité un calcul liant le système Volting et la partie inférieure du corps de l'utilisateur.

Tout d'abord, les paramètres du système Volting ont été obtenus à partir de mesures prises sur notre prototype et des valeurs obtenues à partir de notre modèle 3D. Ce modèle, développé en SolidWorks, est présenté dans la Figure 3.4.

En outre, les paramètres du bas du corps ont été calculés en se basant sur deux tables anthropométriques. Dans un premier temps, les dimensions de chaque segment corporel ont été extraites des dimensions établies par Drillis et Contini dans leur travail [41], qui sont exprimées en fraction de la taille d'une personne. Ces dimensions sont indiquées dans la Figure 3.9

De plus, le poids de chaque segment du corps humain a été obtenu à partir des tables anthropométriques de McConville et al. (1980) et Young et al. (1983), ajustées dans [42]. Ces mesures sont exprimées en pourcentage par rapport au poids de l'individu et varient en fonction de son sexe. Ainsi, le Tableau 3.1 présente une synthèse des valeurs dérivées de cette référence, lesquelles ont été employées dans le calcul des paramètres du Segment 1.

	Masse en %	
Segment	Homme	Femme
Pelvis	14.2	14.6
thigh	12.3	14.6
leg	4.8	4.5
foot	1.2	1.0

TABLE 3.1 – Masse des membres du corps employés pour le Segment 1

Ensuite, en utilisant les dimensions précédemment énoncées, nous avons appliqué l'Equation 3.39. Cette équation combine un ensemble de composants avec leur centre de masse respectif et les distances individuelles jusqu'à un seul point de référence.

$$COM = \frac{1}{M} \sum_{i} m_i l_i \tag{3.39}$$

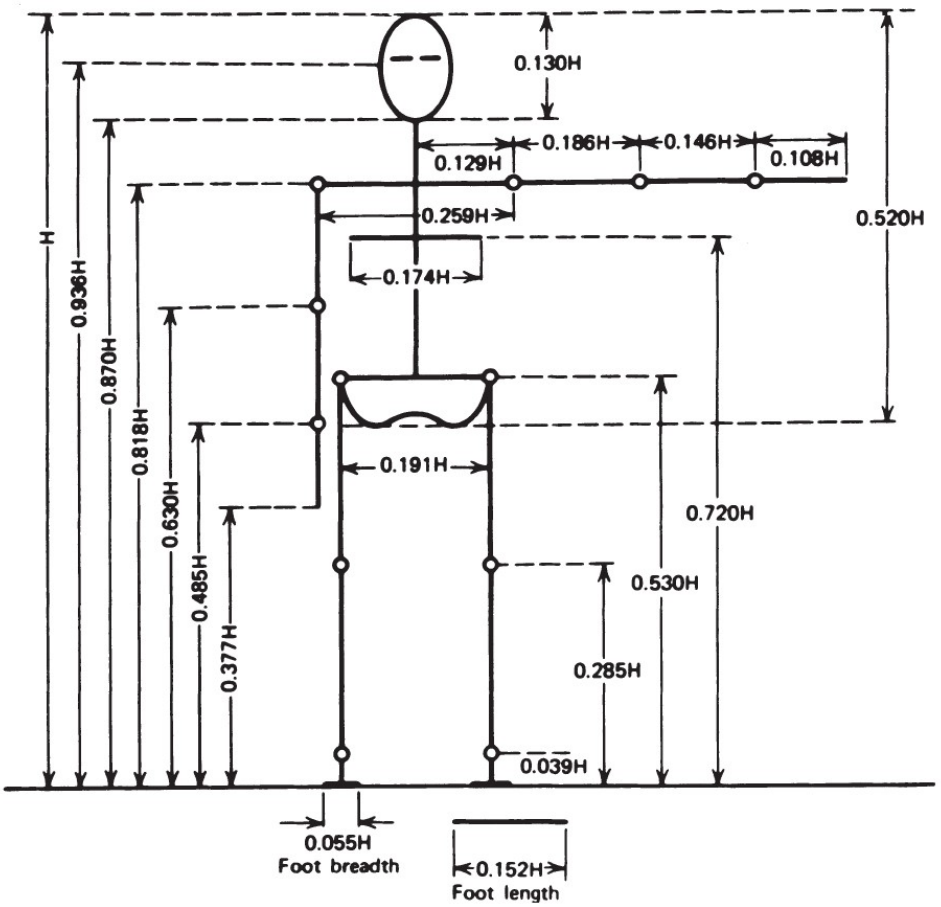


FIGURE 3.9 – Longueur des segments du corps exprimée en fraction de la taille du corps H [41]

De cette manière, nous avons pu calculer les paramètres nécessaires pour le Segment 1 (m1, l1, L1), lesquels dépendent du poids, de la taille et du sexe de l'utilisateur.

Segment 2

Le Segment 2 de notre système implique exclusivement les membres supérieurs de l'utilisateur. Par conséquent, les paramètres de ce Segment (m2, l2, L2) ont été déterminés en employant la même méthodologie que celle utilisée pour le Segment 1. Les longueurs de chaque membre corporel ont été extraites de [41], tandis que les masses ont été obtenues à partir de [42]. Un résumé des masses des membres utilisées pour le Segment 2 est présenté dans le Tableau 3.2.

Ainsi, les paramètres requis pour le Segment 2 (m2, l2, L2) ont pu être calculés. Ces paramètres sont aussi influencés par les caractéristiques de l'utilisateur, telles que le poids, la taille et le sexe.

	Masse en %	
Segment	Homme	Femme
head & Neck	6.7	6.7
arm	2.4	2.2
forearm	1.7	1.3
hand	0.6	0.5
torso	30.4	33.3

TABLE 3.2 – Masse des membres du corps employés pour le Segment 2

Programmation

Ainsi, en utilisant la méthodologie exposée, un code Matlab a été conçu pour déterminer les paramètres pour les Segment 1 et Segment 2 de façon structurée et rapide. De même, cette approche facilitera une mise à jour plus efficiente de la morphologie de l'utilisateur.

3.3.4 Résultat

Après avoir déterminé les paramètres de notre modèle mathématique à l'aide de la méthodologie précédemment exposée, il devient possible d'utiliser ces valeurs au sein du modèle afin d'évaluer la rigidité de la suspension. Cependant, il est impératif d'établir les conditions initiales dans lesquelles cette valeur sera évaluée.
En tenant compte de notre souhait de parvenir à une corrélation proportionnelle entre l'inclinaison de l'individu et celle du système Volting, nous avons défini comme critère de conception que les valeurs maximales de ces deux inclinaisons puissent concorder et être étudiées dans une perspective statique. Ainsi, les conditions suivantes ont été posées pour les calculs mathématiques :

1. L'inclinaison maximale du tronc de l'utilisateur a été fixée à 38°, selon les résultats obtenus dans [43].

2. L'inclinaison maximale du fauteuil roulant a été établie à 14°, valeur déduite des retours des patients recueillis lors d'expériences préalables menées dans notre laboratoire. Cette valeur est également limitée mécaniquement.

3. Compte tenu de la variabilité des paramètres morphologiques en fonction de la taille, du poids et du sexe de l'utilisateur, nous avons choisi de prendre en compte un homme mesurant 1,80 m et pesant 74 kg (proche des valeurs moyennes en France : 1,76 m, 77,4 kg [44])

Ainsi, en tenant compte du profil d'utilisateur défini et les conditions énoncées ci-dessus, les masses m1 et m2 résultent respectivement en 31 kg et 97 kg. Les

positions du centre de masse du système inférieur (corps inférieur et fauteuil roulant) se situent à l1 = 0,40 m par rapport à l'axe de rotation situé sur les roues centrales. Le centre de masse du haut du corps se trouve à l2 = 0,39 m à partir du bassin de l'utilisateur.

Enfin, sur la base de la méthodologie utilisée, une valeur de **7,83 N/mm** a été calculée comme étant la rigidité idéale afin d'assurer une corrélation proportionnelle adéquate entre les inclinaisons du système Volting et celles de l'utilisateur.

3.4 Évaluation expérimentale de l'inclinaison dans Volting

3.4.1 Proposition

Dans la section précédente, une analyse approfondie du système Volting et de l'utilisateur a été menée, permettant ainsi de déterminer la rigidité optimale de notre suspension passive. Selon nos calculs, cette valeur vise à instaurer une relation proportionnelle entre l'inclinaison de l'individu et celle du système Volting. Afin de confirmer la validité de ces calculs, l'inclinaison du système Volting sera testée en collaboration avec un utilisateur masculin correspondant à la moyenne française (valeur utilisée pour les calculs).

Par ailleurs, dans le but de comprendre l'impact des variations de conditions sur notre système, des tests seront effectués avec un second utilisateur présentant des caractéristiques différentes. De plus, en sus d'un ressort dont la rigidité est proche de celle calculée, deux autres ressorts seront utilisés, l'un étant moins rigide et l'autre plus rigide, dans le but d'observer l'impact du changement de rigidité sur notre système.

Enfin, certains utilisateurs en fauteuil roulant peuvent présenter des variations morphologiques résultant de l'utilisation du fauteuil roulant, telles que l'atrophie des membres inférieurs et le développement des muscles des membres supérieurs. C'est pourquoi, dans notre expérience, l'utilisateur effectuera des inclinaisons en utilisant des poids variant de 2 à 10 kg à hauteur de la poitrine, afin de simuler des variations morphologiques au niveau des membres supérieurs et d'appréhender leur impact sur les inclinaisons dans notre dispositif.

3.4.2 Protocole

Participants

Deux adultes en bonne santé ont participé à cette étude. Le poids et la taille des participants étaient proches de la valeur moyenne en France (Homme : 77,4 kg et 1,76 m ; Femme : 62,4 kg et 1,63 m)[44]. Ainsi, notre premier participant était un homme de 21 ans pesant 74 kg et mesurant 1,80 m de hauteur (profil utilisé pour le calcul de la raideur). Le deuxième participant était une femme de 23 ans pesant 65 kg et mesurant 1,69 m de hauteur.

Matériaux et dispositifs utilisés

Un ressort de raideur : k2 = 7,5N/mm a été acquis sur le marché national (le plus proche de la valeur idéale). Ensuite, deux ressorts de raideur : k1 = 5,36N/mm et k3 =11,27N/mm ont également été acquis pour analyser leur influence sur le système. De même, nous avons acquis des poids de 2 kg, 4 kg, 6 kg, 8 kg et 10 kg pour analyser l'influence de la variation morphologique de l'utilisateur.

En outre, un ensemble de six caméras de capture de mouvement (VICON T10-S, Vicon Motion Systems, Oxford, Royaume-Uni) a été utilisé pour suivre les mouvements. Deux marqueurs ont été placés sur le dos du participant au niveau des apophyses épineuses C7 et T8 de la colonne vertébrale [45]. Ils ont servi à mesurer l'inclinaison latérale du tronc du participant. De même, deux marqueurs ont été placés sur Volting afin de mesurer son inclinaison latérale. La position des marqueurs est illustrée à la Figure 3.10a.

Procédure

Chaque participant a été invité à s'asseoir sur notre dispositif et à effectuer, pendant une durée de 5 minutes, un test d'inclinaison latérale du dispositif dans le cadre d'un entraînement préliminaire. Ensuite, lors de l'acquisition des données, chaque participant a été prié de se pencher très lentement du côté droit jusqu'à atteindre l'inclinaison maximale du tronc latéral. Les participants ont également été rappelés que l'inclinaison maximale ne devait pas être forcée. Cinq cycles de mouvement ont été réalisés, avec des pauses de 2 secondes entre chaque inclinaison. Cette séquence a été répétée en ajoutant des poids de 2 kg, 4 kg, 6 kg, 8 kg et 10 kg, que le sujet a tenus, comme illustré dans la Figure 3.10b. De même, trois ressorts de raideurs différentes (k1=5,36 N/mm, k2=7,5 N/mm et k3=11,27 N/mm) ont été testés afin d'évaluer l'impact de ce paramètre sur l'inclinaison.

(a) Marqueurs positionnés sur le sujet pour l'analyse Vicon

(b) Sujet tenant un poids pour les expériences

FIGURE 3.10 – Configuration de l'expérience

Analyse des données

L'angle d'inclinaison du torse a été calculé comme l'angle entre les marqueurs placés sur la personne et l'axe vertical. De même, l'angle d'inclinaison du système Volting a été déterminé en fonction de l'angle entre les marqueurs situés sur le système et l'axe horizontal. Les données de position au repos ont été utilisées pour établir des décalages pour les axes vertical et horizontal, et les mesures ont été prises en projetant les vecteurs sur le plan frontal.

3.4.3 Résultats

Afin d'analyser le comportement de l'inclinaison de Volting par rapport à l'inclinaison de l'utilisateur, des tracés entre ces variables ont été élaborés et affichés dans les Figures 3.11, 3.12 et 3.13.

Instable

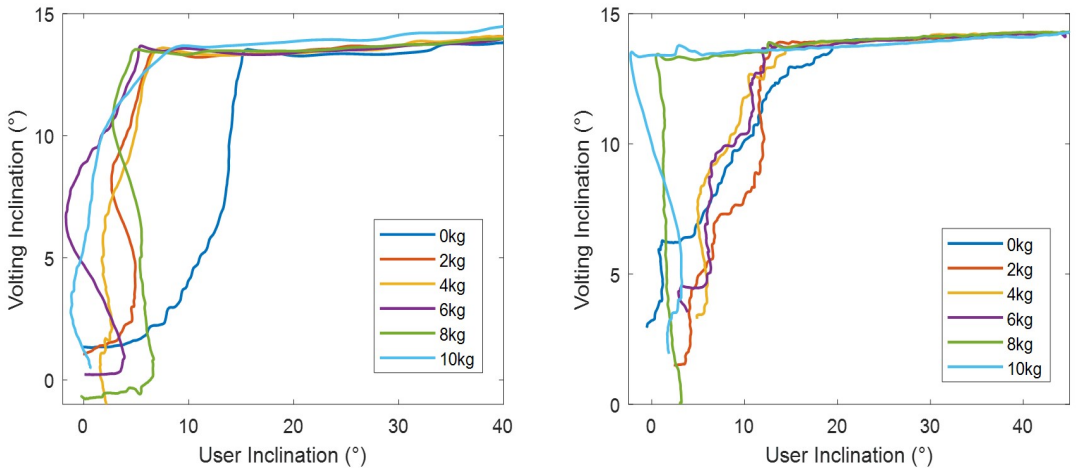
La Figure 3.11 montre les résultats du ressort k1 = 5,36N/mm dont la valeur est inférieure à celle calculée. Pour l'homme comme pour la femme, on constate qu'avec seulement 10° d'inclinaison du sujet, l'inclinaison du dispositif a atteint son maximum. De même, lorsque la personne dépasse 73 kg (à l'aide des poids), le système tend à être instable, car on observe que le sujet incline la base de Volting au maximum avec seulement 2° ou 3° d'inclinaison du torse.

Tendance linéaire

En revanche, les résultats obtenus avec le ressort k2=7,5N/mm sont illustrés dans la Figure 3.12. Il convient de noter que sa raideur est la plus proche de la valeur calculée (7,8N/mm). Dans le cas des inclinaisons réalisées par l'homme, on constate que même avec l'ajout du poids de 10 kg, il existe une relation proportionnelle entre l'inclinaison de Volting et l'inclinaison du sujet. De même, à partir de 10° d'inclinaison du sujet, cette relation a une tendance linéaire. Cette réponse était attendue dans ce cas car le ressort a été calculé avec les paramètres masculins validant notre modèle. D'autre part, dans le cas des inclinaisons effectuées par la femme, on peut observer que plus le poids est faible, plus les inclinaisons maximales de Volting commencent à diminuer progressivement. Même avec un poids de 10 kg, l'inclinaison maximale de Volting est de 12°. Dans ce cas, le poids total de la femme était de 75 kg (65 kg de poids féminin + 10 kg de poids supplémentaire), mais la réponse n'est pas similaire à celle de l'homme dont le poids est de 74 kg. Cela suggère que la taille influence également le comportement du système, ce qui peut s'expliquer par le fait que la taille modifie la hauteur du centre de masse de la personne. Il sera donc nécessaire de prêter attention à la taille de la personne, car elle peut conduire le comportement de tendance linéaire à un comportement de faible sensibilité.

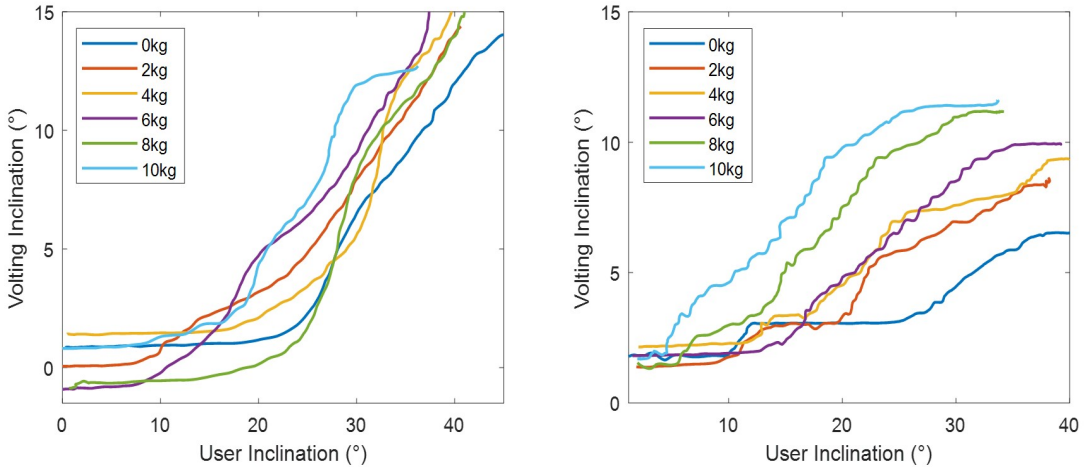
Faible sensibilité

Enfin, la Figure 3.13 montre le cas du ressort k3= 11,27N/mm, dont la valeur est supérieure à la valeur calculée. Notre dispositif n'a atteint qu'une inclinaison maximale de 7° pour l'homme et de 3,5° pour la femme. Ainsi, même si une réponse instable n'est pas présente, ce rapport a une très faible sensibilité et ne serait pas adéquat pour l'exploration libre des mouvements latéraux.



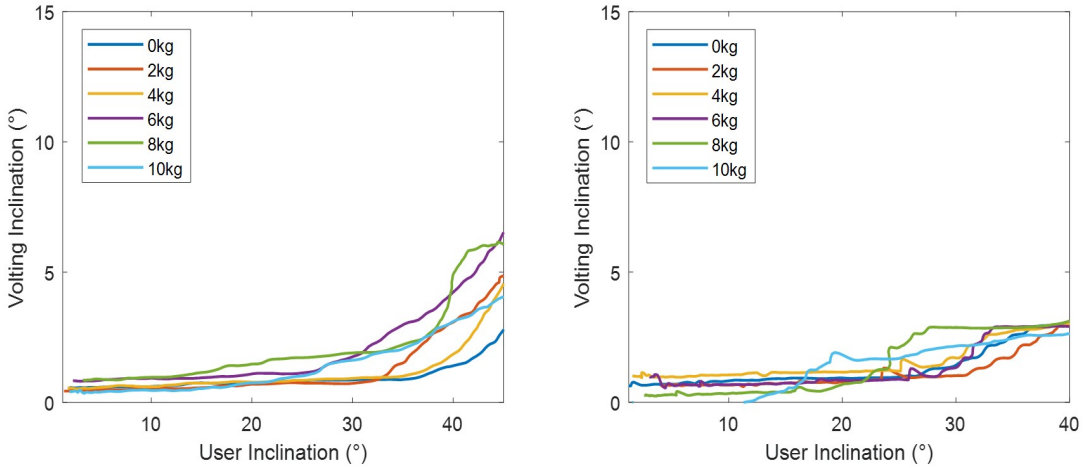
(a) homme (b) femme

FIGURE 3.11 – Inclinaison de Volting par rapport à l'usager pour k=5,36N/mm



(a) homme (b) femme

FIGURE 3.12 – Inclinaison de Volting par rapport à l'usager pour k=7,5N/mm



(a) homme (b) femme

FIGURE 3.13 – Inclinaison de Volting par rapport à l'usager pour k=11,27N/mm

3.5 Discussion

3.5.1 Analyse générale de l'inclinaison du système

Notre étude a examiné l'impact des variations de rigidité et de la morphologie de l'utilisateur sur le système. Nous avons observé trois comportements : l'instabilité, la tendance linéaire et la faible sensibilité lors de la modification de la rigidité. La tendance linéaire, obtenue avec la valeur de rigidité idéale déduite de notre modèle, a montré la réponse la plus souhaitable. De manière notable, le système a maintenu son comportement malgré une augmentation de 10 kg du poids de l'utilisateur. Pour les utilisateurs de poids inférieur ou de taille réduite, le système a manifesté une réponse linéaire avec une sensibilité réduite, pouvant être négligeable.
Ces résultats indiquent qu'une relation proportionnelle adéquate entre les inclinaisons peut être obtenue grâce à un calcul préalable minutieux. Cette relation permet à l'utilisateur d'accroître son inclinaison totale, repoussant les limites de la mobilité dans le plan frontal au-delà de ce qui était possible avec les conceptions de fauteuils roulants existantes [46]-[50].

3.5.2 Test d'inclinaison avec une danseuse professionnelle en fauteuil roulant

Sur la base des expériences menées dans la section précédente, il a été déterminé que l'utilisation du ressort k2=7,5N/mm est optimale pour une personne dont le poids est compris entre 74 et 84 kg. Gladys Foggea, paraplégique depuis l'âge de 13 ans, est aujourd'hui danseuse professionnelle en fauteuil roulant. Elle a accompagné le projet dans son développement et a volontairement décidé d'effectuer des tests avec notre dispositif puisque son poids se situait dans cette fourchette.

Dans un premier temps, un test statique a été effectué, au cours duquel elle s'est penchée latéralement. Lors de ce test, la danseuse a pu atteindre une inclinaison latérale totale de 51° (14° Volting + 37° corps), soit une augmentation de 38% par rapport à ses mouvements quotidiens (voir figure 3.14a). Pour elle, cette inclinaison n'était possible qu'avec l'aide d'une autre personne, comme le montre la figure 3.1. Cependant, Volting lui a permis d'explorer ce type de mobilité corporelle de manière autonome et en toute sécurité.

Nous avons également procédé à des tests dynamiques au cours desquels Gladys a été invitée à exécuter une chorégraphie de danse avec notre dispositif. Ainsi, comme le montre la Figure 3.14b, la danseuse en fauteuil roulant a pu effectuer des gestes de danse en explorant les nouvelles limites de l'inclinaison latérale. Volting représente alors une nouvelle façon d'explorer la liberté de mouvement et d'expression recherchée dans la danse.

(a)

(b)

FIGURE 3.14 – Gestes d'inclinaison latérale avec Volting

3.6 Conclusion

Ce chapitre présente une nouvelle conception de fauteuil roulant qui permet des inclinaisons latérales, offrant aux utilisateurs une plus grande liberté de mouvement. Après avoir effectué des calculs mécaniques et des tests avec des utilisateurs valides, le dispositif a été évalué par Gladys Foggea, une danseuse professionnelle en fauteuil roulant. Elle a réussi à obtenir une inclinaison corporelle de 38% de plus (inclinaison latérale totale de 51° : 14° Volting + 37° corps) par rapport à ses mouvements quotidiens et a réalisé de nouveaux gestes auparavant inaccessibles pour elle. Ainsi, elle a exprimé : "La sensation de pencher avec ce type de fauteuil roulant provoque initialement une crainte de déséquilibre similaire à celle ressentie lorsqu'on le fait avec un fauteuil roulant manuel. Cependant, cela demande moins d'effort et comporte moins de danger de chute. Amener les utilisateurs à s'adapter à la mobilité offerte par Volting pourrait encourager davantage de personnes à pratiquer la danse en fauteuil roulant et inciter ceux qui pratiquent déjà la danse en fauteuil roulant à ne pas abandonner". Les recherches futures se concentreront sur l'évaluation du fauteuil roulant en tant que dispositif de rééducation, en analysant son impact sur les muscles et les émotions des utilisateurs.

Après avoir analysé et évalué la mécanique du Volting, l'étape suivante consiste à évaluer la gestion de la conduite. En effet, bien que la capacité de mouvement ait été augmentée, il est également nécessaire que l'utilisateur puisse gérer de manière adéquate les périodes pendant lesquelles ces mouvements peuvent être réalisés. Dans le cas des fauteuils roulants, qu'ils soient manuels ou électriques classiques, les périodes dédiées à l'exécution de mouvements des membres supérieurs de l'utilisateur sont perturbées par la nécessité de piloter le fauteuil roulant, que ce soit par propulsion manuelle ou par la manipulation d'un joystick. Ainsi, dans le prochain chapitre, l'assistant à la conduite du Volting appelé WISP sera évalué.

Chapitre 4

WISP : Assistant à la conduite

4.1 Introduction

4.1.1 Propulsion dans la danse en fauteuil roulant manuel

La contribution des artistes en situation de handicap à la danse a récemment été reconnue et célébrée [51]. Cela a légitimé les danseurs en situation de handicap et ouvert une porte à l'activité physique artistique pour un plus grand nombre d'utilisateurs de fauteuils roulants. Les utilisateurs de fauteuils roulants ont un accès très limité aux sports, principalement en raison des contraintes liées à l'intensité et à l'effort requis. La danse en fauteuil roulant manuel apparaît comme une activité artistique et sportive potentielle, car elle est considérée comme un exercice d'intensité modérée à faible [6], [52]. De plus, la participation à des programmes de danse est associée à des améliorations de la capacité physique, émotionnelle et sociale [53].

Lorsqu'il s'agit de la danse en fauteuil roulant, on a généralement recours aux fauteuils roulants manuels dans lesquels les mouvements de propulsion du fauteuil roulant sont comparables aux pas d'un danseur en position debout lors d'une chorégraphie [14]. Ainsi, une part significative de la danse en fauteuil roulant manuel est dédiée à la propulsion.

Cependant, dans l'étude menée en [52], il a été démontré que les mouvements de propulsion nécessitent jusqu'à 30% de temps en plus que des actions telles que lever les mains ou applaudir. De plus, l'étude a également montré une fatigue accrue et une demande physique plus élevée lors des sessions de danse. Ainsi, les utilisateurs de fauteuils roulants ont présenté des niveaux de fatigue presque deux fois supérieurs à ceux de leurs homologues valides.

De même, Roy J. Shephard a examiné l'efficacité de la propulsion et le coût énergétique par rapport à la marche [54], tandis que d'autres études biomécaniques mettent en évidence l'importance d'optimiser la propulsion pour prévenir les blessures [55]-[57].

Certains profils d'utilisateurs ne peuvent pas effectuer des mouvements de propulsion et utilisent généralement un fauteuil roulant électrique. Dans ce cas, la commande du fauteuil roulant est effectuée en manipulant un joystick. Cependant, bien que ce dispositif évite l'exécution de la propulsion et donc les problèmes qui y sont liés, le problème de la gestion de la conduite dans la danse en fauteuil roulant persiste, car l'utilisateur doit consacrer du temps à réaliser des mouvements artistiques tout en manipulant le joystick avec la main.

Suite à cette problématique identifiée dans la danse en fauteuil roulant, l'initiative de développer un dispositif d'assistance a été envisagée. Cet assistant a pour but de permettre à l'utilisateur de se déplacer sur notre système Volting sans avoir à effectuer un geste pour le déplacement (propulsion ou manipulation d'un joystick). Dans cette optique, il est envisagé de concevoir un assistant capable de déplacer le système Volting en fonction de l'intention de l'utilisateur, telle qu'elle est exprimée par la posture de ses membres supérieurs. Cela offrirait à l'utilisateur une plus grande liberté de mouvement, ce qui représente l'un des objectifs majeurs du projet Volting.

4.1.2 État de l'art des dispositifs de monitorage postural

Le suivi des mouvements peut être effectué à l'aide de différents systèmes et techniques qui varient dans la manière de mesurer la position et l'orientation d'un point, ainsi que dans le traitement ultérieur des données acquises pendant le processus de suivi. Matthew Field et al. [58] ont classé les différentes technologies de suivi des mouvements en fonction de leur principe de fonctionnement.

Caméras de capture de mouvement

Le suivi de marqueurs passifs est l'une des principales technologies pour le suivi des mouvements. Ce système repose sur une détection optique. Un exemple de système de marqueurs optiques est le système Vicon. Un avantage de cette technologie est qu'elle présente une erreur submillimétrique et qu'il n'est pas nécessaire d'équiper l'utilisateur de batteries et de capteurs nécessitant un câblage.
Cependant, un inconvénient des systèmes de marqueurs passifs est l'espace de travail réduit et le positionnement limité des caméras, en plus du fait qu'un espace plus grand nécessite un plus grand nombre de caméras et que des limites sont atteintes où la distance entre les marqueurs et les caméras entraîne une perte de données.

La Figure 4.1 illustre un exemple de l'utilisation de ce type de caméras. Dans cet exemple, une utilisatrice a été équipée de marqueurs réfléchissants et les caméras,

disposées en hauteur sur les supports, détectent chaque marqueur et transmettent leurs positions à l'ordinateur.

FIGURE 4.1 – Vicon, caméra de capture de mouvement [59]

Analyse d'images

Une autre technologie largement utilisée dans le suivi des mouvements est celle des systèmes optiques sans marqueurs. Cette technique, basée sur la vision sans marqueurs, est un sujet bien étudié [60], [61], mais elle est limitée à une zone spécifique et peut nécessiter un arrière-plan pour son efficacité et sa précision.

Un exemple de cette technologie est présenté dans la Figure 4.2, où la vision par caméra est employée pour la reconnaissance de gestes afin de contrôler la télévision [62]. Il s'agit d'une technologie utilisée principalement pour des applications de vision par ordinateur pour la reconnaissance de silhouettes et de postures humaines.

FIGURE 4.2 – Contrôle de la TV par analyse d'image [62]

Capteurs inertiels

Les systèmes portables basés sur les IMU (unités de mesure inertielle) sont largement utilisés pour la surveillance de l'activité physique en fauteuil roulant [63]-[66], la reconnaissance de gestes [67]-[70], ainsi que l'évaluation des performances des athlètes pendant les activités sportives et l'entraînement [71]-[74]. Étant donné qu'ils sont portés pendant de longues périodes, leur aspect non invasif et leur poids représentent une grande utilité en comparaison avec d'autres systèmes. De même, les dispositifs compacts, stables et offrant une longue autonomie sont plus adaptés aux utilisateurs et aux chercheurs [75]-[77].

Le mouvement inertiel est basé sur la mesure des accélérations et de la vitesse de rotation des gyroscopes triaxiaux et des accéléromètres. Un inconvénient de ces systèmes est que, comme les capteurs inertiels estiment la position par intégration, ils présentent généralement une accumulation d'erreurs considérable. Ils sont également affectés par les perturbations magnétiques et sont sensibles au bruit. Cependant, le bruit et les perturbations magnétiques peuvent être atténués par l'isolation et le filtrage, et ces perturbations ne sont pas présentes dans tous les scénarios d'application.

La Figure 4.3 présente un exemple d'application de ce type de capteur. Dans cette illustration, deux capteurs inertiels, montés dans un boîtier rectangulaire de couleur orange, sont utilisés pour surveiller les mouvements d'un bras.

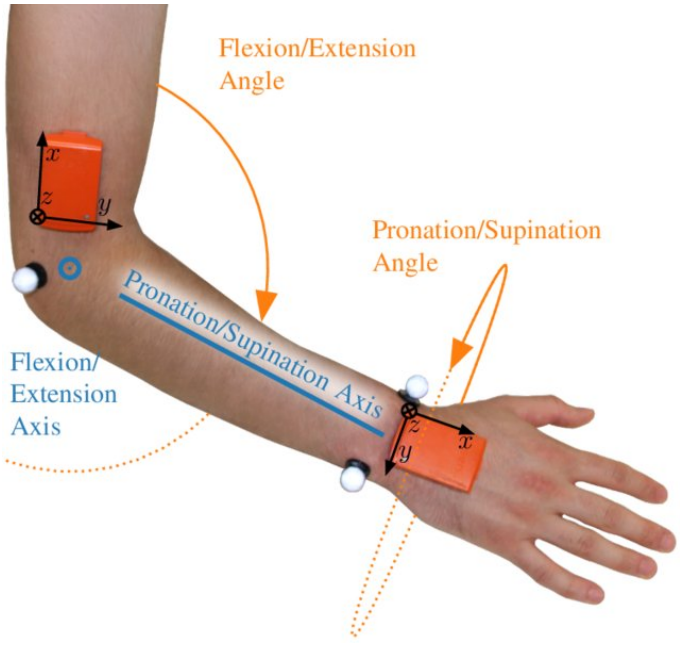


FIGURE 4.3 – Capteur inertiel [78]

Critères de sélection

Dans ce travail, nous proposons le développement d'un système de suivi postural pour la danse en fauteuil roulant. En se basant sur l'état de l'art développé, nous pouvons constater que les possibilités de surveillance de la posture sont variées, et que chacune présente ses avantages et ses inconvénients. Ainsi, afin de sélectionner le dispositif le plus approprié pour notre application, nous avons évalué chaque option en tenant compte les critères décrits dans la Table 4.1 :

Critère de sélection	Description
Portabilité	L'usager du fauteuil roulant doit être en mesure de déplacer aisément le dispositif. Par conséquent, celui-ci doit présenter des caractéristiques de légèreté, de compacité et de confort.
Environnement d'utilisation	L'appareil doit présenter la capacité de fonctionner tant en intérieur (laboratoire, salle de danse) qu'en extérieur (scène dans un cadre public).
Consommation d'énergie	En prenant en considération la caractéristique de portabilité de l'appareil, il est requis que celui-ci soit compatible avec une alimentation énergétique à base de batteries, tout en présentant une consommation minimale d'énergie dans le but de restreindre ses dimensions.
Traitement des signaux	La complexité du traitement des signaux de l'appareil doit permettre la surveillance des mouvements corporels avec une précision adéquate. De plus, il doit permettre une utilisation en temps réel afin de contrôler le système Volting.
Coût	À la fois Volting et Wisp sont des dispositifs conçus dans une optique d'accessibilité pour l'utilisateur. Par conséquent, une faible dépense relative aux composants s'avérera un avantage lors de la phase de production en série.

TABLE 4.1 – Critères de sélection des capteurs de suivi postural

Ainsi, après avoir examiné les critères énumérés dans la Table 4.1 concernant les dispositifs de surveillance posturale exposés dans l'état de l'art, il a été déterminé d'utiliser les capteurs inertiels pour l'élaboration de notre dispositif WISP. Par conséquent, dans la section suivante, nous exposerons l'élaboration électronique de notre appareil, ainsi que la logique de contrôle mise en œuvre.

4.2 Proposition

4.2.1 Description

Au cours de la danse en fauteuil roulant, l'utilisateur exécute des gestes chorégraphiques tels que les déplacements rythmiques (par propulsion ou commande de joystick), ainsi que des mouvements artistiques avec les membres supérieurs. Le projet Volting vise à accorder à l'utilisateur de fauteuil roulant une plus grande liberté de mouvement. Par conséquent, l'objectif est que l'assistant à la conduite puisse déplacer notre fauteuil roulant, Volting, en se basant sur les gestes artistiques des membres supérieurs, éliminant ainsi la nécessité de consacrer du temps au commandement du fauteuil roulant.

De plus, dans la section précédente, l'utilisation de capteurs inertiels comme technologie pour le développement de notre dispositif WISP a été déterminée. Ces capteurs peuvent être positionnés sur divers membres du corps de l'utilisateur afin de suivre leurs mouvements. Suite à des expérimentations effectuées au sein du laboratoire LISV avec une danseuse professionnelle en fauteuil roulant, il a été établi que les endroits appropriés sont les mains et le tronc de l'utilisateur.Ainsi, notre système WISP a été conçu, se composant de trois capteurs inertiels, comme on peut le voir dans la Figure 4.4.

FIGURE 4.4 – WISP, assistant à la conduite

4.2.2 Instrumentation

L'assistant WISP est constitué de trois IMU (unités de mesure inertielle) à six axes à faible coût (accéléromètre à trois axes et gyroscope à trois axes) de type MPU-6050. Cela permet d'extraire la vitesse angulaire et l'accélération linéaire sur les trois axes X, Y et Z.

Nous définissons les trois capteurs inertiels comme : S1, S2 et S3. L'IMU S1 est fixée sur le dos, et les IMU S2 et S3 sont positionnées respectivement à l'arrière des mains gauche et droite, comme le montre la Figure 4.4. La communication entre les capteurs et l'extracteur de données utilise le protocole de communication I2C. Pour lire les données de toutes les IMU en utilisant un seul port, un multiplexeur I2C (TCA9548A) est ajouté, de sorte que les capteurs communiquent séquentiellement un par un avec l'extracteur de données. Un second port à double mode est utilisé pour envoyer les données via un module Bluetooth (HC-05) ou via une connexion physique.

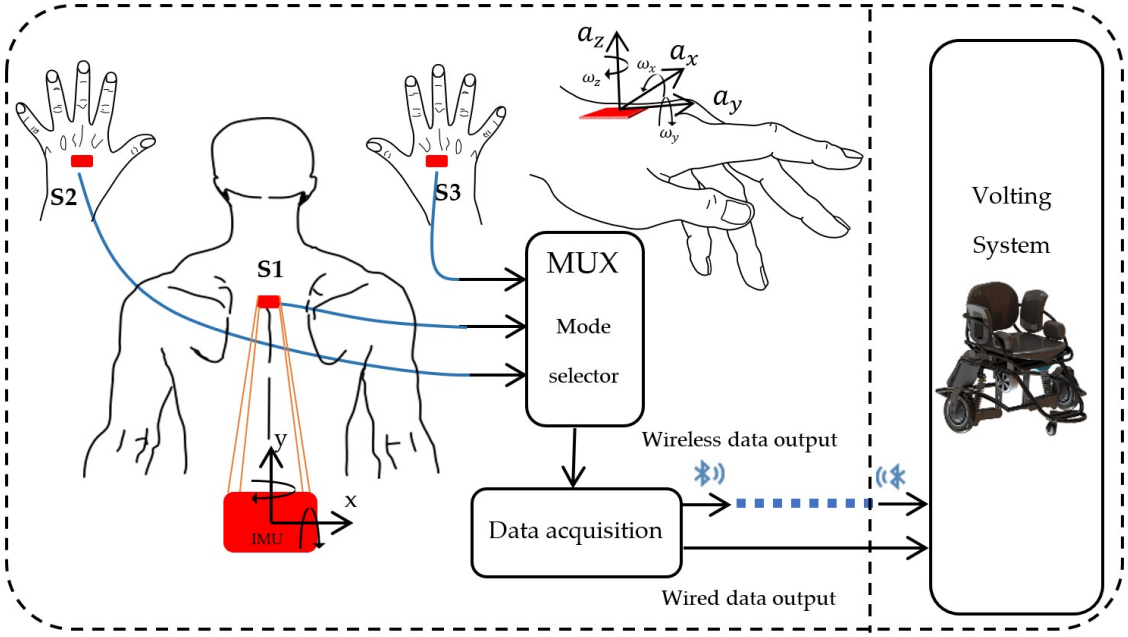


FIGURE 4.5 – Structure électronique de WISP basé sur 3 capteurs inertiels : S1 positionné sur le tronc, S2 positionné sur la main gauche, S3 positionné sur la main droite.

La communication Bluetooth est un avantage qui permet une surveillance à distance de 15 m sans obstacle intermédiaire, ce qui convient aux dimensions minimales des salles (10 m × 10 m) selon le Centre National de la Danse en France (CND). Cette modalité facilite l'évaluation de la danse car elle permet de procéder à distance dans le scénario, contrairement à des solutions telles que les plateformes de simulation de fauteuils roulants [79], [80]. De plus, il est possible de communiquer avec des dispositifs affichant des informations système et une reconnaissance gestuelle

de diverses manières, telles que des graphiques en temps réel, des indicateurs de performance, des scores, etc.

Le capteur S1 est fixé, la carte électronique d'acquisition de données et le multiplexeur sont fixés ensemble sur le dos. La fixation a été réalisée au moyen d'un correcteur de posture dorsale. Pour fixer les IMU sur les mains, elles sont fixées à l'intérieur de gants et câblées le long des bras jusqu'au dos où se trouve le capteur S1. La fixation des capteurs et un schéma présentant la structure décrite ci-dessus est illustrée dans la Figure 4.5.

4.2.3 Principe de fonctionnement

Le dispositif WISP est constitué de trois capteurs, un placé dans le dos pour surveiller la posture du tronc, et deux dans les mains pour surveiller le mouvement de celles-ci. Dans cette première conception, il a été suggéré que le WISP puisse sélectionner l'un des trois capteurs et analyser l'accélération et la vitesse à l'aide de l'accéléromètre et du gyroscope, afin d'estimer la valeur de l'inclinaison par rapport au sol. Cette valeur d'inclinaison est ensuite envoyée à Volting pour permettre son déplacement en fonction de la logique de contrôle conçue.
Ainsi, pour permettre à l'utilisateur de sélectionner en temps réel le capteur qu'il souhaite utiliser pour le contrôle de Volting, un bouton a été placé à côté de chaque capteur dans les mains, de sorte que l'utilisateur puisse les presser et choisir le capteur à utiliser. Ainsi, à partir de ces éléments, deux modes de fonctionnement pour le dispositif WISP ont été définis, lesquels varient en fonction du capteur sélectionné. Ces modes sont présentés ci-dessous :

Mode 1 : Contrôle avec le tronc de l'utilisateur

Dans le Mode 1, WISP utilise le capteur installé sur le dos de l'utilisateur et obtient deux valeurs d'inclinaison correspondant à l'inclinaison du tronc de la personne selon l'axe sagittal et l'axe frontal. Des exemples de ces inclinaisons sont présentés dans la Figure 4.6.

La Figure 4.6.A et la Figure 4.6.B illustrent l'inclinaison du tronc de la personne dans le plan sagittal. Dans ce cas, lorsque la personne se penche en avant, Volting avancera en avant. De même, lorsque l'utilisateur se penche en arrière, Volting reculera.
De plus, la Figure 4.6.C et la Figure 4.6.D présente l'inclinaison du tronc de l'utilisateur selon l'axe frontal. Ici, lorsque la personne penche vers la droite, Volting effectuera une rotation vers la droite. De manière similaire, lorsque la personne penche vers la gauche, Volting effectuera une rotation vers la gauche.

Il convient de souligner qu'il existe un angle d'inclinaison minimum pour initier le mouvement. Ceci a été défini afin de permettre à l'utilisateur de maintenir une

position de repos lorsque nécessaire. De plus, le degré d'inclinaison est proportionnel à la vitesse à laquelle Volting avancera.

FIGURE 4.6 – Postures de l'utilisateur pour diriger le dispositif Volting à l'aide du tronc : A) en avant, B) en arrière, C) vers la gauche et D) vers la droite.

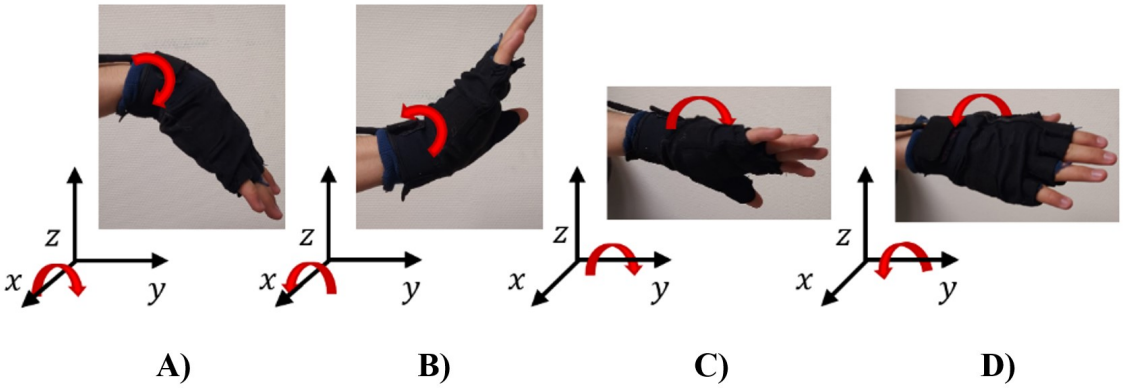


FIGURE 4.7 – Postures pour le déplacement du dispositif Volting en utilisant le capteur positionné sur la main droite : A) en avant, B) en arrière, C) tournant vers la gauche et D) tournant vers la droite.

Mode 2 : Contrôle avec les mains de l'utilisateur

Dans le Mode 2, WISP utilise le capteur installé sur la main de l'utilisateur. Les boutons disposés de chaque côté de la main déterminent quel capteur sera utilisé. Ainsi, WISP obtient deux valeurs d'inclinaison correspondant à l'inclinaison de la main. La référence est établie lorsque la main est étirée avec la paume tournée vers le sol de manière perpendiculaire.

Les postures de la main utilisées pour contrôler le système Volting sont illustrées dans la Figure 4.7. La Figure 4.7.A montre la posture de la main pour faire avancer

Volting en avant. De même, la Figure 4.7.B présente la posture de la main qui fera reculer notre dispositif. Les deux postures se trouvent sur un même plan de référence. D'autre part, la Figure 4.7.C présente la posture de la main pour faire pivoter le système Volting vers la gauche. De manière similaire, la Figure 4.7.D montre la posture de la main pour faire pivoter l'appareil vers la droite.

Tout comme dans le Mode 1, un angle d'inclinaison minimum a été défini avant le début du mouvement. De plus, le degré d'inclinaison est proportionnel à la vitesse à laquelle Volting avancera. Finalement, comparé au Mode 1, il est important de noter que les valeurs de l'angle d'inclinaison minimum et de la proportionnalité sont moins sensibles dans le Mode 2, car la main peut effectuer des mouvements plus amples et plus prononcés que le tronc de l'utilisateur.

4.3 Méthodologie pour la mise en application du WISP

Les mouvements quotidiens d'une personne englobent la capacité de se déplacer en ligne droite, comme lorsqu'on marche dans un couloir, de réaliser des mouvements de rotation, tels que changer de direction au coin d'une rue, ou d'effectuer une combinaison des deux, par exemple marcher autour d'un stade. Ce changement de direction fait partie intégrante de la vie quotidienne de chaque utilisateur, qu'il soit en situation de handicap ou non.

Ce principe a été l'un des fondements pour coupler le mouvement d'inclinaison latérale de l'utilisateur avec le mouvement de rotation de Volting. De cette manière, l'utilisateur exécutera des mouvements d'inclinaison latérale, lesquels sont peu fréquents chez les personnes en fauteuil roulant, tout en réalisant des activités quotidiennes ou spécifiques, telles que la danse en fauteuil roulant. Ainsi, Wisp peut être utilisé comme dispositif visant à promouvoir la mobilité des personnes en situation de handicap.

Cependant, la proposition de favoriser les mouvements latéraux chez les personnes en situation de handicap doit être abordée avec prudence. En effet, de nombreux utilisateurs de fauteuils roulants qui les ont déjà utilisés pendant une période prolongée ont pris l'habitude de maintenir une posture fixe et stable. En conséquence, beaucoup d'entre eux connaissent une perte de masse musculaire et ne disposent pas de la force nécessaire pour effectuer les mouvements suggérés par Volting. Dans ce contexte, la transition vers l'utilisation de Volting doit être progressive afin de prévenir les blessures chez les utilisateurs. Par conséquent, l'utilisation de WISP en association avec Volting a été divisée en deux étapes, qui sont décrites ci-dessous :

1. **Ajustement du système à la danse en fauteuil roulant :** La première étape de la mise en œuvre de notre système consistait à effectuer des ajustements dynamiques de notre système pour la danse en fauteuil roulant. Dans cette optique, afin d'obtenir les ajustements de référence, nous avons sollicité l'assistance d'une danseuse en fauteuil roulant professionnelle du nom de Gladys Foggea. Des séances d'entraînement ont ainsi été organisées avec la danseuse afin de personnaliser notre dispositif pour la danse en fauteuil roulant.

2. **Adaptation d'un utilisateur au système :** Après avoir obtenu les ajustements de notre système pour la danse en fauteuil roulant, nous avons proposé d'analyser l'adaptation de notre dispositif à une utilisatrice non sportive en fauteuil roulant. Dans ce cas, la dynamique de notre système a été calibrée en commençant par une intensité douce pour progressivement atteindre l'intensité fournie par la danseuse professionnelle.

4.4 Collaboratrices dans le projet Volting

Deux utilisatrices en fauteuil roulant ont contribué au développement du projet. Gladys, paraplégique, est enseignante en danse en fauteuil roulant. D'autre part, Monia, atteinte de sclérose en plaques (SEP), est une utilisatrice de fauteuil roulant qui ne pratique pas la danse ni aucun autre sport.

(a) Gladys (b) Monia

FIGURE 4.8 – Collaboratrices dans le projet Voltings

4.5 Expérience 1 : Ajustement du système à la danse en fauteuil roulant (Gladys)

Afin d'ajuster notre dispositif pour la danse en fauteuil roulant, nous avons sollicité le soutien d'une danseuse en fauteuil roulant professionnelle. Ainsi, par le biais de la Compagnie Mobilis Immobilis, nous avons pu collaborer avec Maflohé Passedouet, directrice artistique de la compagnie et chorégraphe, et Gladys Foggea, danseuse en fauteuil roulant professionnelle. De cette manière, l'adaptation de notre dispositif a été réalisée à la fois d'un point de vue scientifique et artistique. De même, l'expérience a été approuvée et surveillée par le Centre de Ressources et d'innovation Mobilité Handicap (CEREMH).

4.5.1 Danseuse professionnelle en fauteuil roulant

Le travail de Gladys Foggea en tant que danseuse professionnelle en fauteuil roulant l'amène souvent à effectuer des mouvements relativement complexes, comme illustré dans la Figure 4.9. Sur cette image, on peut observer que Gladys soutient Maxime Thomas, danseur de l'Opéra de Paris, sur son fauteuil roulant. En effet, même dans cette situation qui pourrait demander un effort considérable, Gladys est capable de danser et d'exécuter des chorégraphies remarquables. Cela est possible grâce à la compétence qu'elle a pu développer au cours de son apprentissage en fauteuil roulant, ainsi qu'à sa force physique. Il convient de noter que l'exécution d'inclinaisons latérales ne représente pas une tâche difficile ou risquée pour elle, mais fait partie de ses mouvements courants en tant que danseuse professionnelle.

FIGURE 4.9 – Gladys Foggea, danseuse professionnelle en fauteuil roulant, soutenant Maxime Thomas sur son fauteuil roulant [81]

4.5.2 Séances d'utilisation de Volting dans la danse en fauteuil roulant

Initialement, un protocole a été défini, qui consistait à augmenter la dynamique du dispositif, en partant d'un mouvement assez lent pour progressivement atteindre le mouvement approprié pour la danse en fauteuil roulant selon la danseuse professionnelle. Cependant, en raison de la grande habileté de Gladys dans les mouvements de danse, elle a pu s'adapter dès la première séance. Dans cette optique, les paramètres d'ajustement du système ont été obtenus dès la première utilisation. Néanmoins, les séances se sont poursuivies afin d'optimiser le projet, ainsi que pour élaborer une chorégraphie en vue de la présentation des spectacles de danse en fauteuil roulant.

Séances au laboratoire LISV

Les ajustements initiaux de Volting ont nécessité une attention accrue d'un point de vue technique afin de réguler les différents paramètres de contrôle, à la fois au niveau de l'interface utilisateur et au niveau des actionneurs. Pour cette raison, les premières sessions ont été menées au sein du laboratoire LISV (Laboratoire d'Ingénierie des Systèmes de Versailles), et elles peuvent être subdivisées comme suit :

- **Expérimentations** avec danseurs : Rémi PAROT et Mathias DOU de la Compagnie Mobilis Immobilis.

- **Séances** avec Gladys FOGGEA et Maxime THOMAS (danseur à l'Opéra de Paris), avec tournage du clip video.

FIGURE 4.10 – Séances de laboratoire au LISV : Gladys Foggea et Maxime Thomas

Résidences

De plus, afin de tester et d'optimiser les paramètres de Volting face aux diverses conditions présentes dans la danse en fauteuil roulant, deux résidences ont été organisées. Ces résidences comprenaient des séjours d'une semaine au cours desquels une chorégraphie de danse était élaborée. Cette chorégraphie faisait partie d'un spectacle inclusif développé en collaboration avec la Compagnie Mobilis Immobilis sous le nom de "A la verticale de soi", dans lequel la danseuse professionnelle en fauteuil roulant Gladys Foggea a participé aux côtés d'autres danseurs de l'équipe. À la fin de chaque résidence, la chorégraphie était présentée à un public local. De cette manière, une composante artistique du projet a été développée, tout en permettant au prototype Volting de progresser pour mieux s'adapter aux besoins de la danse en fauteuil roulant.

- **Magny les Hameaux** (Octobre 2021) avec sensibilisation pour les personnels de la mairie et de la médiathèque.

- **Bruyères-le-Châtel** (Novembre 2021) avec sensibilisation des enfants de l'ESAT de Bruyères-le-Châtel.

FIGURE 4.11 – Résidence : Sensibilisations des enfants de l'ESAT de Bruyeres-le-Châtel

4.5.3 Résultats et discussion

Ainsi, après avoir mené divers essais tant en laboratoire qu'en environnement de danse, le dispositif Volting a pu être adapté et optimisé pour la danse en fauteuil roulant. Les résultats issus de cette première série d'expériences peuvent être subdivisés en trois parties, que nous décrirons ci-dessous :

Évolution de notre prototype initial

Les sessions de test effectuées avec notre dispositif Volting ont permis d'évaluer ce dernier, non seulement d'un point de vue mécatronique, mais également d'un point de vue artistique et d'usage. Ainsi, plusieurs améliorations ont été apportées, tant au niveau du contrôle que du matériel. Les principaux changements effectués sont présentés dans la Table 4.2.

Amélioration apportée	**Description et justification**
Système à deux roues	Nous avons opté pour une modification de la configuration motrice de notre dispositif, passant ainsi d'une seule roue à deux roues, dans le but d'assurer un contrôle total sur la trajectoire souhaitée par l'utilisateur.
Maintien des genoux	En raison des mouvements lors de la danse en fauteuil roulant, les jambes de l'utilisateur peuvent se déplacer involontairement. Par conséquent, nous avons choisi de rendre la structure plus étroite au niveau des genoux afin de les maintenir dans une position fixe.
Système de transfert	Une configuration a été conçue pour permettre de relever l'accoudoir du côté droit, afin de faciliter et de sécuriser le transfert vers Volting.
Support latéral adapté	Le support de notre premier dispositif présentait des caractéristiques similaires à ceux des supports d'une chaise roulante conventionnelle : rigide et conçu pour maintenir l'utilisateur en position verticale. Ainsi, un support latéral a été conçu pour permettre efficacement et confortablement des inclinaisons latérales appropriées.

TABLE 4.2 – Principales améliorations réalisées dans la construction du nouveau prototype.

Ainsi, grâce aux séances menées, il a été possible de concevoir un nouveau prototype de Volting avec les améliorations suggérées. La troisième version de Volting, qui a été élaboré durant cette thèse, est illustré dans la Figure 4.12a. De même, la quatrième version de Volting, également conçue au cours de cette thèse, est présenté dans la Figure 4.12b. Ainsi, la version 4 a été le résultat de l'optimisation de la version 3.

(a) Volting version 3 (b) Volting version 4

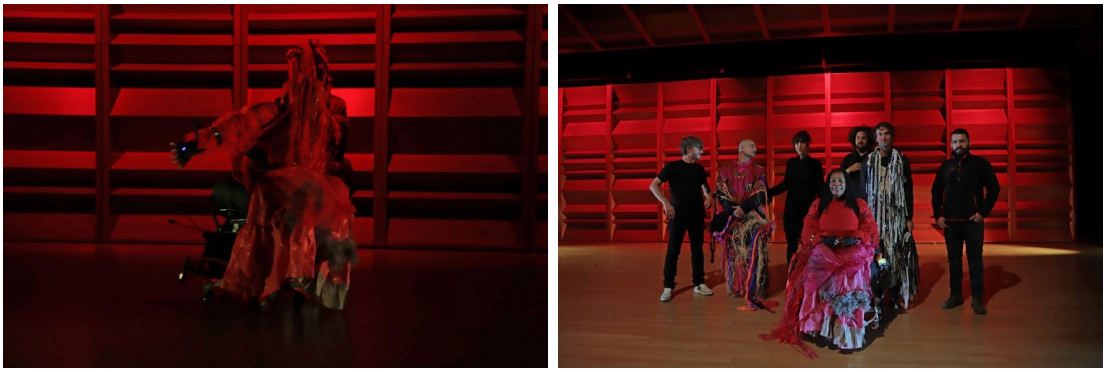
FIGURE 4.12 – Prototypes de Volting développés au cours de cette thèse.

Présentation des spectacles

Les sessions en laboratoire et les résidences ont été utilisées à la fois pour l'optimisation de Volting et dans un but artistique. Ainsi, en résultat de ces sessions, une chorégraphie de danse a été présentée, dans laquelle Gladys Foggea a utilisé Volting, accompagnée de danseurs professionnels. Ce spectacle, développé en collaboration avec la Compagnie Mobilis Immobilis, a été nommé "A la verticale de soi" et a été présenté lors des deux occasions suivantes :

- « A la verticale de soi : Rituel pour un temps présent ».
  Date : 24 février 2023.
  Spectacle au théâtre TE'S de Plaisir
  110 rue Claude Chappe 78 370 - Plaisir

- Festival La science de l'Art 2021 – thème Déséquilibres
  Dates : 10 – 12 décembre 2021.
  Spectacle au conservatoire à rayonnement régional Marcel Dadi
  2-4 Rue Maurice Déménitroux, 94000 Créteil



(a) Gladys Foggea avec le costume (b) Une partie de l'équipe lors du spectacle

FIGURE 4.13 – Spectacle A la Verticale de Soi à Créteil

Acquisition de paramètres de contrôle

En plus de l'amélioration matérielle, il a été possible d'ajuster les paramètres dynamiques de Volting conformément aux exigences de la danse en fauteuil roulant. Ces valeurs serviront de référence dans des expérimentations visant à suivre la progression d'une personne, passant d'un contrôle de base de Volting à un contrôle de type professionnel. Les principaux paramètres qui ont été ajustés sont répertoriés dans la Table 4.3.

Paramètres modifiés	**Description**
Sensibilité avant/arrière	Elle détermine la relation proportionnelle entre l'inclinaison avant/arrière du tronc de l'utilisateur et le déplacement de Volting vers l'avant/vers l'arrière, respectivement.
Sensibilité latérale	Elle détermine la relation proportionnelle entre l'inclinaison latérale vers la gauche/droite du tronc de la personne et le déplacement rotatif de Volting vers la gauche/droite, respectivement.
Angle minimum	Il s'agit des angles minimaux d'inclinaison du tronc de la personne. Si une mesure est inférieure à cette valeur, elle est transformée en zéro.
Gain des filtres	Ce sont les gains des filtres utilisés dans le traitement des signaux de chaque capteur et actionneur. Ils déterminent le temps de réponse de Volting ainsi que sa stabilité.

TABLE 4.3 – Principaux paramètres réglés lors des sessions avec Volting.

4.6 Expérience 2 : Adaptation d'un usager de fauteuil roulant à Volting (Monia)

Les expériences menées avec la danseuse professionnelle nous ont permis d'ajuster notre dispositif pour la danse en fauteuil roulant d'un point de vue matériel et dynamique. Ainsi, la configuration de Volting peut servir de référence aux nouveaux utilisateurs souhaitant l'adopter dans la danse en fauteuil roulant. Dans le cas de la danseuse professionnelle, aucune procédure d'adaptation à l'utilisation de Volting n'a été nécessaire, car Gladys, étant une danseuse en fauteuil roulant professionnelle, effectuait déjà régulièrement des mouvements d'inclinaison latérale, même si les fauteuils roulants ne sont pas conçus pour ce type de mouvements. Cependant, pour une utilisatrice non professionnelle, il sera nécessaire d'établir une procédure afin qu'elle puisse progressivement utiliser Volting. Ainsi, le deuxième bloc d'expériences présente les étapes du processus d'adaptation d'une utilisatrice de fauteuil roulant non sportif à l'utilisation de Volting dans le contexte de la danse. Ces expériences ont été approuvées et surveillées par le Centre de Ressources et d'innovation Mobilité Handicap (CEREMH).

4.6.1 Étape 1 : Analyse initiale du participant

La première étape du processus d'adaptation a consisté à analyser l'état initial du participant. Cette étape vise à permettre la comparaison de la progression physique ou émotionnelle du participant avant et après l'utilisation de Volting.
Ainsi, dans le cadre de cette deuxième série d'expériences, la participante était Madame Monia, une personne en fauteuil roulant en raison de la sclérose en plaques, une maladie qui affecte la motricité des membres inférieurs. Par ailleurs, elle ne pratique plus d'activités sportives. Cependant, après avoir pris connaissance du projet et de ses perspectives, elle a accepté de rejoindre l'équipe Volting et de participer à cette deuxième série d'expériences. Pour amorcer cette étape, un questionnaire a été proposé, dont le format est détaillé en Annexe A. De plus, un résumé des réponses fournies par Monia est présenté dans la Table 4.4.

Après avoir discuté avec Monia et analysé ses réponses dans le questionnaire, il est possible de comprendre que sa maladie a entraîné une réduction de sa mobilité. En effet, en raison de sa déficience motrice aux pieds, Monia ne pratique aucun sport et même des activités de base telles que s'habiller sont compliquées pour elle. Dans ce contexte, Monia est un membre appropriée pour le projet Volting, car elle démontrera la capacité de Volting à rapprocher une utilisatrice en situation de handicap, qui ne pratique pas de sport, vers une activité sportive telle que la danse en fauteuil roulant. Ainsi, Monia a fait sa première approche avec Volting.

Sujet	Réponse fournie
Inclinaison vers l'avant/arrière	Notation = 2 (Faible mobilité = 0, Forte mobilité = 5)
Inclinaison latérale	Notation = 2 (Faible mobilité = 0, Forte mobilité = 5).
Activités difficiles à réaliser	Jouer au ballon, s'habiller, à peu près tout.
Pratique sportive	Aucune pratique sportive.

TABLE 4.4 – Résumé des réponses fournies par Monia à l'étape 1.

4.6.2 Étape 2 : Première approche de Volting

Bien que Volting partage de nombreuses caractéristiques avec un fauteuil roulant, son fonctionnement diffère de celui des fauteuils roulants conventionnels. Dans ce cas, l'utilisatrice doit être équipée d'un dispositif portable appelé WISP, comme décrit précédemment au début de ce chapitre. Ce dispositif permet de contrôler Volting, que Monia se trouve à l'intérieur ou à l'extérieur de celui-ci. La Figure 4.14 montre Monia portant le dispositif WISP sur son fauteuil roulant. Ainsi, un protocole en trois étapes a été élaboré pour faciliter l'approche de l'utilisatrice à Volting, et ces étapes sont présentées ci-dessous.

FIGURE 4.14 – Utilisatrice en fauteuil roulant employant le dispositif WISP

Commande à distance

Dans cette première étape, Monia a utilisé la commande à distance autorisée par le dispositif WISP pour contrôler Volting depuis son fauteuil roulant. L'objectif principal de cette étape était de permettre à Monia de comprendre le principe de fonctionnement de Volting sans être affectée par le mouvement de Volting. Ainsi, Monia a contrôlé Volting pendant une durée de 15 minutes en faisant des pauses fréquentes selon ses besoins. Comme le montre la Figure 4.15, Monia pouvait déplacer Volting, qui transportait un autre utilisateur.

FIGURE 4.15 – Monia contrôlant Volting à distance.

Ainsi, Monia a réussi à contrôler Volting dans la période de temps prévue. De plus, afin de comprendre la perspective de Monia sur cette phase, le questionnaire/interview présenté en Annexe B a été utilisé. Monia a exprimé son avis de la manière suivante : *Impressionnée par le prototype, elle voulait se voir dedans pour sensation de liberté/autonomie. Un peu difficile à distance.*

Commande accompagnée dans Volting

Après que Monia ait compris l'utilisation du WISP pour contrôler Volting, nous sommes passés à la deuxième étape. Dans cette phase, Monia était à l'intérieur de Volting et a pu prendre le contrôle de l'appareil. Cependant, afin d'éviter toute sensation de risque susceptible de causer un inconfort à Monia, elle a été constamment accompagnée par un membre de l'équipe Volting. De plus, la vitesse de Volting a été réduite à un niveau très bas pour éviter tout mouvement brusque et permettre à Monia de se familiariser de plus en plus avec l'appareil, comme illustré dans la Figure 4.16.

Cette procédure a duré 15 minutes, lui permettant d'effectuer différents mouvements de Volting de manière aléatoire selon ses désirs. De plus, l'Annexe B a été utilisée pour recueillir l'opinion de Monia concernant cette étape, qui s'est exprimée comme suit : *Se voit gagner en autonomie. 5% de mobilité suppleméntaire. S'attendait à perdre l'equilibre (apprehension) mais finalement non.*

FIGURE 4.16 – Monia conduisant Volting en compagnie d'une autre personne

Commande non accompagnée dans Volting

La dernière étape de ce processus d'approche de Volting a consisté en l'utilisation de Volting sans accompagnement. Au cours de cette étape, la vitesse a été maintenue à un niveau bas, comme dans la phase précédente, afin de maintenir la dynamique. Monia a ainsi commencé à piloter l'appareil en toute autonomie et liberté, comme illustré dans la Figure 4.17.

FIGURE 4.17 – Monia conduisant Volting en autonomie

Cette étape a duré 15 minutes, au cours desquelles Monia s'est déplacée de manière aléatoire. De plus, il a été rapidement observé que Monia ressentait de la joie en retrouvant sa liberté de mouvement et la capacité de se déplacer sans effectuer de mouvements de propulsion. En outre, l'Annexe B a été utilisée pour recueillir l'opinion de Monia concernant cette phase, qu'elle a exprimée comme suit : *Génial. Grande émotion positive. Sensation de liberté. Sécurité.*

4.6.3 Étape 3 : Séances d'entraînement avec Volting

Les tests réalisés lors de la phase 2 ont permis à Monia d'acquérir une première compréhension de Volting et de son fonctionnement. De plus, on a pu observer une progression rapide de Monia, car chaque phase n'a pas nécessité d'être prolongée au-delà de ce qui était prévu. De même, les questionnaires ont révélé la motivation et la joie de Monia lors de l'utilisation de l'appareil.

Ainsi, compte tenu de ces résultats, il a été décidé de poursuivre les expériences de l'étape 3. Dans cette étape, il a été planifié de réaliser des tests au cours desquels Monia pourrait progressivement utiliser le fauteuil roulant jusqu'à atteindre le niveau de performance de la danseuse professionnelle. Ainsi, trois tests ont été planifiés, que nous présentons ci-dessous.

Session 1 : Test en laboratoire

La première séance d'entraînement a eu lieu en laboratoire. À cette occasion, une trajectoire en forme de huit a été définie afin de permettre à Monia de se déplacer avec Volting en suivant cette trajectoire. Elle a été choisie car elle permet à l'utilisatrice d'effectuer des changements de direction, ce qui entraîne des inclinaisons latérales vers la gauche et la droite. De même, ces mouvements avec changements de direction sont fréquemment utilisés dans la danse en fauteuil roulant et sont également utilisés dans l'évaluation de la conduite en fauteuil roulant dans la recherche [82], [83]. Ainsi, cette trajectoire a été utilisée pour les tests réalisés en laboratoire, comprenant le premier et le troisième test. La trajectoire conçue est illustrée dans la Figure 4.18.

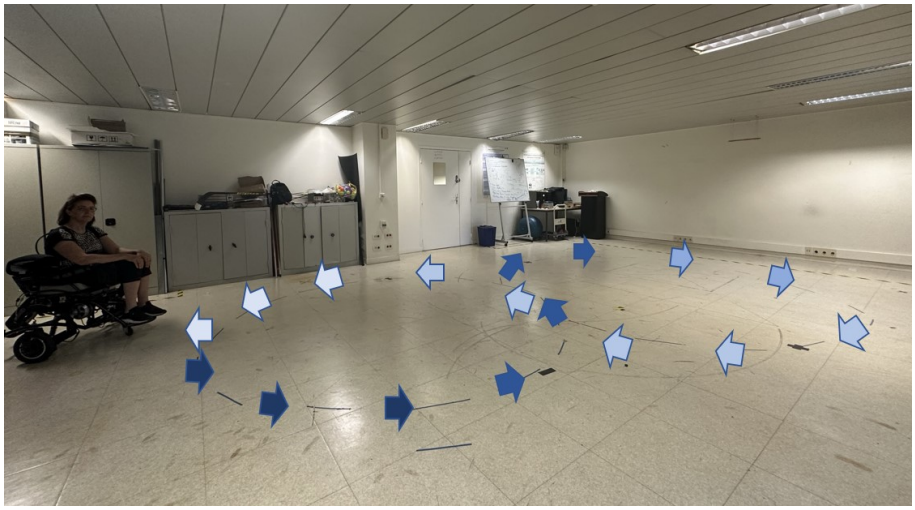


FIGURE 4.18 – Trajectoire effectuée lors du test en laboratoire

Procédure de l'expérience

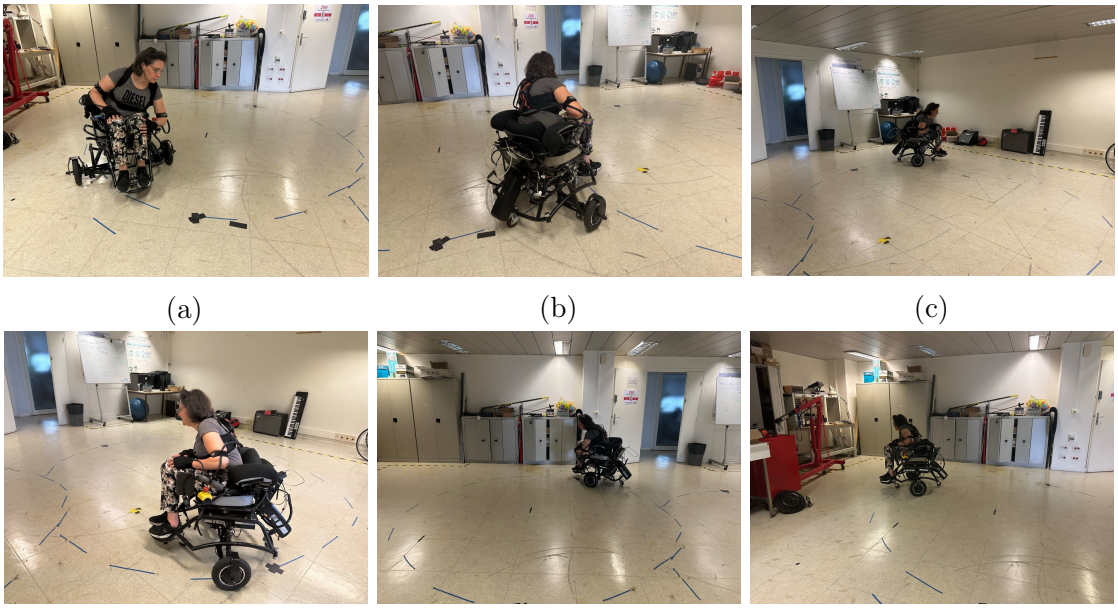
Dans cette première session d'expériences, l'objectif était de permettre à Monia de parcourir la trajectoire mentionnée. Lors de chaque essai, Monia devait s'incliner latéralement afin de réaliser les virages de la trajectoire en forme de huit. Ainsi, Monia effectuerait des inclinaisons latérales, ce qui n'est pas courant chez les utilisateurs de fauteuils roulants.

De plus, afin de progresser graduellement dans les expériences, deux modes de fonctionnement ont été définis : Sensibilité 1 et Sensibilité 2.

Le mode Sensibilité 1 correspond à une configuration de Volting qui nécessite que l'utilisateur déplace son tronc à 80 % par rapport à la mobilité requise pour la danse en fauteuil roulant, cette dernière ayant été calibrée par Gladys, danseuse professionnelle.

Le mode Sensibilité 2 nécessite 100% de cette mobilité.

Ainsi, Monia a parcouru la trajectoire lors de 6 répétitions pour chaque mode de fonctionnement de Volting.
Un exemple du parcours réalisé par Monia peut être visualisé dans la séquence d'images présentée dans la Figure 4.19. L'image (a) montre le début de la trajectoire, tandis que l'image (f) montre la fin de la trajectoire.



(a) (b) (c)

(d) (e) (f)

FIGURE 4.19 – Monia effectuant la conduite de Volting sur la trajectoire en laboratoire.

Résultats

Notre dispositif WISP, utilisé pour contrôler Volting, a également été utilisé pour obtenir la valeur maximale des inclinaisons latérales effectuées par Monia lors des expériences. Ces valeurs permettront d'analyser la progression de sa mobilité, en particulier en ce qui concerne les inclinaisons latérales, à travers les sessions réalisées. Ainsi, pour la Sensibilité 1, on a obtenu une moyenne de 32.17° (écart-type = 1.94) pour les inclinaisons latérales maximales du côté gauche, et une moyenne de 28.67° (écart-type = 2.80) pour le côté droit. De même, pour la Sensibilité 2, on a obtenu une moyenne de 34.83° (écart-type = 2.14) pour les inclinaisons latérales maximales du côté gauche, et une moyenne de 34.67° (écart-type = 2.25) pour le côté droit. Ces valeurs sont présentées dans la Figure 4.20.

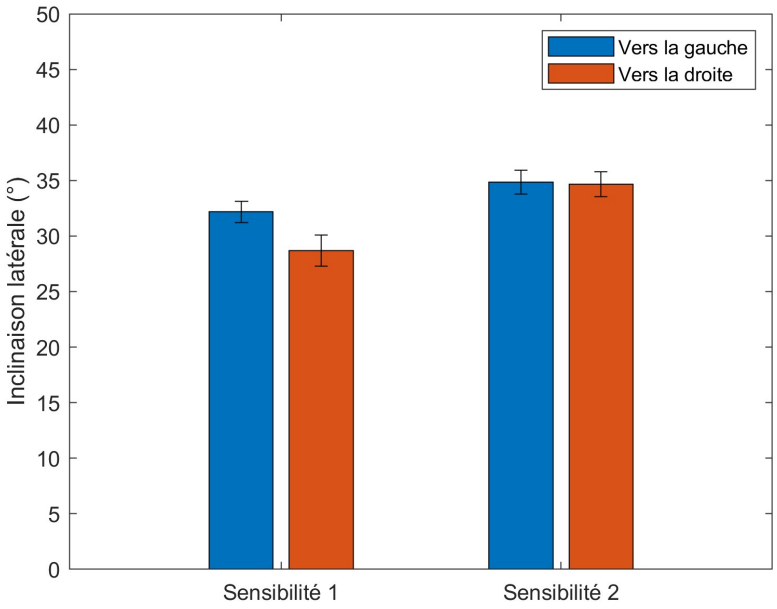
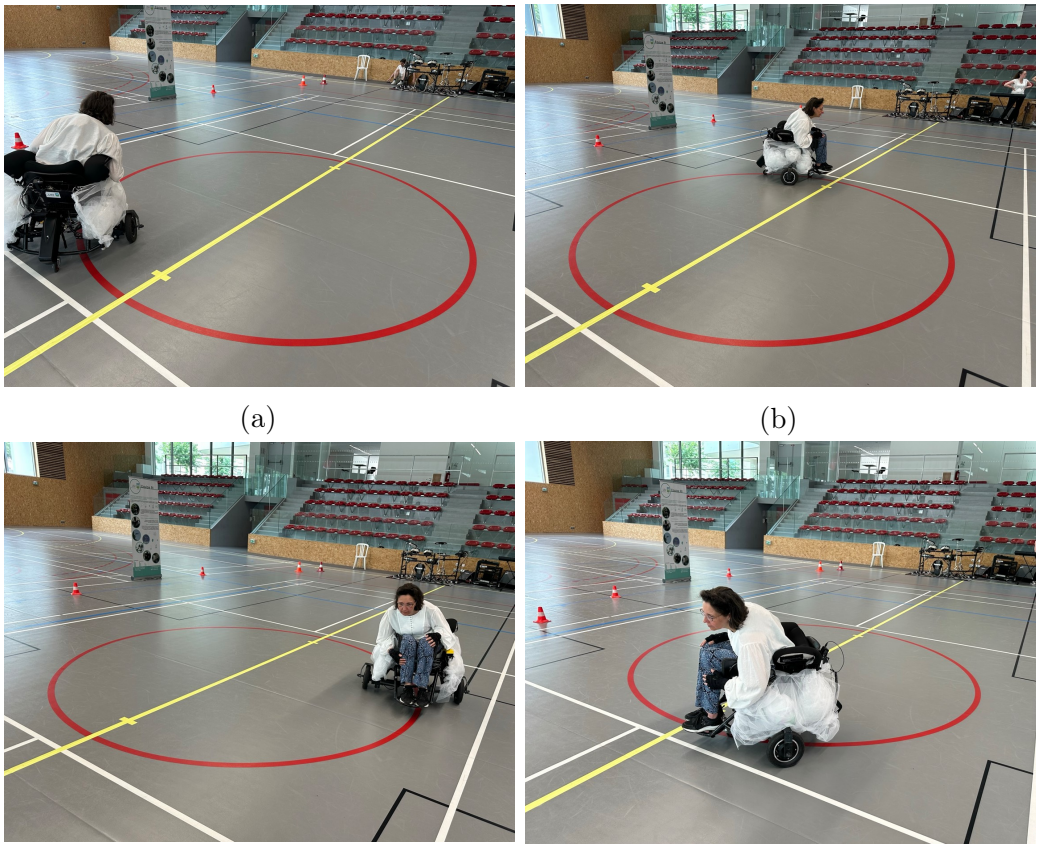


FIGURE 4.20 – Inclinaisons latérales maximales atteintes lors des premiers tests en laboratoire.

Session 2 : Test en gymnase

La deuxième session d'entraînement s'est déroulée dans une salle de sport. Cela a été fait dans le but de réaliser des essais dans un espace plus ouvert et sportif. Cette fois-ci, il a été décidé de suivre une trajectoire circulaire en utilisant une zone préalablement aménagée dans la salle de sport. Monia, ainsi que la trajectoire circulaire, sont illustrés dans la Figure 4.21.

FIGURE 4.21 – Trajectoire effectuée lors du test en gymnase



(a) (b)

(c) (d)

FIGURE 4.22 – Monia effectuant la conduite de Volting sur la trajectoire en gymnase.

Procédure de l'expérience

Lors de cette séance, la réalisation de trajectoires circulaires a été planifiée. Dans ce cas, il n'y avait pas plusieurs niveaux de sensibilité définis, mais la sensibilité a été maintenue à une valeur correspondant à 100% de la mobilité de la danseuse professionnelle. Ainsi, Monia a effectué 6 essais en suivant la trajectoire circulaire dans le sens horaire et 6 dans le sens antihoraire. Un exemple de cette expérience est présenté dans la Figure 4.22, où (a) montre le début de l'essai et (d) la fin de l'essai.

Résultats

Au cours de cette série d'essais, les valeurs d'inclinaison maximale ont également été enregistrées. Ainsi, pour le trajet en sens antihoraire, on a obtenu une moyenne de 44 (écart-type = 2.65) pour les inclinaisons latérales maximales du côté gauche, et une moyenne de 42 (écart-type = 5.20) pour le côté droit. De même, pour le trajet en sens horaire, on a obtenu une moyenne de 43 (écart-type = 1) pour les inclinaisons latérales maximales du côté gauche, et une moyenne de 47 (écart-type = 2.65) pour le côté droit. Ces résultats sont présentés dans le graphique de la Figure 4.23.

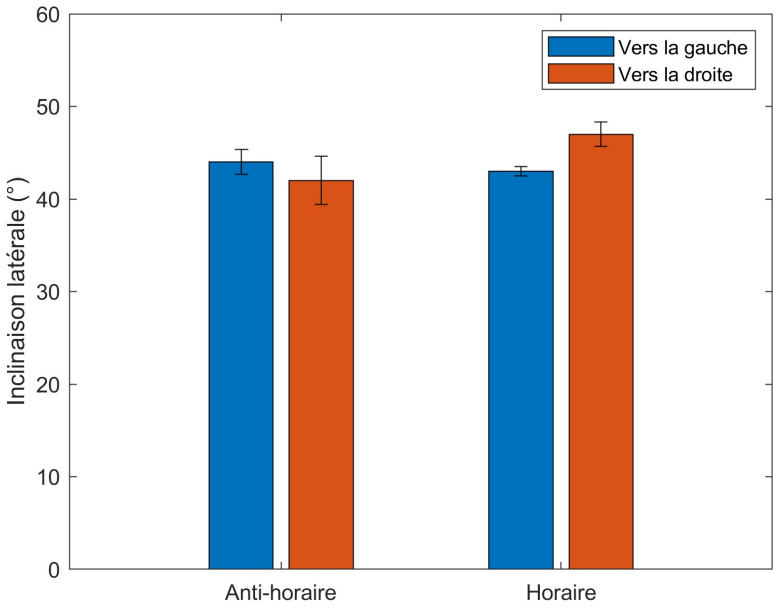


FIGURE 4.23 – Inclinaison latérale maximale atteinte lors des tests en gymnase

Session 3 : Test en laboratoire

La troisième et dernière session d'essais sur Volting a de nouveau eu lieu en laboratoire. Au cours de cette session, la même trajectoire proposée lors de la première session d'essais a été utilisée. Cependant, lors de cette session, l'objectif était de stimuler l'inclinaison de Monia. Pour cette raison, trois niveaux de sensibilité ont été proposés.

Procédure de l'expérience

De manière similaire à la première session, il a été proposé que Monia réalise la trajectoire en forme de huit 6 fois pour chaque niveau de sensibilité proposé. Dans ce cas, la Sensibilité 1 correspondait à 89% de la mobilité de la danseuse professionnelle. De même, la Sensibilité 2 correspondait à 133% et la Sensibilité 3 correspondait à 333% de cette mobilité. Il est important de noter à ce stade que le chiffre de 100% de la mobilité de la danseuse professionnelle ne représente pas son potentiel maximum, mais plutôt la mobilité requise pour la danse en fauteuil roulant.

Résultats

Au cours de cette dernière série d'essais, les valeurs d'inclinaison maximale ont également été enregistrées. Ainsi, pour la Sensibilité 1, on a obtenu une moyenne de 21.5° (écart-type = 3.39) pour les inclinaisons latérales maximales du côté gauche, et une moyenne de 33.5° (écart-type = 2.66) pour le côté droit. De même, pour la Sensibilité 2, on a obtenu une moyenne de 29.5° (écart-type = 6.09) pour les inclinaisons latérales maximales du côté gauche, et une moyenne de 31.33° (écart-type = 2.42) pour le côté droit. Finalement, pour la Sensibilité 3, on a obtenu une moyenne de 39.67° (écart-type = 5.20) pour les inclinaisons latérales maximales du côté gauche, et une moyenne de 48.17° (écart-type = 3.87) pour le côté droit. Ces valeurs sont présentées dans la Figure 4.24.

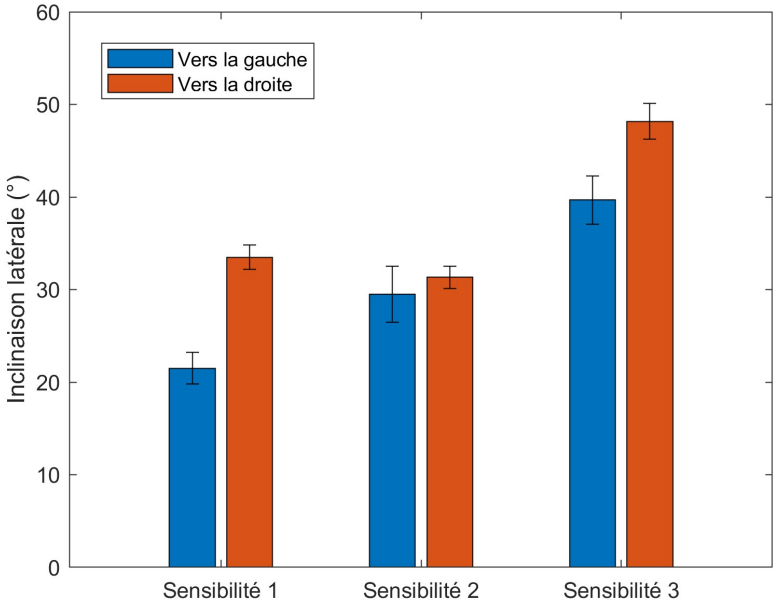


FIGURE 4.24 – Inclinaisons latérales maximales atteintes lors des derniers tests en laboratoire

4.6.4 Etape 4 : Analyse finale du participant

Dans cette dernière phase, nous avons utilisé deux questionnaires pour comprendre l'opinion de Monia concernant sa progression d'apprentissage, l'impact de Volting sur sa mobilité, et ses perspectives d'utilisation de Volting. Le format de ces deux questionnaires est présenté dans l'Annexe C et D.

Progression dans l'utilisation de Volting

Pendant les séances effectuées, il a été observé que Monia parvenait toujours à suivre la trajectoire, même sous différents niveaux de sensibilité. De plus, même lors des sessions où elle a fait sa première approche de Volting, il n'a pas été nécessaire d'augmenter le nombre de sessions, tout s'est déroulé dans le temps prévu.

Selon le questionnaire 3, Monia a évalué sa progression dans l'utilisation de Volting en lui attribuant une note de 5 (Faible progression = 0, Forte progression = 5). Elle a également commenté : *C'est super, génial. Apprentissage facile comme une voiture.* Ainsi, on peut dire que Volting est un dispositif facile à utiliser et à apprendre.

D'autre part, en ce qui concerne la progression des mouvements d'inclinaison sur Volting, Monia a également attribué une note de 5 (Faible progression = 0, Forte progression = 5). Elle a ajouté : *Forte inclinaison en sécurité, en tenant compte du fait que la sclérose en plaques représente une perte d'équilibre*. En effet,

les inclinaisons latérales de Monia étaient également influencées par les inclinaisons latérales de Volting. Ce mouvement n'est pas possible avec les fauteuils roulants classiques, cependant, Monia a réussi à s'y adapter facilement.

Mobilité de la participante

L'utilisation de Volting au cours des sessions a permis à Monia de s'adapter progressivement à son utilisation. Cependant, le nombre de sessions effectuées ne serait pas suffisant pour considérer ces sessions comme un processus de rééducation. Selon le questionnaire 4, Monia a estimé que sa capacité à effectuer des inclinaisons vers l'avant/arrière et latérales était toujours de 2 (Faible mobilité = 0, Forte mobilité = 5). Ce résultat est similaire à l'information obtenue avant l'utilisation de Volting. De plus, Monia a exprimé : *Volting doit être utilisé lors de plusieurs séances régulières*. Ainsi, malgré l'apprentissage satisfaisant que Monia a acquis dans l'utilisation de Volting, un protocole plus étendu devrait être mis en place afin d'utiliser Volting comme dispositif de rééducation et d'évaluer une progression de la mobilité corporelle de l'utilisateur.

Trajectoire

Les tests effectués par Monia au laboratoire ont suivi une trajectoire en forme de huit. Monia a réussi à exécuter la trajectoire pour toutes les sensibilités proposées. Cependant, après avoir analysé l'erreur entre la trajectoire réalisée et celle désirée, il a été observé une corrélation entre cette erreur et le degré de sensibilité. En effet, lorsque la configuration de Volting était moins sensible ou, en d'autres termes, lorsque la mobilité par rapport à la danse en fauteuil roulant était plus importante, il a été observé que la trajectoire présentait de meilleures performances. Voir Figure 4.25.

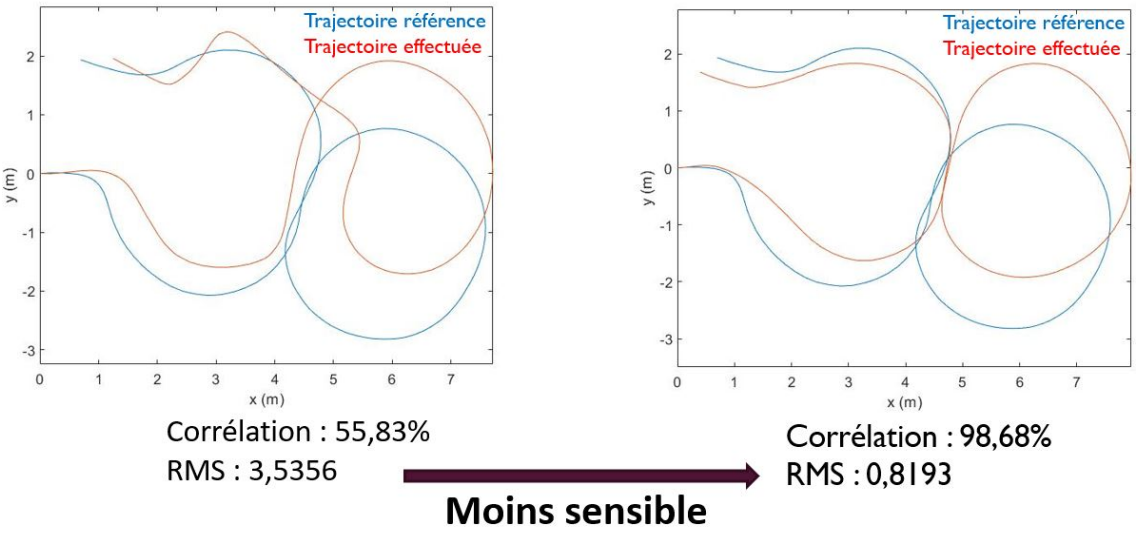


FIGURE 4.25 – Trajectoire réalisée dans les essais

Perspectives

Enfin, nous avons cherché à recueillir l'opinion de Monia sur l'utilisation de Volting dans d'autres activités que la danse en fauteuil roulant. Dans le questionnaire 4, Monia a commenté l'utilisation de Volting dans la vie quotidienne en disant : *On peut se déplacer tout seul et tourner facilement.* De plus, en ce qui concerne l'utilisation de Volting dans la danse ou les sports en général, Monia a déclaré : *On peut utiliser Volting dans la danse, le théâtre. Ne pas tourner les roues est génial. Gain d'autonomie.* Ainsi, il est possible de constater que Volting offre des perspectives d'utilisation non seulement dans la danse en fauteuil roulant, mais également dans d'autres activités en raison de sa facilité de manipulation en matière de déplacement.

4.7 Discussion

4.7.1 Formation avec une danseuse professionnelle (Gladys)

La première série d'expériences réalisées dans ce chapitre a été menée avec l'aide d'une danseuse professionnelle en fauteuil roulant, Gladys. En effet, dans la danse en fauteuil roulant, les danseurs exécutent divers mouvements qui peuvent impliquer des inclinaisons assez prononcées, allant souvent au-delà de la conception initiale du fauteuil. Un exemple clair de cela a été présenté dans la Figure 3.1, où Gladys effectue une inclinaison latérale en maintenant une roue de son fauteuil en l'air. La capacité de Gladys à réaliser ce type d'activités était importante, car elle a pu apprendre à utiliser Volting et WISP dès la première session. De plus, en collaboration avec la compagnie Mobilis-Immobilis, un spectacle de danse a été développé au cours de plusieurs sessions, comprenant des répétitions en laboratoire et des résidences, et a été présenté à deux reprises. Au cours de cette période de collaboration, tant Volting que WISP ont été optimisés à la fois sur le plan matériel et en termes de programmation, ce qui a donné un dispositif adapté à la danse en fauteuil roulant.

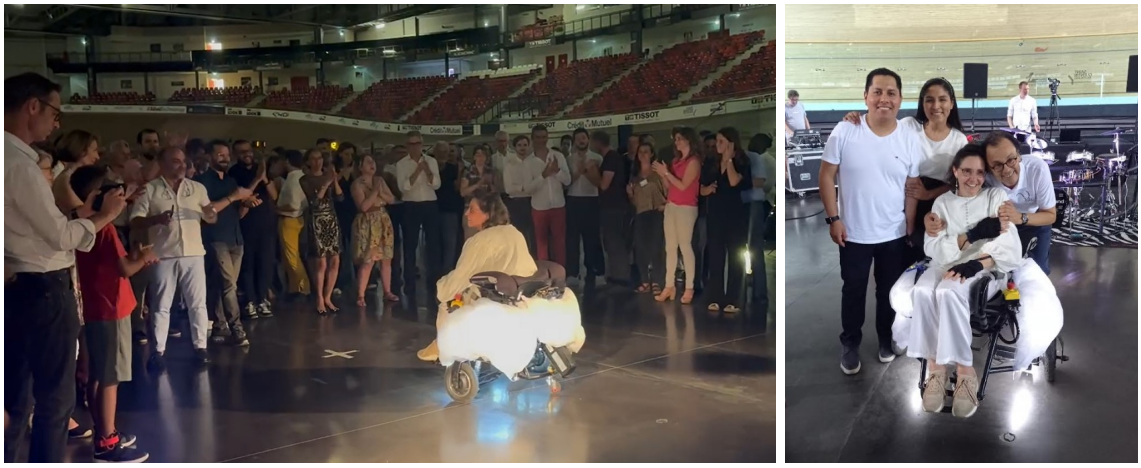
4.7.2 Formation avec une utilisatrice non sportive (Monia)

La deuxième série d'expériences a été menée avec une utilisatrice de fauteuil roulant non sportive, Monia. Contrairement à la danseuse professionnelle, une phase d'initiation à Volting a été développé afin de permettre à Monia de comprendre le fonctionnement de Volting et de s'adapter à sa dynamique. Cette phase d'initiation s'est déroulée de manière satisfaisante, car aucune extension de temps n'a été nécessaire, et Monia s'est rapidement appropriée de Volting, commençant à piloter l'appareil. Au cours de cette première phase, le dispositif a été calibré pour fonctionner à des vitesses et des accélérations considérablement réduites afin de garantir la sécurité de Monia et de lui permettre de gagner en confiance dans l'utilisation de Volting.

Les séances d'entraînement avaient initialement été planifiées pour que Monia réalise des inclinaisons à partir de petits angles jusqu'à atteindre celles de Gladys lors de la danse en fauteuil roulant (environ 30°). Cependant, contrairement aux attentes, Monia s'est adaptée rapidement, et les sensibilités ont été ajustées pour lui permettre d'effectuer des mouvements correspondant à 100% de la configuration de Gladys dès la première séance. Ainsi, lors de la première séance, Gladys a réalisé des mouvements correspondant à 80% et 100% de la mobilité de la danseuse professionnelle. Lors de la deuxième séance, Gladys a effectué des mouvements correspondant à 100% dans un contexte sportif. Enfin, la dernière séance a permis d'explorer les capacités maximales de Monia, au cours de laquelle elle a pu réaliser des mouvements correspondant à 88%, 133% et 333%.

Il est important de noter que le pourcentage de 100%, correspondant à la performance en danse en fauteuil roulant, ne représente pas la mobilité maximale de Gladys en termes d'inclinaisons latérales, mais plutôt les inclinaisons qu'elle a utilisées pour la danse en fauteuil roulant lors de la création du spectacle. De plus, ces proportions ne doivent pas être considérées comme directement proportionnelles, car d'autres valeurs ont été modifiées lors de chaque calibrage et relèvent de la logique de contrôle de Volting. Ces valeurs n'ont pas été prises en compte dans le calcul de la mobilité par rapport à Gladys en raison de leur complexité élevée dans la dynamique. Cependant, la progression proposée au cours de nos expériences a permis de guider Monia vers la réalisation d'inclinaisons latérales, comme le montrent les résultats des trois séances. En effet, nous pouvons observer une inclinaison maximale moyenne vers la droite de 28,67° enregistrée pour la sensibilité 1 lors de la première séance, jusqu'à 48,17° en moyenne pour cette même inclinaison réalisée lors de la séance 3. Ainsi, ayant gagné en confiance et ayant été formée aux inclinaisons latérales, Monia a participé au spectacle de danse intitulé «YES WE DANCE». Ce spectacle a été élaboré par le professeur Eric Monacelli au laboratoire LISV. Des images de ce spectacle sont présentées dans la Figure 4.26.

Enfin, les résultats des questionnaires administrés lors des différentes sessions montrent que l'apprentissage de l'utilisation de Volting, impliquant la sensation d'inclinaison latérale de sa base, s'avère être un processus facile, même pour une personne non sportive. De plus, cette mobilité accrue offre à l'individu une nouvelle manière de se connecter à son corps, lui permettant d'accomplir des mouvements qu'il ne pouvait pas réaliser auparavant et qu'il redécouvre à présent. En outre, Volting représente une forme de mobilité qui ouvre des opportunités vers d'autres activités sportives ou même dans la vie quotidienne.



(a) (b)

FIGURE 4.26 – Spectacle élaboré par l'équipe de Volting : «YES WE DANCE»

4.8 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté le développement de notre dispositif WISP, composé de trois capteurs inertiels situés dans le dos et les mains. Ce dispositif a été utilisé pour contrôler Volting à distance ou directement sur celui-ci. Après avoir effectué des tests avec des danseurs professionnels, nous pouvons définir deux types d'utilisation de WISP. Tout d'abord, l'utilisation du capteur dorsal est principalement destinée à la conduite de Volting, tandis que l'utilisation des capteurs des mains est principalement employée lors de chorégraphies plus élaborées dans la danse en fauteuil roulant. Pour cette raison, ce chapitre est principalement axé sur l'utilisation de WISP avec des mouvements d'inclinaison du tronc de l'utilisateur.

Dans le contexte spécifique de la danse en fauteuil roulant, nous avons proposé l'ajustement dynamique de notre dispositif à cette pratique. Par conséquent, une première série d'expériences a été réalisée pour cet ajustement, avec la participation d'une danseuse professionnelle en fauteuil roulant. Ensuite, nous avons cherché à évaluer l'impact de notre dispositif Volting sur les inclinaisons latérales d'une personne non sportive. Initialement, il était prévu que l'utilisatrice non sportive s'adapte progressivement jusqu'à atteindre la mobilité de la danseuse professionnelle. Cependant, l'utilisatrice a pu s'adapter rapidement et a réussi à manipuler Volting à 100% de sa capacité par rapport à la danse dès la première session. Par conséquent, nous avons observé une progression significative en ce qui concerne l'inclinaison latérale, avec des valeurs moyennes de 39,67 pour l'inclinaison latérale vers la gauche et 48,17 vers la droite dans la dernière session. Ainsi, après avoir reçu cette formation, l'utilisatrice qui ne pratiquait aucun sport est devenue le personnage principal du spectacle intitulé «YES WE DANCE», qui a été élaboré par l'équipe du projet Volting, dirigée par le professeur Eric Monacelli, au laboratoire LISV.

Cependant, malgré ces résultats prometteurs, Volting n'a pas été évalué en tant que dispositif de rééducation, ce qui fera l'objet de recherches futures. Ainsi, ce chapitre a présenté l'utilisation de WISP pour le contrôle de Volting et la manière dont il pourrait être utilisé à l'avenir en tant que dispositif de rééducation, grâce à la possibilité de modifier sa sensibilité.

Chapitre 5

Assistant à l'inclinaison : Glissière

5.1 Introduction

Concevoir un dispositif de type fauteuil roulant avec un degré de liberté supplémentaire permettant l'inclinaison représente une exploration de la mobilité. Comme discuté dans les sections précédentes, le dispositif est équipé d'une suspension passive permettant une inclinaison progressive dans une plage de poids spécifique de l'utilisateur. La rigidité de la suspension peut être ajustée en remplaçant les ressorts, permettant ainsi à des utilisateurs dont le poids est supérieur ou inférieur à la moyenne étudiée de s'incliner graduellement sans problème. La rigidité du ressort pour chaque plage de poids des utilisateurs est calculée de manière à permettre à l'utilisateur d'atteindre l'inclinaison maximale et de comprimer le ressort au maximum du côté vers lequel l'utilisateur se penche. La force qui comprime le ressort est le produit de la masse de l'utilisateur par la gravité. Cette force est illustrée dans la Figure 5.1, où l'utilisateur l'applique sur le ressort en inclinant son torse et en déplaçant son centre de masse.

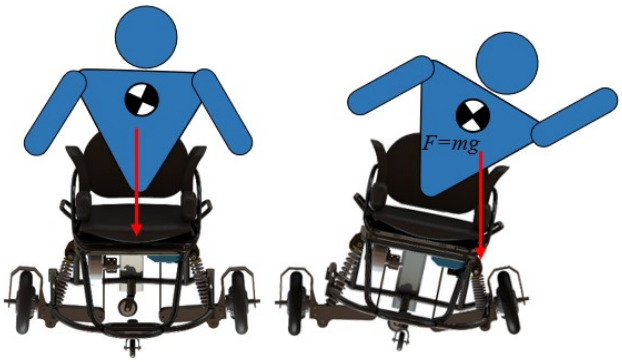


FIGURE 5.1 – Inclinaison latéral dans le dispositif Volting

Dans ce chapitre, un mécanisme intégré à Volting est évalué pour assister le mouvement d'inclinaison. À partir de ce système, l'étude se penche ensuite sur les dispositifs de soutien de posture, pour finalement présenter l'évaluation du système d'assistance à l'inclinaison.

5.1.1 Besoin d'assistance pour l'inclinaison

Une suspension passive peut suivre le mouvement de l'utilisateur. Selon l'image précédente, le ressort se comprime et le système s'incline en fonction du déplacement du centre de masse de l'utilisateur. Pour ce faire, l'utilisateur utilise ses muscles abdominaux pour générer un couple dans son torse dans la direction dans laquelle il souhaite s'incliner, déplacer son centre de masse et appliquer la force sur la suspension.

Cependant, différents utilisateurs pourraient avoir une différence de force abdominale due à diverses raisons, telles que des problèmes de dos [84] ou la diminution des capacités liée au vieillissement [85]. Cela peut résulter d'une condition médicale ou d'une perte de mobilité due à l'inactivité. Ainsi, certains utilisateurs pourraient ne pas être en mesure de générer le couple initial au niveau de leur muscles abdominaux pour déplacer leur masse corporelle, bien qu'ils aient la masse nécessaire pour comprimer le ressort de la suspension et donc s'incliner.

Ce problème affecte la dynamique complète de l'utilisateur lorsqu'il utilise Volting, car il se présente également dans le cas où l'utilisateur souhaite retrouver sa position initiale. Dans ce cas, il doit générer un couple inverse dans son torse pour permettre au ressort de commencer à libérer de l'énergie potentielle.

L'idée derrière un dispositif tel que Volting est qu'il puisse être utilisé par le plus grand nombre possible de personnes. Les difficultés potentielles de mouvement se traduisent par une nécessité d'assistance à la mobilité et à la posture du torse de l'utilisateur.

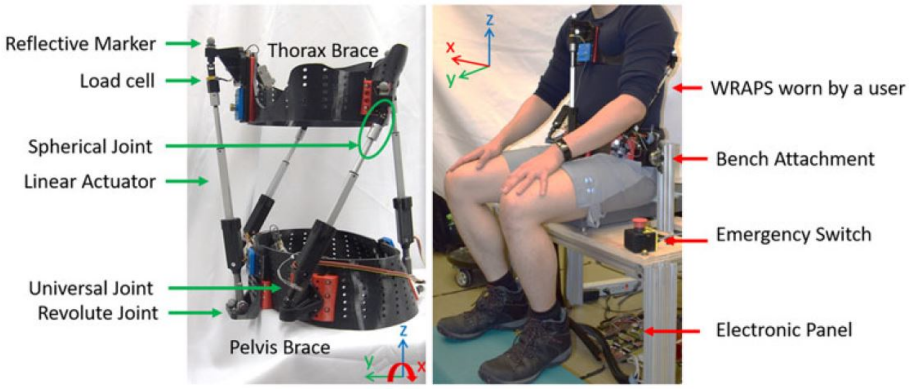
5.1.2 État de l'art : Dispositifs d'aide à la posture

Robot de fauteuil roulant pour le soutien actif de la posture

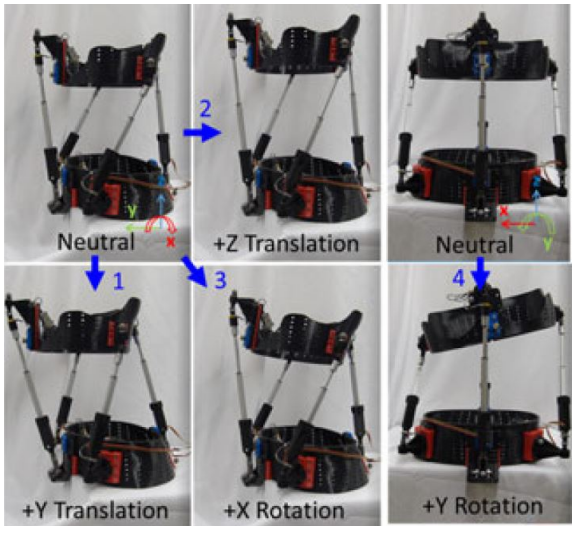
Nous pouvons d'abord prendre comme exemple le dispositif «Wheelchair Robot for Active Postural Support (WRAPS)» [86] présenté dans la Figure 5.2a. Il a été développé par une équipe du laboratoire «Robotics and Rehabilitation Lab» affilié à l'Université Columbia. Ce dispositif est destiné aux individus souffrant de lésions de la moelle épinière et dysfonctionnement sévère du tronc. Les personnes atteintes de telles lésions éprouvent de nombreuses difficultés dans la réalisation de tâches quotidiennes telles que la prise d'objets sur une étagère, l'utilisation d'un ordinateur, ou même manger en position assise.

Pour répondre à ces besoins, l'équipe a conçu un premier prototype composé de deux couronnes qui entourent le torse inférieur et supérieur de l'utilisateur. Ce dispositif est équipé de quatre vérins pneumatiques, permettant quatre degrés de liberté : mouvement de flexion-extension dans le plan sagittal (translation y - z et rotation x), ainsi que la rotation latérale (autour de l'axe y). Ces mouvements sont illustrés dans la Figure 5.2b.

Ainsi, des expérimentations ont permis de démontrer que ce dispositif était bien adapté aux caractéristiques anthropométriques du sujet tout en soutenant le poids du torse. De plus, il a été démontré que le dispositif permettait de réduire l'activité électromyographique (EMG) des principaux muscles du tronc.



(a) Dispositif WRAPS



(b) Degrés de liberté du dispositif

FIGURE 5.2 – Dispositif d'aide à la posture WRAPS [86]

Corset dynamique pour la correction des postures

Des chercheurs de l'Université de Columbia ont développé un corset dynamique visant à corriger la posture du torse. Ce dispositif est montré dans la Figure 5.3. Il a été conçu pour les personnes souffrant de scoliose et pour le traitement des problèmes de la colonne vertébrale. Similaire au WRAPS, il se compose de trois couronnes qui enveloppent le buste et de vérins. Pour améliorer le confort, de la mousse est intégrée au niveau des couronnes en contact avec l'utilisateur [87].

Il s'agit de deux plates-formes de Stewart connectées en série, chacune étant contrôlée de manière indépendante en termes de position et de force. Cette approche vise à offrir une nouvelle perspective dans le traitement de la scoliose en utilisant un contrôle dynamique de la force et de la position. Les chercheurs ont démontré que leur dispositif est capable de reproduire 75% des mouvements normaux du torse. Par conséquent, il existe une certaine restriction en ce qui concerne la liberté de mouvement.

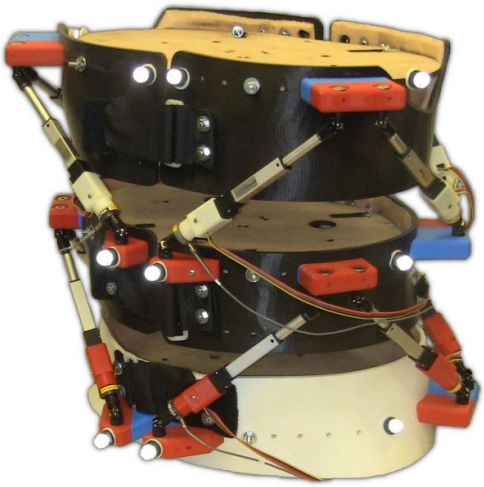


FIGURE 5.3 – Corset dynamique pour la correction des postures [87]

Entraîneur de soutien du tronc

Le dispositif «Trunk Support Trainer (TruST)», présenté par Khan [88], est conçu pour la stabilisation du tronc supérieur et peut également servir d'outil d'entraînement. Il vise à améliorer l'amplitude des mouvements du tronc et la stabilité en position assise. Le Trunk Support Trainer est un système à câble relié à une ceinture positionnée au niveau du tronc de l'individu. Il exerce une force ou un moment sur la personne.

Ainsi, le mode assistance en force proposé par Trust permet de dépasser les limites de stabilité. De même, en utilisant ce mode de fonctionnement, l'exécution d'une

tâche devient plus aisée, ce qui facilite ensuite sa réalisation sans le dispositif. Il s'agit effectivement d'une plateforme d'entraînement. Une représentation du dispositif est affichée dans la Figure 5.4.

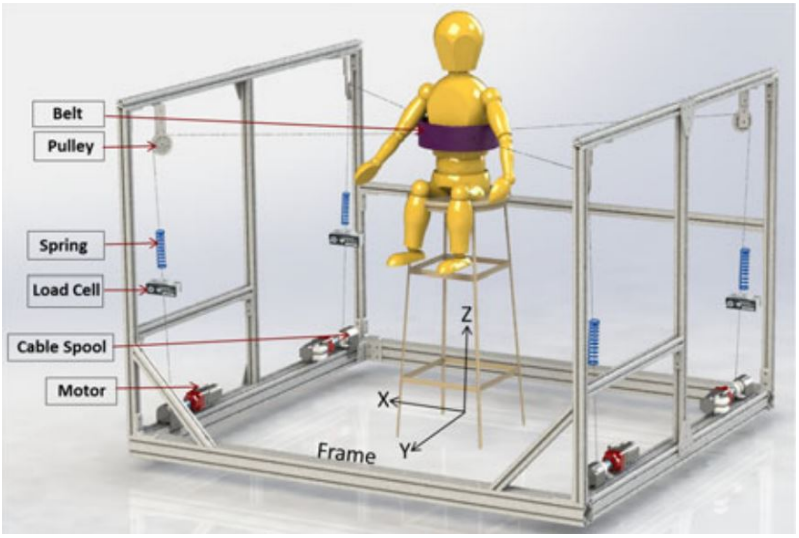


FIGURE 5.4 – Corset dynamique pour la correction des postures [88]

5.2 Proposition

5.2.1 Description

D'après les éléments de la littérature concernant l'assistance à la posture, il apparaît difficile de les implémenter dans un dispositif tel que Volting. Ce dernier est conçu pour offrir une plus grande mobilité à l'utilisateur, tout en nécessitant une assistance pour cette mobilité. Les dispositifs mentionnés dans la Section 5.1.2 sont des corsets permettant de maintenir une posture. Cependant, ce sont des systèmes qui s'attachent à l'utilisateur nécessitant l'installation d'actionneurs directement sur la personne, ce qui sacrifierait également l'amplitude de mouvement. Un tel système ne serait pas optimal pour notre application, car Volting vise à offrir la plus grande liberté de mobilité possible à l'utilisateur.

Face à la nécessité d'assister le mouvement d'inclinaison de l'utilisateur de Volting tout en préservant sa posture, un système intégré à la chaise roulante a été conçu pour faciliter l'inclinaison des utilisateurs et le rétablissement de leur posture initiale.

Comme mentionné au début du chapitre, c'est le déplacement du centre de masse de l'utilisateur qui permet d'appliquer une force sur le ressort, lui permettant ainsi de s'incliner. Ce déplacement est rendu possible grâce à la rotation du torse dans la direction souhaitée. Sur la base de cette observation, un système électromécanique

de glissement linéaire a été proposé lors de la conception de Volting. Ce système, appelé Glissière, déplace latéralement le siège de Volting et, par conséquent, le torse de l'utilisateur. Sans nécessiter une rotation importante du torse, si le centre de masse de l'utilisateur est décalé par rapport au centre de Volting, il est possible de générer la force de compression dans la suspension, facilitant ainsi l'inclinaison.

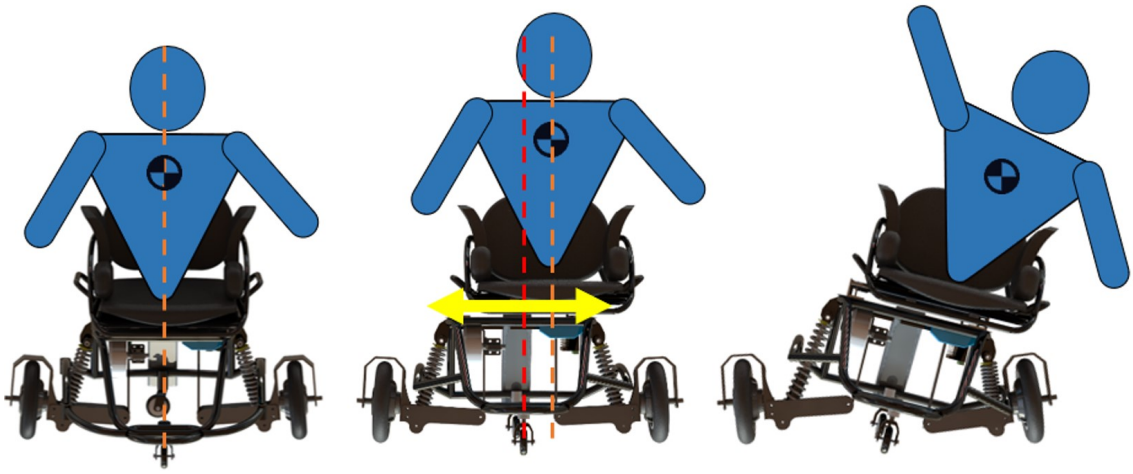


FIGURE 5.5 – Principe d'assistance à l'inclinaison grâce au système Glissière.

Ce système fonctionne dans les deux sens, de sorte que l'utilisateur continue à fournir un effort moindre lorsqu'il récupère sa position initiale ou même lorsqu'il penche de l'autre côté. Il n'est pas nécessaire d'installer des actionneurs sur le corps de l'utilisateur, préservant ainsi sa liberté de mouvement.

5.2.2 Développement mécanique

La Figure 5.6 présente le système Glissière ainsi que ses composants mécaniques et électriques. Le siège du Volting est fixée sur quatre paliers linéaires qui glissent le long de deux rails parallèles. Au centre, une vis à billes actionnée par un moteur brushless assure le déplacement linéaire latéral de la chaise.

Pour l'amélioration du système de glissement, il a été essentiel de prendre en compte le poids des utilisateurs potentiels. Compte tenu des dimensions du dispositif de glissement et de la conception de la suspension, il a été décidé d'adopter un poids de référence de 95 kg. Cette valeur est d'environ 23 % supérieure au poids moyen français. Elle a été sélectionnée afin de surdimensionner le système, permettant ainsi de supporter une plage plus étendue d'utilisateurs. Cela signifie que le système doit être capable de maintenir une vitesse de glissement nominale avec un poids de 95 kg, sans compter le poids du siège.

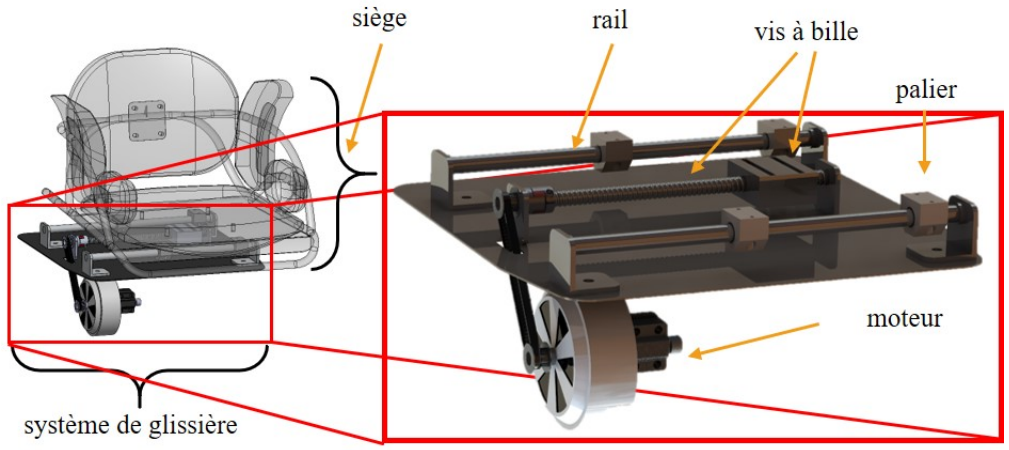


FIGURE 5.6 – Système Glissière et ses composantes

Afin de garantir la sécurité de l'utilisateur pendant l'assistance et d'éviter les mouvements brusques dus à l'inertie, une vitesse de translation de 2 cm/s a été choisie. Il est important de souligner que c'est un critère qui a été choisi comme valeur de référence initiale. Des expériences doivent être menées pour évaluer la vitesse la plus appropriée du système de glissement. Les calculs visent également à fournir une base dimensionnelle du système et à déterminer quels critères peuvent être modifiés pour améliorer ses performances.

La conception du système repose sur un modèle physique. Ce système peut être représenté comme une surface inclinée permettant de calculer la force nécessaire pour déplacer 95 kg lorsque Volting est incliné au maximum. Le schéma du modèle utilisé est présenté dans la Figure 5.7.

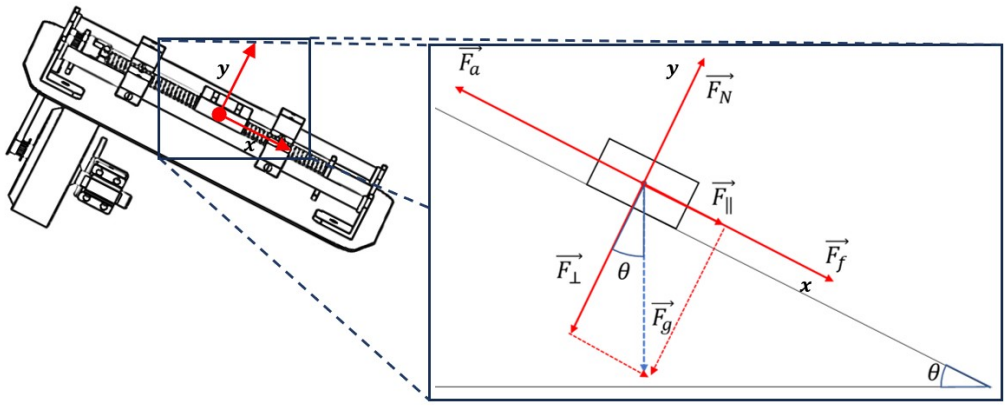


FIGURE 5.7 – Forces agissant dans le système Glissière

Le modèle expose les forces agissant sur le chariot coulissant lors de l'inclinaison. Il représente la position d'inclinaison maximale θ_{max} où l'effort maximal se produit. Cet effort découle du déplacement d'une masse de 95 kg dans la direction opposée à un angle d'inclinaison de $\theta_{max} = 15°$, avec une vitesse minimale de $v_{min} = 2cm/s$.

Les forces agissant sur le système sont les suivantes :

$\vec{F_a}$: Force nécessaire pour surmonter l'état statique et permettre au chariot de se déplacer dans la direction opposée à l'inclinaison.

$\vec{F_f}$: Force de frottement du système, équivalente à

$$\vec{F_f} = \mu_r \times \vec{F_N} \tag{5.1}$$

Le coefficient de frottement μ_r correspond au frottement des roulements.

$\vec{F_N}$: Force perpendiculaire à la surface du système, équivalente à

$$\vec{F_N} = \vec{F_\perp} \tag{5.2}$$

$\vec{F_g}$: Force de gravité ou poids, équivalente à

$$\vec{F_g} = m \times \vec{g} \tag{5.3}$$

Étant donné que le système est incliné, la force de gravité est décomposée en ses composantes x et y, représentées par :

$\vec{F_\parallel}$: Composante x de $\vec{F_g}$, équivalente à

$$\vec{F_\parallel} = \vec{F_g} \times \sin\theta \tag{5.4}$$

$\vec{F_\perp}$: Composante y de $\vec{F_g}$, avec une magnitude et un argument égaux à $\vec{F_N}$ mais en sens opposé, équivalente à

$$\vec{F_\perp} = \vec{F_g} \times \cos\theta \tag{5.5}$$

Puis, nous avons effectué la somme des forces dans les directions x et y, ce qui donne :

$$\sum \vec{F_x} = F_f + F_{\text{II}} - F_a = m \times a \quad \Rightarrow \quad \mu_r \times F_N + F_g \times \sin\theta - F_a = m \times a$$

$$F_a = -m \times a + \mu_r \times F_N + F_g \times \sin\theta$$

$$\sum \vec{F_y} = -F_\perp + F_N = 0 \quad \Rightarrow \quad -F_g \times \cos\theta + F_N = 0$$

$$F_N = F_g \times \cos\theta$$

En remplaçant en F_a nous obtenons :

$$F_a = m \times (g \times (\mu_r \times \cos\theta + \sin\theta) - a) \tag{5.6}$$

Désormais, avec l'équation 5.6 définissant la force à surmonter pour faire glisser le système à sa position centrale (voir Figure 5.7), nous procédons au calcul de la vitesse linéaire associée à cette force.

La vitesse linéaire du système est calculée à partir de la vitesse angulaire de la vis à billes. Dans notre cas, une vitesse linéaire souhaitée est définie. Cela permet de calculer la vitesse angulaire en tours par minute (rpm) à l'aide de la formule suivante :

$$v = \frac{p \times \omega}{2 \times \pi}$$

Cela nous donne :

$$\omega = \frac{2 \times \pi \times v}{p} \tag{5.7}$$

Ainsi, p représente le pas de la vis et ω est la vitesse angulaire en rad/s à laquelle le moteur doit tourner pour atteindre 0,02 m/s.

Dans un système de vis à billes, la puissance d'entrée est égale à la puissance de sortie divisée par le rendement du système, comme illustré dans la Figure 5.8.

En partant de la relation entre les puissances, nous avons :

$$P_i = \frac{P_o}{\eta} \tag{5.8}$$

La puissance d'entrée est égale au couple multiplié par la vitesse angulaire :

$$P_i = \tau \times \omega \tag{5.9}$$

La puissance de sortie est égale à la force multipliée par la vitesse linéaire :

$$P_o = F \times v \tag{5.10}$$

En substituant les équations 5.9 et 5.10 dans l'équation 5.8, nous obtenons :

$$\tau \times \omega = \frac{F \times v}{\eta} \tag{5.11}$$

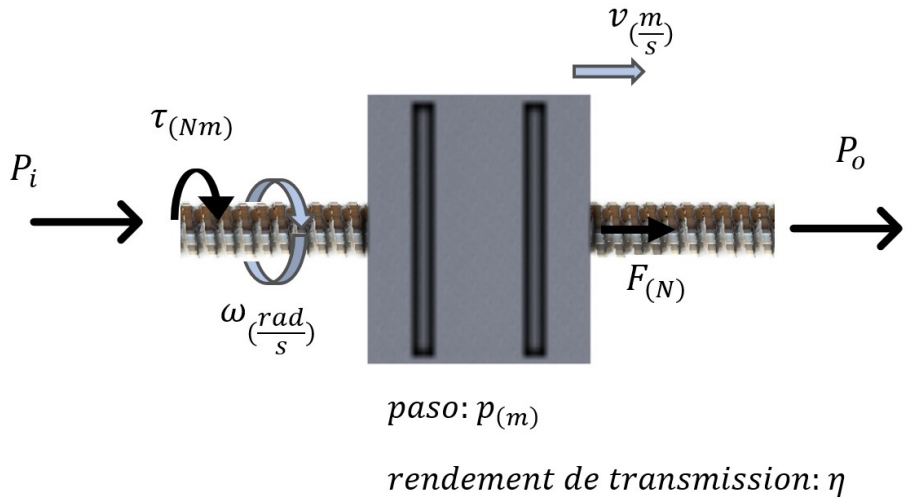


FIGURE 5.8 – Rapport de puissance d'entrée et de sortie

En isolant le couple, nous avons :

$$\tau = \frac{F \times v}{\eta \times \omega} \tag{5.12}$$

Puis, en substituant ω de l'équation 5.7 dans l'équation 5.12, nous obtenons :

$$\tau = \frac{F \times p}{\eta \times 2 \times \pi} \tag{5.13}$$

Il est maintenant possible de substituer la force dans l'équation 5.13 par la force calculée dans le modèle du plan incliné pour trouver le couple nécessaire pour déplacer le système à une vitesse de 0,02 m/s. En substituant F de l'équation 5.6 dans l'équation 5.13, nous avons :

$$\tau = \frac{m \times p \times (g \times (\mu_r \times \cos\theta + \sin\theta) - a)}{\eta \times 2 \times \pi} \tag{5.14}$$

Le système comporte une courroie de transmission avec un rapport 1 : 1, comme indiqué dans l'image du système de glissement (voir Figure 5.6). Nous devons simplement ajouter un autre facteur de rendement correspondant à la courroie, que nous appellerons η_c. Ainsi, l'équation finale du couple est :

$$\tau = \frac{m \times p \times (g \times (\mu_r \times \cos\theta + \sin\theta) - a)}{\eta \times 2 \times \pi \times \eta_c} \tag{5.15}$$

Ainsi, en utilisant les équations dérivées pour la vitesse et le couple, nous avons pu dimensionner le moteur nécessaire pour notre système. Cela garantit un fonctionnement adéquat même dans des conditions de mouvement critiques telles que l'atteinte de l'inclinaison maximale ou un poids de l'utilisateur supérieur à la moyenne.

5.3 Modèle mathématique

5.3.1 Introduction

Le dispositif Glissière assiste l'utilisateur en lui permettant de s'incliner dans notre dispositif de voltige. Dans ce contexte, si l'utilisateur ne possède pas la force musculaire abdominale nécessaire pour déplacer son centre de masse ou s'il n'a pas un poids approprié pour comprimer les ressorts passifs, le dispositif de glissement effectuera un déplacement latéral afin que le poids de l'utilisateur puisse avoir un impact plus important sur l'inclinaison.

Le niveau d'assistance dépendra directement de la morphologie de l'utilisateur, principalement de sa taille et de son poids. C'est pourquoi il a été nécessaire de développer un modèle mathématique impliquant l'utilisateur, le dispositif Glissière et Volting afin de réguler l'assistance requise pour chaque utilisateur en fonction de sa morphologie. Ainsi, les prochaines sous-sections présenteront le développement mathématique de ce système.

5.3.2 Représentation

La première étape dans le développement du modèle de notre système a été sa représentation géométrique. Dans ce contexte, notre modèle était basé sur la représentation d'un pendule double inversé, en suivant les mêmes considérations que pour le modèle de Volting sans glissière développé au Chapitre 3.

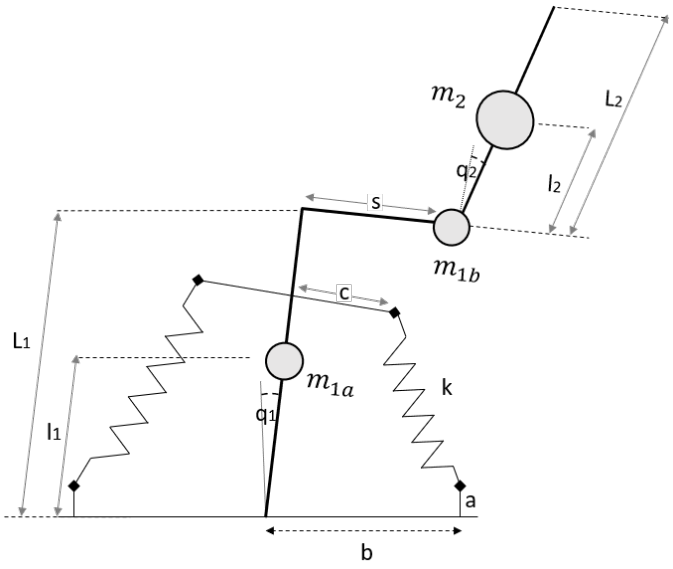


FIGURE 5.9 – Modèle de Volting avec glissière

La modification par rapport à ce dernier modèle était que le segment 1, qui contenait auparavant le dispositif Volting et les membres inférieurs de l'utilisateur, a été divisé en deux sous-segments : 1a et 1b. Le segment 1a représente la partie du Volting située en dessous de la Glissière. Le segment 1b représente la partie du Volting qui se trouve au-dessus de la Glissière et des membres inférieurs de l'utilisateur. Ainsi, entre ces sous-segments, il existe un déplacement linéaire désigné par la variable s, qui est le déplacement causé par la Glissière.
Enfin, le segment 2 est le même que dans le modèle du Volting, impliquant les membres supérieurs de l'utilisateur. Cette représentation est illustrée dans la Figure 5.9.

5.3.3 Modèle

Le modèle mathématique suggéré pour Volting et la Glisiere se fonde sur une analyse quasi-statique du système. Cette proposition a été motivée par le fait que le mécanisme de la glissière a une vitesse maximale de 50 mm/s. De plus, cette modélisation a pris en compte le fait que les utilisateurs ayant une faiblesse des muscles abdominaux effectuent généralement des mouvements lents en raison de leur handicap. Ainsi, l'analyse statique du dispositif a commencé à partir du diagramme des forces du dispositif, comme indiqué dans la Figure 5.10.

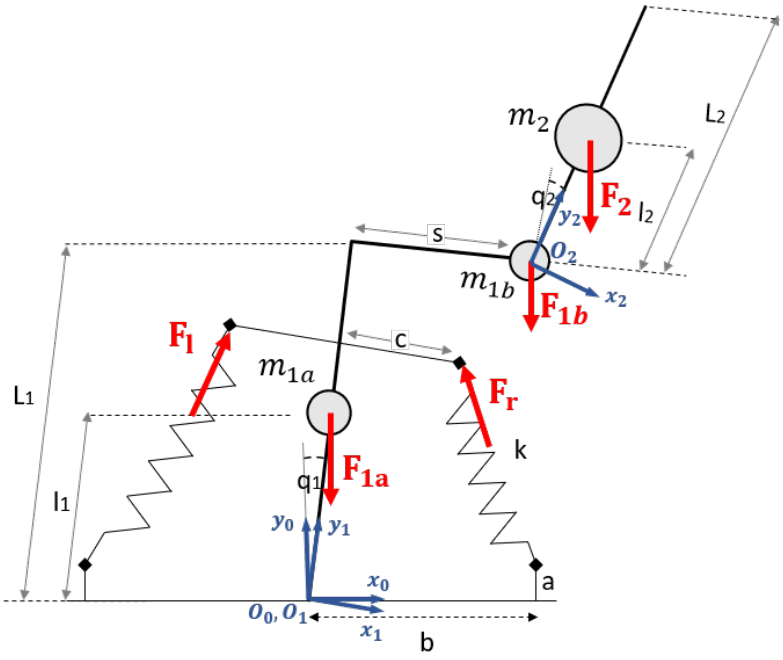


FIGURE 5.10 – Forces avec glissière

L'analyse de notre système prend en compte l'équilibre entre les couples qui font

basculer le système (poids de la personne et Volting) et les forces qui supportent le système (ressorts). Ces deux composantes doivent donc être maintenues en équilibre statique.

D'abord, on définit le couple total exercé par le poids de la personne et Volting :

$$\vec{\tau}_{poids} = \vec{\tau}_{1a} + \vec{\tau}_{1b} + \vec{\tau}_2 \tag{5.16}$$

Où $\vec{\tau}_{poids}$ est le couple total exercé par la masse du système, $\vec{\tau}_{1a}$ est le couple exercé par la masse du segment 1a représentant la partie de Volting située en dessous de la Glissière, $\vec{\tau}_{1b}$ est le couple exercé par la masse du segment 1b représentant la partie de Volting située au-dessus de la Glissière et des membres inférieurs de l'utilisateur et $\vec{\tau}_2$ est le couple exercé par la masse du segment 2 représentant les membres supérieurs de l'utilisateur .

Ainsi, en définissant le couple comme,

$$\vec{\tau} = \vec{r} \times \vec{F} \tag{5.17}$$

Où $\vec{\tau}$ est le couple résultant, $\vec{r}$ est la distance entre l'axe de rotation et le point d'application de la force et $\vec{F}$ est la force appliquée.

Le couple exercé par la masse du segment 1a est calculé comme suit :

$$\begin{aligned}
\vec{\tau}_{1a} &= \vec{r}_{1a} \times \vec{F}_{1a} \\
\vec{r}_{1a} &= \ell_1 \vec{y}_1 \\
&= \ell_1(\sin q_1 \vec{x}_0 + \cos q_1 \vec{y}_0) \\
\vec{F}_{1a} &= -m_{1a} g \vec{y}_0
\end{aligned}$$

On obtient ainsi :

$$\Rightarrow \vec{\tau}_{1a} = -m_{1a} g \ell_1 \sin q_1 \vec{z}_0 \tag{5.18}$$

De même, le couple généré par la masse du segment 1b :

$$\begin{aligned}
\vec{\tau}_{1b} &= \vec{r}_{1b} \times \vec{F}_{1b} \\
\vec{r}_{1b} &= L_1 \vec{y}_1 + s \vec{x}_1 \\
&= L_1(\sin q_1 \vec{x}_0 + \cos q_1 \vec{y}_0) + s(\cos q_1 \vec{x}_0 - \sin q_1 \vec{y}_0) \\
&= (L_1 \sin q_1 + s \cos q_1)\vec{x}_0 + (L_1 \cos q_1 - s \sin q_1)\vec{y}_0 \\
\vec{F}_{1b} &= -m_{1b} g \vec{y}_0
\end{aligned}$$

On obtient ainsi :

$$\Rightarrow \vec{\tau}_{1b} = -m_{1b} g (L_1 \sin q_1 + s \cos q_1)\vec{z}_0 \tag{5.19}$$

De même, le couple exercé par le segment 2 :

$$\begin{aligned}
\vec{\tau}_2 &= \vec{r}_2 \times \vec{F}_2 \\
\vec{r}_2 &= L_1\vec{y}_1 + s\vec{x}_1 + l_2\vec{y}_2 \\
&= L_1(\sin q_1\vec{x}_0 + \cos q_1\vec{y}_0) + s(\cos q_1\vec{x}_0 - \sin q_1\vec{y}_0) \\
&\quad + l_2\big(\sin(q_1+q_2)\vec{x}_0 + \cos(q_1+q_2)\vec{y}_0\big) \\
&= \big(L_1\sin q_1 + s\cos q_1 + \ell_2\sin(q_1+q_2)\big)\vec{x}_0 \\
&\quad + \big(L_1\cos q_1 - s\sin q_1 + \ell_2\cos(q_1+q_2)\big)\vec{y}_0 \\
\vec{F}_2 &= -m_2 g\vec{y}_0
\end{aligned}$$

On obtient ainsi :

$$\Rightarrow \vec{\tau}_2 = -m_2 g\big(L_1\sin q_1 + s\cos q_1 + \ell_2\sin(q_1+q_2)\big)\vec{z}_0 \tag{5.20}$$

Ainsi, le couple total généré par le poids du système est :

$$\begin{aligned}
\vec{\tau}_{poids} = &-m_{1a}g\ell_1\sin q_1\vec{z}_0 \\
&- m_{1b}g(L_1\sin q_1 + s\cos q_1)\vec{z}_0 \\
&- m_2 g\big(L_1\sin q_1 + s\cos q_1 + \ell_2\sin(q_1+q_2)\big)\vec{z}_0
\end{aligned} \tag{5.21}$$

Puis, le couple total exercé par les ressorts pré-comprimés :

$$\vec{\tau}_{ressorts} = \vec{\tau}_r - \vec{\tau}_l \tag{5.22}$$

Où $\vec{\tau}_{ressorts}$ est le couple total exercé par les ressorts, $\vec{\tau}_r$ est le couple exercé par le ressort droite (right) et $\vec{\tau}_l$ est le couple exercé par le ressort gauche (left).
Ces couples sont calculés à partir de la géométrie du mécanisme d'inclinaison de notre système Volting, qui est illustré dans la Figure 5.11.

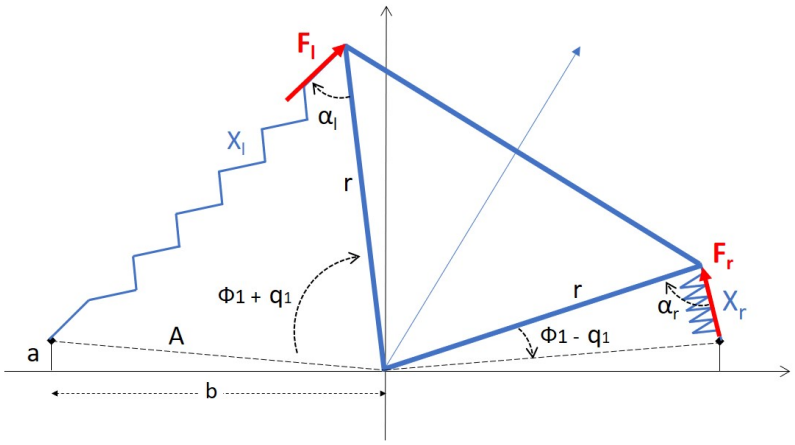


FIGURE 5.11 – Mécanisme d'inclinaison latérale

Ainsi, nous définissons les couples comme suit :

$$\tau_r = r_r F_r \sin \alpha_r \tag{5.23}$$
$$\tau_l = r_l F_l \sin \alpha_l \tag{5.24}$$

où la force est obtenue par la multiplication scalaire de la raideur du ressort par la variation de sa longueur, qui a été calculée dans le chapitre Volting et est présenté dans les équations 3.6 et 3.7.

$$F_r = k d_r \tag{5.25}$$
$$F_l = k d_l \tag{5.26}$$

De même, l'angle entre les deux vecteurs est obtenu à partir de la Loi des sinus selon :

$$\frac{x_r}{\sin(\phi_1 - q_1)} = \frac{A}{\sin(\alpha_r)} \qquad \alpha_r = \arcsin\Big(\frac{A \sin(\phi_1 - q_1)}{x_r}\Big) \tag{5.27}$$
$$\frac{x_l}{\sin(\phi_1 + q_1)} = \frac{A}{\sin(\alpha_l)} \qquad \alpha_l = \arcsin\Big(\frac{A \sin(\phi_1 + q_1)}{x_l}\Big) \tag{5.28}$$

Ainsi, ces formulations mathématiques ont été utilisées pour obtenir le déplacement de la Glissière, désigné par la variable s, nécessaire à chaque utilisateur pour effectuer des inclinaisons latérales dans Volting, même s'il a un poids inférieur à celui requis ou s'il n'a pas la capacité de s'incliner latéralement.

5.4 Méthodologie pour la mise en application de la Glissiere

Notre dispositif Volting a été conçu pour offrir un degré supplémentaire de liberté dans la mobilité des utilisateurs de fauteuils roulants. Dans ce cas, les inclinaisons latérales de la base du siège du fauteuil roulant ont été choisies comme premier degré de liberté à explorer. Ce degré de liberté est activé par le déplacement du centre de masse de la personne effectué par l'inclinaison de son tronc. Ainsi, ce déplacement génère un couple dans le système qui comprime les ressorts passifs.

Lors du dimensionnement des ressorts, les dimensions relatives à la taille et au poids d'une personne moyenne française ont été prises en compte. Il a été démontré que notre dispositif Volting pouvait s'incliner latéralement de manière proportionnelle à l'inclinaison du tronc de l'utilisateur, atteignant également l'inclinaison maximale de Volting. De plus, notre modèle développé dans le chapitre Volting permet d'estimer la valeur du ressort en fonction de la morphologie de l'utilisateur.

Le choix de remplacer les ressorts pour ajuster la dynamique de Volting à l'utilisateur est une option possible, mais cela nécessiterait la fabrication de ressorts sur mesure pour chaque utilisateur. De plus, l'utilisation d'un système entièrement passif limite notre dispositif pour répondre aux exigences qui pourraient se présenter lors de l'utilisation de Volting. Pour cette raison, un système activo-passif tel que la Glissière a été proposé, capable d'assister l'inclinaison sans entraver le mouvement libre de l'utilisateur.

Dans cette évaluation de l'apport de la Glissière, il a été proposé que le système puisse se déplacer latéralement de manière proportionnelle à l'inclinaison de l'utilisateur. De même, la sensibilité a été ajustée en fonction de l'équivalence entre l'inclinaison maximale latérale du tronc de l'utilisateur et le déplacement nécessaire de la Glissière pour atteindre l'inclinaison maximale de Volting selon la morphologie de l'utilisateur. Ainsi, dans un premier temps, le déplacement de la Glissière nécessaire pour chaque utilisateur a été obtenu à l'aide des équations développées dans la section précédente. Ensuite, cette valeur a été utilisée pour calibrer le contrôle de la Glissière dans le programme de contrôle.

Ainsi, deux expériences ont été conçues dans le but d'évaluer notre dispositif Glissière. Ces expériences, réalisées en version pré-test, constitueront une base préalable à une éventuelle évaluation clinique future. Elles sont décrites ci-dessous :

1. **Expérimentation avec des utilisateurs valides :** Les premières expériences ont été menées avec des personnes valides présentant des morphologies variées. L'objectif était d'évaluer l'efficacité de la Glissière face aux variations morphologiques pour incliner le système Volting. De plus, une analyse musculaire a été effectuée afin d'évaluer l'impact de l'utilisation de notre dispositif sur l'effort musculaire des utilisateurs.

2. **Expérimentation avec un utilisateur en situation de handicap :** La deuxième expérience a été menée avec une utilisatrice de fauteuil roulant. L'efficacité de la Glissière pour l'inclinaison de Volting ainsi que son impact musculaire ont également été évalués. Dans ce cas particulier, la perception de l'utilisatrice a été analysée à l'aide d'un questionnaire.

5.5 Expérimentation avec des utilisateurs valides

5.5.1 Protocole

Participants

L'expérience a été approuvée par le Centre de Ressources et d'innovation Mobilité Handicap (CEREMH). Huit adultes en bonne santé ont participé à cette étude dont quatre hommes et quatre femmes. Les poids et les tailles des participants ont été variés afin d'évaluer l'efficacité de la Glissière face à différentes morphologies. Les participants avaient un âge moyen de 24.75 ans (STD = 3.49 ; plage = 20 - 32), un poids moyen de 60.75kg (STD = 6.69 ; plage = 51 - 70) et une taille moyenne de 172.13cm (STD = 7.99 ; plage = 162 - 182).

	Caractéristiques des participants valides		
Participant	Poids (kg)	Taille (m)	Décalage latéral à appliquer (mm)
Participant 1	70	1.80	25
Participant 2	66	1.78	45
Participant 3	65	1.82	46
Participant 4	65	1.69	72
Participant 5	55	1.77	109
Participant 6	59	1.64	110
Participant 7	55	1.62	136*
Participant 8	51	1.65	163*

TABLE 5.1 – Caractéristiques des participants valides

Ainsi, à partir des données morphologiques de chaque participant, le calcul du déplacement nécessaire par la glissière pour incliner Volting à son maximum a été entrepris. Cette valeur a servi de référence pour ajuster la sensibilité dans le système de contrôle de la Glissière. Ces valeurs sont présentées dans la Table 5.1. Les deux

dernières valeurs de la Glissière, indiquées par un (*), ont dû être limitées à 120 mm en raison des contraintes mécaniques de l'assistant.

Procédure

Les expérimentations réalisées avec les participants valides avaient pour objectif principal d'évaluer les inclinaisons latérales lors du Volting, avec et sans l'assistance de la Glissière. Étant donné que le dispositif fait partie d'une application sportive telle que la danse en chaise roulante, deux conditions différentes ont été proposées : les inclinaisons latérales de manière statique et les inclinaisons latérales de manière dynamique. Les deux procédures sont décrites ci-dessous :

(a) (b)

FIGURE 5.12 – Inclinaison simple dans l'expérience statique

(a) (b) (c) (d)

FIGURE 5.13 – Inclinaison en rotation dans l'expérience dynamique (pirouette)

Préparation préalable : Dans les deux expériences, chaque participant a été équipé au préalable de marqueurs pour les caméras VICON et de capteurs EMG afin d'enregistrer leurs mouvements et l'activité musculaire pendant les essais. Ensuite, le participant a été invité à s'asseoir sur notre dispositif Volting et encouragé à s'incliner latéralement de chaque côté afin de se familiariser avec le dispositif Volting.

Expérience statique : Dans cette première expérience, chaque participant a incliné son torse vers la droite, provoquant ainsi l'inclinaison du dispositif Volting. Comme le montre la Figure 5.12. Cette action a été répétée pendant six cycles consécutifs. De plus, la procédure a été répétée en utilisant l'assistant Glissière, lequel avait été calibré conformément à la Table 5.1.

Expérience dynamique : Dans cette expérience, chaque participant a également effectué des inclinaisons latérales vers la droite. Cependant, le dispositif Volting a été activé pour effectuer un mouvement circulaire, comme illustré dans la Figure 5.13. Ce mouvement a été choisi car il est très populaire dans la danse en fauteuil roulant. Il est également connu comme <pirouette>. Ainsi, chaque essai consistait en un cycle d'inclinaison latérale vers la droite réalisé en une rotation complète avec le dispositif. Cela a été répété six fois, avec et sans l'assistance de la Glissière.

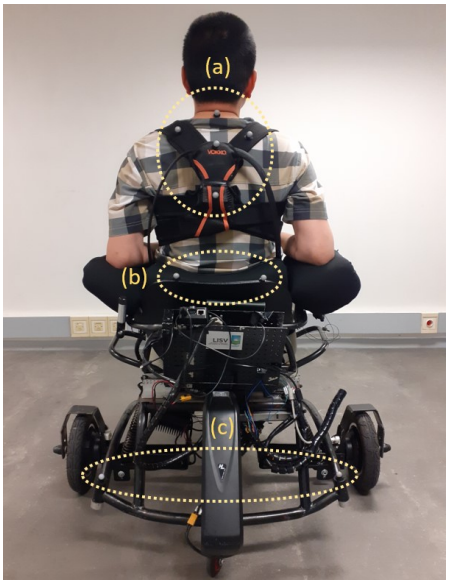
Matériaux et dispositifs utilisés : Caméras VICON

Un ensemble de six caméras de capture de mouvement (VICON T10-S, Vicon Motion Systems, Oxford, Royaume-Uni) a été utilisé pour suivre les mouvements. Au total, neuf marqueurs ont été utilisés pour analyser la cinématique de l'utilisateur, de Volting et de la Glissière. La position de ces marqueurs est visualisée dans la Figure 5.14a.

Inclinaison du tronc du participant Cinq marqueurs ont été placés sur le dos du participant, permettant de calculer l'inclinaison latérale du tronc du participant vue depuis un plan frontal. Ils sont encadrés dans le cercle jaune (a) de la Figure 5.14a.

Déplacement de la glissière Deux marqueurs ont été placés sur le siège de Volting afin de mesurer le déplacement latéral linéaire par rapport à la base de Volting, indiquant ainsi le déplacement de la glissière. Ces marqueurs sont encadrés dans le cercle jaune (b) de la Figure 5.14a.

Inclinaison latérale de Volting Deux marqueurs ont été placés à la base de Volting afin de mesurer l'inclinaison latérale de Volting. Ces marqueurs sont encadrés dans le cercle jaune (c) de la Figure 5.14a.



(a) Marqueurs Vicon. a : Tronc, b : Glissière, c : Volting

(b) Caméras Vicon

FIGURE 5.14 – Caméras Vicon et positionnement des marqueurs

Matériaux et dispositifs utilisés : Capteurs EMG

L'activité musculaire complète du tronc a été mesurée à l'aide de capteurs EMG. Le système EMG sans fil Myon Simply Wireless Modèle : m320RX a été utilisé pour l'enregistrement des signaux musculaires. Six canaux d'électrodes ont été utilisés pour l'enregistrement des données à une fréquence de 1000 Hz.

Le positionnement des électrodes a été sélectionné selon les recommandations présentées dans [86]. Celles-ci ont été placées bilatéralement dans trois groupes musculaires :

— TES : Thoracic Erector Spinae
— LES : Lumbar Erector Spinae
— EOB : External Oblique

De même, leur positionnement est illustré dans la Figure 5.15.

Bien que les signaux EMG ne puissent pas calculer le couple que la personne a généré lors des inclinaisons latérales, ceux-ci peuvent être utilisés comme indicateur pour estimer l'activité musculaire et servir de référence de base concernant l'effort déployé par la personne.

De plus, en raison de la variabilité des signaux entre chaque utilisateur, un processus de normalisation des signaux a été nécessaire pour permettre des comparaisons et tirer des conclusions appropriées. Dans ce cas, les signaux ont été normalisés par rapport à la valeur maximale par personne sur l'ensemble de l'expérience. De même, en raison des différences de durée d'exécution des cycles de mouvement, une normalisation temporelle a également été effectuée. De plus, des filtres ont été appliqués pour réduire le bruit dans le signal ainsi que les perturbations causées par les mouvements à basse fréquence.

Malgré ce traitement des signaux, une grande prudence a été nécessaire lors de la pose des électrodes sur la personne, en particulier lors de leur fixation. Il est également important de souligner que les composants utilisés dans cette expérience sont destinés à un usage en laboratoire et sont difficilement transportables vers un autre lieu. Par conséquent, leur réplication dans un espace ouvert, tel qu'un spectacle, devrait être réalisée avec des composants portables.

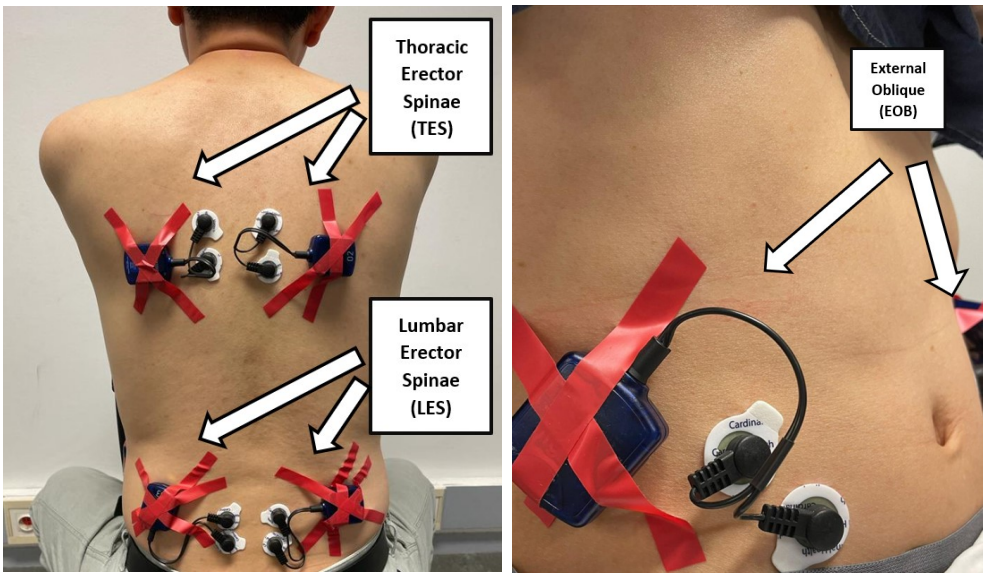


FIGURE 5.15 – Positionnement des capteurs EMG

5.5.2 Résultats

Inclinaisons latérales

À partir des expériences menées, il a été possible d'obtenir des données cinématiques pour chaque participant, notamment l'inclinaison du dispositif Volting, l'inclinaison de l'utilisateur par rapport à la chaise (inclinaison relative) et l'inclinaison totale de l'utilisateur. Ces résultats sont présentés dans les graphiques de la Figure 5.16 pour l'expérience statique et dans la Figure 5.17 pour l'expérience dynamique.

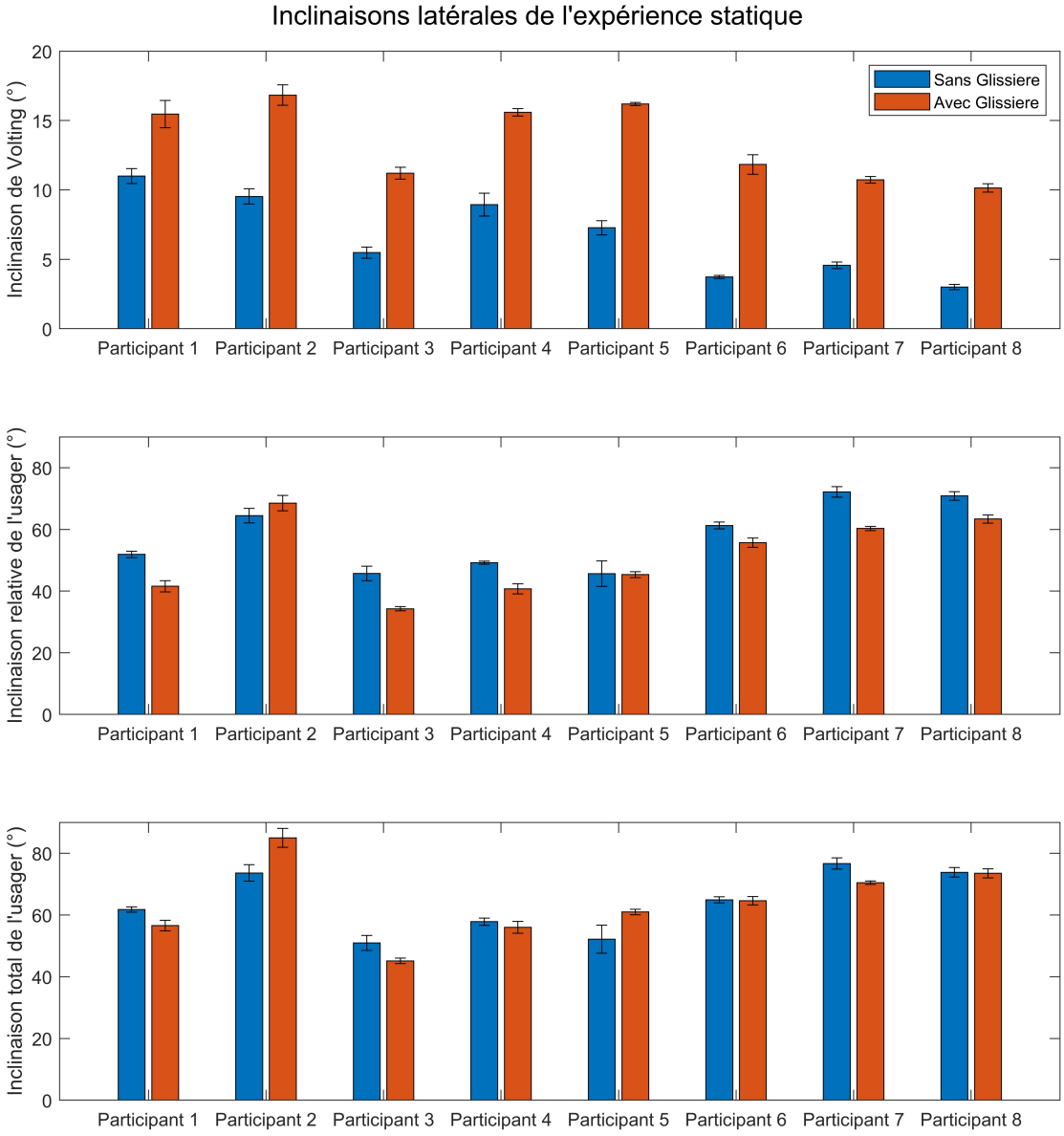


FIGURE 5.16 – Inclinaisons latérales de l'expérience statique

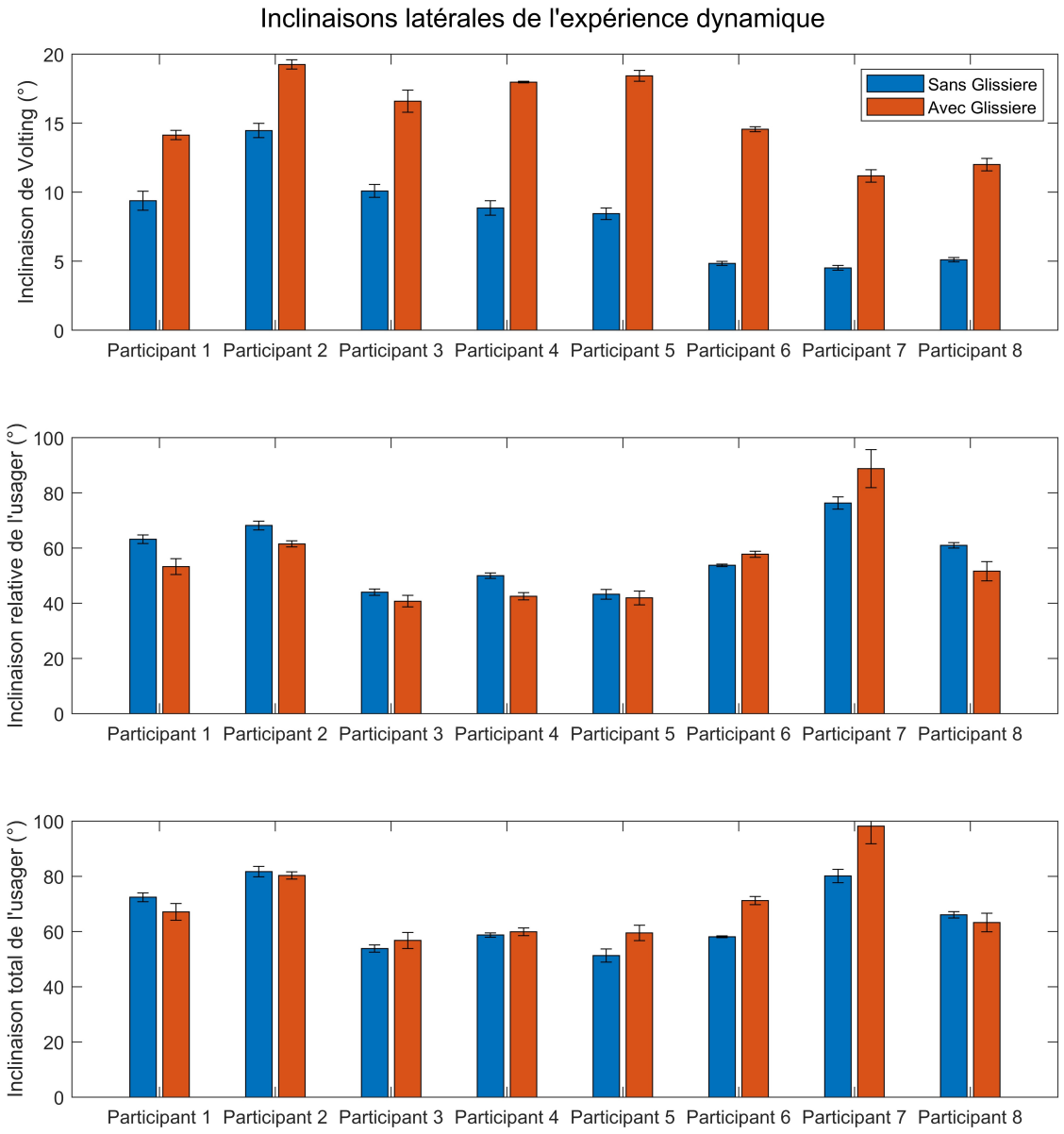


FIGURE 5.17 – Inclinaisons latérales de l'expérience dynamique

Activité musculaire mesurée

De manière similaire et synchronisée, l'effort musculaire de chaque groupe de muscles du torse de chaque utilisateur a pu être mesuré. Ces données sont présentées dans la Figure 5.18 pour l'expérience statique et dans la Figure 5.19 pour l'expérience dynamique.

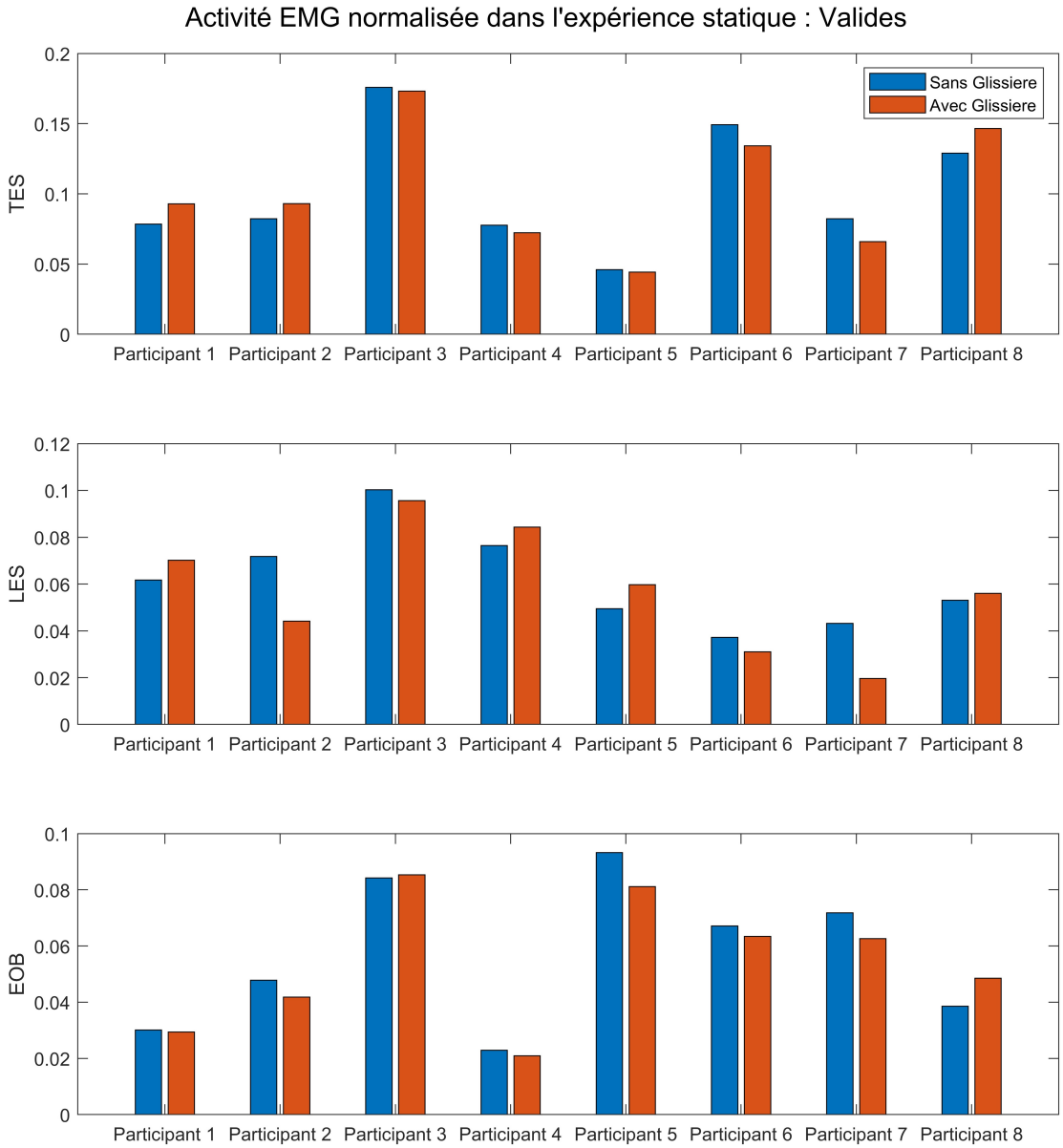


FIGURE 5.18 – Activité EMG normalisée dans l'expérience statique : Valides

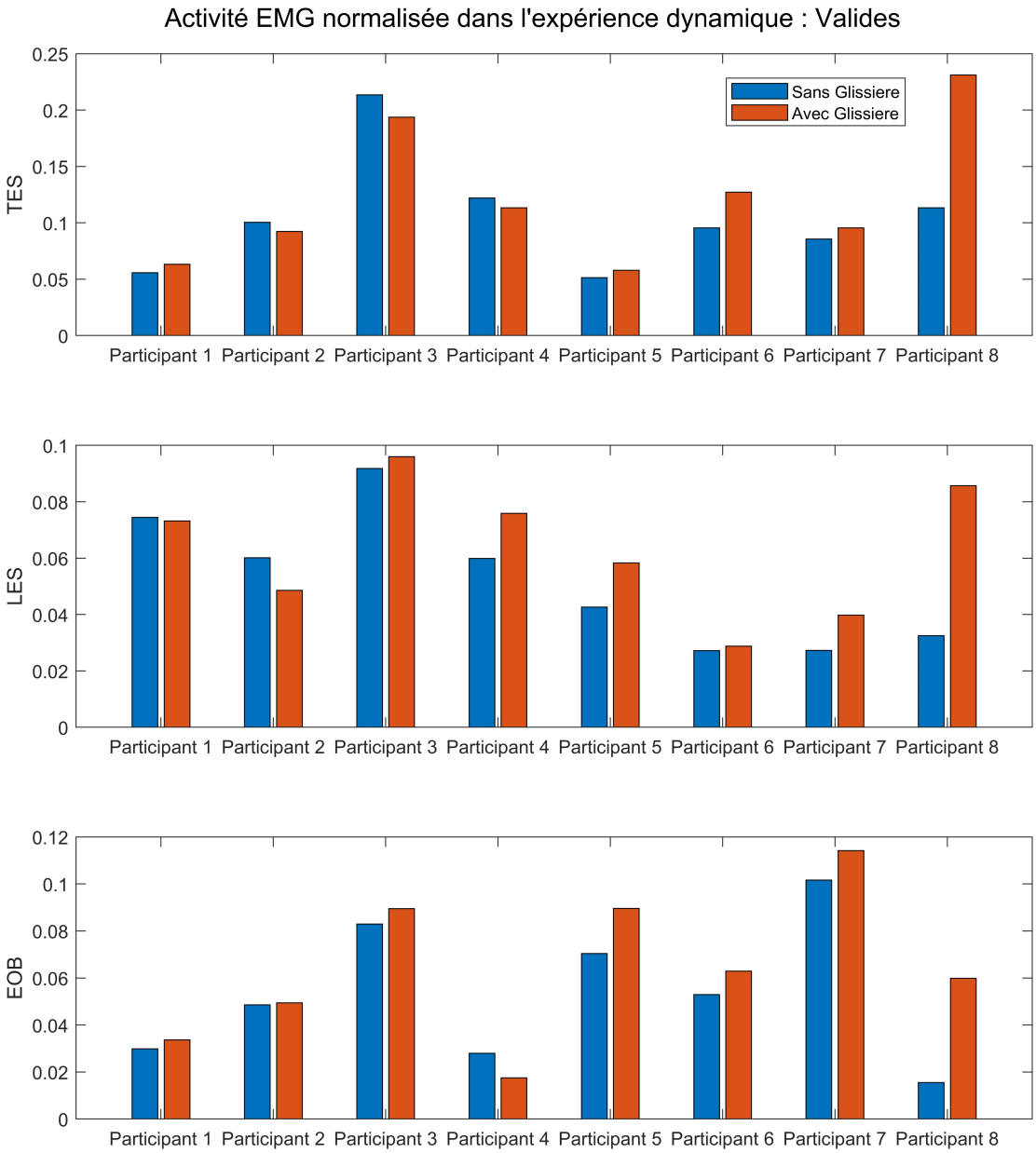


FIGURE 5.19 – Activité EMG normalisée dans l'expérience dynamique : Valides

5.5.3 Discussion

Inclinaisons latérales

Les expériences menées ont permis d'obtenir les angles des inclinaisons latérales de Volting, l'inclinaison de l'utilisateur par rapport à Volting et l'inclinaison totale absolue de chaque participant. Comme le montre le Tableau 5.1, les participants présentaient diverses morphologies afin d'évaluer notre assistant. Ainsi, les participants ont été classés du participant ayant un poids et une taille optimaux pour l'inclinaison en Volting (Participant 1) au participant dont le poids et la taille ne seraient pas suffisants pour incliner Volting (Participant 8). Cela est également observable à partir du déplacement requis dans ce même tableau, car plus le participant a besoin d'aide, plus le déplacement effectué par la Glissière est important.

L'efficacité de la Glissière peut être observée initialement à partir de l'inclinaison de Volting, tant dans l'expérience statique illustrée dans la Figure 5.16 que dans l'expérience dynamique présentée dans la Figure 5.17. En effet, dans les deux cas, les participants ne pouvaient pas atteindre l'inclinaison souhaitée de Volting (15°) sans l'assistant, comme indiqué par les barres bleues. Cependant, après activation de l'assistant, la plupart des participants ont pu atteindre l'inclinaison désirée, comme indiqué par les barres rouges.

L'inclinaison de Volting permet à l'utilisateur d'adopter la même inclinaison tout en effectuant une flexion moindre de son corps. Cela est observable dans l'inclinaison relative de l'utilisateur présentée dans la deuxième rangée de la Figure 5.16 pour l'expérience statique et dans la Figure 5.17 pour l'expérience dynamique. En effet, après l'activation de la Glissière, augmentant ainsi le degré d'inclinaison de Volting, l'inclinaison de l'utilisateur par rapport à la chaise est réduite, ce qui pourrait impliquer un effort moindre dans l'accomplissement de la tâche. De plus, dans la troisième rangée des deux figures, il est possible de constater que l'inclinaison totale de l'utilisateur n'a pas varié de manière significative. Cela indique que l'utilisation de l'inclinaison de Volting, grâce à la Glissière, permet d'atteindre des inclinaisons similaires tout en nécessitant moins d'effort en termes de flexion du corps par rapport à la base.

Activité musculaire/Inclinaison latérale

En ce qui concerne l'activité musculaire des trois groupes musculaires mesurés, aucune variation significative n'a été observée entre l'utilisation de Volting avec ou sans l'assistant. Cela peut s'expliquer par le fait que, même si la personne effectue une flexion moindre du torse par rapport à Volting, la force abdominale supportée peut rester la même, car l'inclinaison totale du corps n'a pas diminué. Cependant, en tenant compte de l'augmentation de l'inclinaison de Volting, il est possible d'affirmer que pour un même effort, la Glissière a permis d'atteindre une inclinaison plus importante du dispositif.

5.6 Expérimentation avec un utilisateur en situation de handicap

5.6.1 Protocole

La deuxième phase réalisée avec notre dispositif Glissière impliquait une utilisatrice en situation de handicap. Dans ce cas, notre collègue Monia, qui avait également participé aux expériences du chapitre WISP de ce travail, a volontairement accepté de participer aux expériences avec notre assistant Glissière. Monia est une personne en fauteuil roulant en raison de la sclérose en plaques, une maladie qui affecte la motricité des membres inférieurs.

Les procédures appliquées étaient similaires à celles utilisées pour les personnes valides. Ainsi, deux expériences ont été proposées, une expérience statique et une expérience dynamique, qui sont décrites ci-dessous :

Préparation préalable : Dans les deux expériences, Monia a été équipé au préalable avec des marqueurs pour les caméras VICON et de capteurs EMG afin d'enregistrer leurs mouvements et l'activité musculaire pendant les essais. Ensuite, elle a été invité à s'asseoir sur notre dispositif Volting et encouragé à s'incliner latéralement de chaque côté afin de se familiariser avec les inclinaisons de Volting.

Expérience statique : Dans cette première expérience, Monia a incliné son torse vers la droite, provoquant ainsi l'inclinaison du dispositif Volting. Comme le montre la Figure 5.20. Cette action a été répétée pendant six cycles consécutifs. Puis, la procédure a été répétée en utilisant l'assistant Glissière.

Expérience dynamique : Dans cette expérience, Monia a également effectué des inclinaisons latérales vers la droite. Cependant, le dispositif Volting a été activé pour effectuer un mouvement circulaire, comme illustré dans la Figure 5.21. Ce mouvement a été choisi car il est très populaire dans la danse en fauteuil roulant. Il est également connu comme <pirouette>. Ainsi, chaque essai consistait en un cycle d'inclinaison latérale vers la droite réalisé en une rotation complète avec le dispositif. Cela a été répété six fois, avec et sans l'assistance de la Glissière.

(a) (b)

FIGURE 5.20 – Monia réalisant l'inclinaison simple dans l'expérience statique

(a) (b) (c) (d)

FIGURE 5.21 – Monia réalisant l'inclinaison en rotation dans l'expérience dynamique

5.6.2 Résultats

À partir des expériences menées de manière statique et dynamique, des graphiques concernant l'inclinaison de Volting et de l'utilisateur, ainsi que des graphiques relatifs à l'effort musculaire de Monia, ont été obtenus.

Inclinaisons latérales

À partir des expériences menées, il a été possible d'obtenir des données cinématiques pour notre participant en situation de handicap, notamment l'inclinaison du dispositif Volting, l'inclinaison de l'utilisateur par rapport à la chaise (inclinaison relative) et l'inclinaison totale de l'utilisateur. Ces résultats sont présentés dans les graphiques de la Figure 5.22 pour l'expérience statique et dans la Figure 5.23 pour l'expérience dynamique.

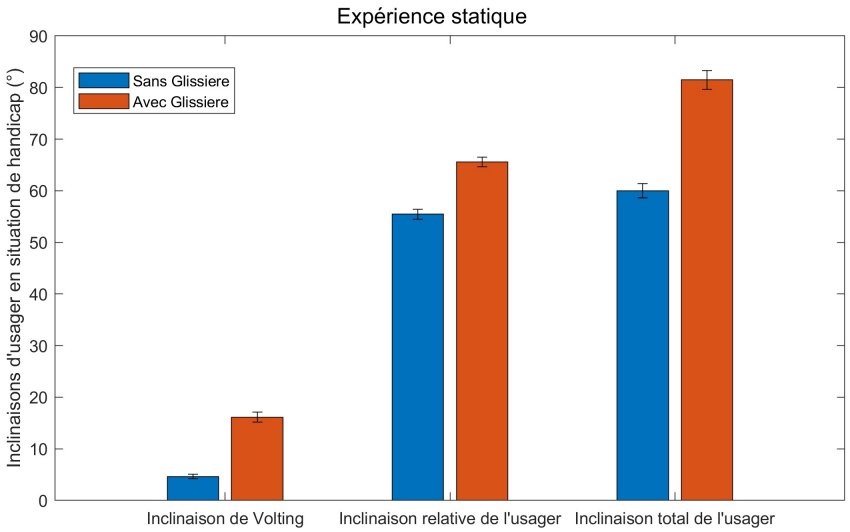


FIGURE 5.22 – Inclinaisons latérales de l'expérience statique

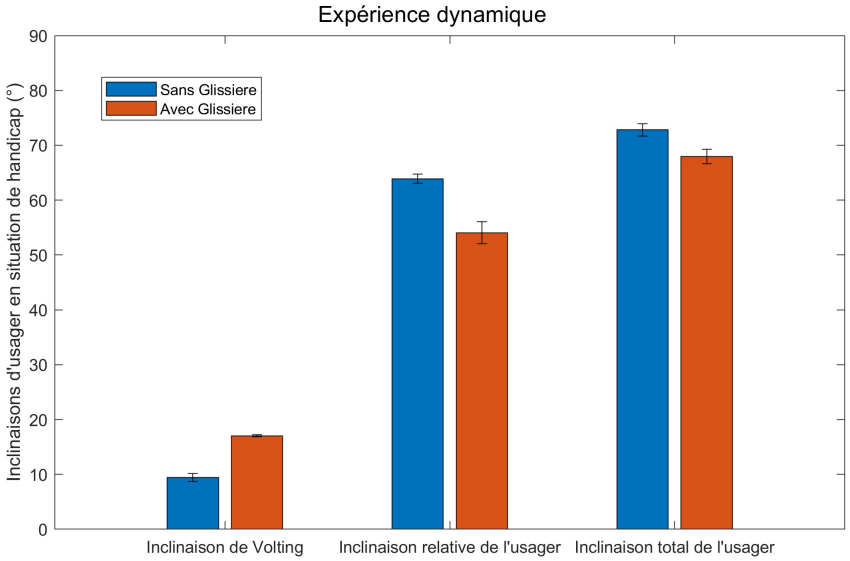


FIGURE 5.23 – Inclinaisons latérales de l'expérience dynamique

Activité musculaire mesurée/Inclinaison latérale

De manière similaire et synchronisée, l'effort musculaire de chaque groupe de muscles du torse de la participant en situation de handicap a été mesuré. Ces données sont présentées dans la Figure 5.24 pour l'expérience statique et dans la Figure 5.25 pour l'expérience dynamique.

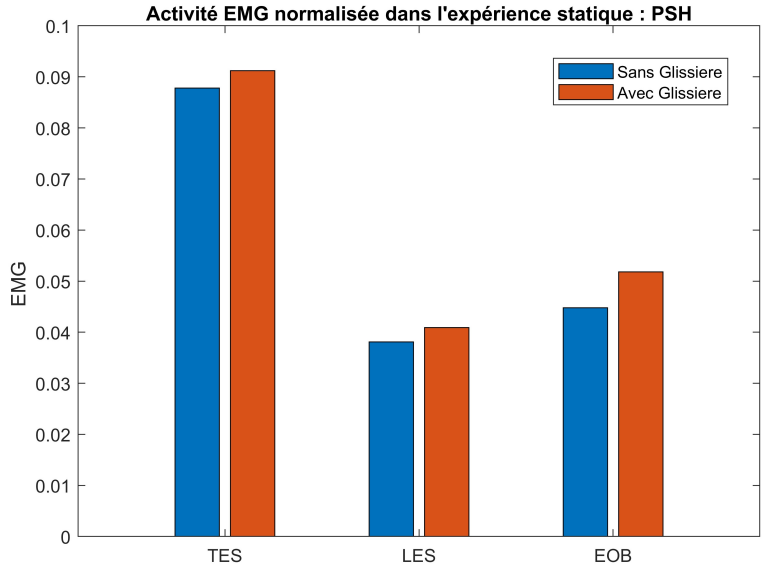


FIGURE 5.24 – Activité EMG normalisée dans l'expérience statique : PSH

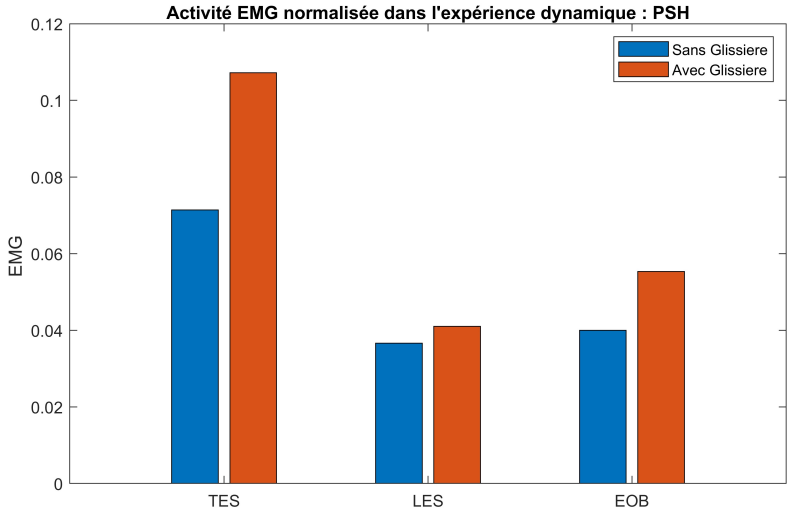


FIGURE 5.25 – Activité EMG normalisée dans l'expérience dynamique : PSH

Questionnaire/interview sur les expériences

Finalement, deux questionnaires ont été utilisés pour comprendre la sensation de Monia lors des expérimentations. Ces documents sont présentés dans l'Annexe E et l'Annexe F. Les résumés des réponses pour chaque test fourni par les questionnaires sont présentés dans la Table 5.2 pour l'expérience statique et la Table 5.3 pour l'expérience dynamique.

Sujet	**Réponse fournie**
Inclinaison sans Glissiere	Notation = 2 (Faible = 0, Forte = 5)
Inclinaison avec Glissiere	Notation = 5 (Faible = 0, Forte = 5)
Commentaire sur l'inclinaison	Mobilité supérieure avec la Glissière
Effort lors de l'inclinaison sans Glissiere	Notation = 4 (Faible = 0, Forte = 5)
Effort lors de l'inclinaison avec Glissiere	Notation = 2 (Faible = 0, Forte = 5)
Commentaire sur l'effort	Très peu d'effort et plus confortable avec la Glissiere

TABLE 5.2 – Résumé des réponses fournies par Monia concernant l'expérience statique

Sujet	**Réponse fournie**
Inclinaison sans Glissiere	Notation = 3 (Faible = 0, Forte = 5)
Inclinaison avec Glissiere	Notation = 5 (Faible = 0, Forte = 5)
Commentaire sur l'inclinaison	Grosse sensation émotionnelle avec la Glissiere
Effort lors de l'inclinaison sans Glissiere	Notation = 2 (Faible = 0, Forte = 5)
Effort lors de l'inclinaison avec Glissiere	Notation = 3 (Faible = 0, Forte = 5)
Commentaire sur l'effort	Adaptation de la Glissiere à faire par patient pour rééducation

TABLE 5.3 – Résumé des réponses fournies par Monia concernant l'expérience dynamique

5.6.3 Discussion

En ce qui concerne les inclinaisons latérales de Volting, il est observable que cette inclinaison est également amplifiée grâce à la Glissière, dépassant ainsi la limite souhaitée de 15° tant dans l'expérience statique que dans la dynamique. L'objectif principal de la Glissière a ainsi été atteint. Cependant, en ce qui concerne tant l'inclinaison relative de l'utilisatrice que son inclinaison totale, un comportement différent est observé. En effet, lors de l'expérience statique, l'utilisatrice a montré une tendance à s'incliner davantage avec la Glissière qu'elle ne l'avait déjà fait auparavant. Dans ce cas, elle a cherché à s'incliner encore plus grâce à Volting, contrairement aux utilisateurs valides. Cependant, lors de l'expérience dynamique, sa tendance était à s'incliner moins, tant dans son inclinaison relative que dans son inclinaison totale. Ceci pourrait s'expliquer par le fait que l'effet dynamique ait suscité une plus grande excitation chez Monia, la poussant à chercher à maintenir une position plus sécurisée.

En ce qui concerne l'effort musculaire, de manière similaire aux expériences menées avec les personnes valides, aucune variation significative n'a été observée entre l'utilisation ou non de la Glissière. Cela peut s'expliquer par le fait que l'inclinaison totale de Monia était similaire avec et sans l'assistant. Dans ce cas, bien que la glissière ait aidé à incliner la base de Volting, l'utilisatrice a supporté l'inclinaison de son torse à un angle similaire en termes absolus. Des expérimentations ultérieures visant à explorer les mouvements devront être menées afin d'obtenir des réponses plus générales concernant les patients en situation de handicap.

Tant dans le cas de l'inclinaison de Monia que dans l'effort fourni avec et sans l'assistant, aucune variation significative n'a été observée. Cependant, ces résultats peuvent être mis en contraste avec l'émotion ressentie par Monia, comme le révèlent la Table 5.2 et la Table 5.3. En effet, selon ces données, Monia attribue une note maximale à son inclinaison avec la Glissière aussi bien dans l'expérience statique que dans l'expérience dynamique. Cela peut s'expliquer par le fait que même si l'inclinaison absolue de Monia a peu varié avec l'utilisation de l'assistant, le changement d'inclinaison de son siège crée l'impression d'une inclinaison plus marquée, ce qui n'est pas possible avec les fauteuils roulants classiques.

D'autre part, en ce qui concerne l'effort, Monia indique une réduction d'effort avec la Glissière dans l'expérience statique, soulignée davantage par son commentaire «Très peu d'effort et plus confortable avec la Glissiere». Malgré le poids équivalent qu'elle doit supporter, l'inclinaison de la base de Volting lui donne l'impression d'avoir fourni moins d'effort en raison du confort ressenti. Cependant, en ce qui concerne l'effort dans l'expérience dynamique, le questionnaire/interview ne révèle pas de changement notable. Cela peut être attribué à l'effet dynamique et à l'intense émotion ressentie par Monia au cours de cet essai, comme en témoigne le commentaire «Grosse sensation émotionnelle avec la Glissiere».

Chapitre 6

Conclusion

6.1 Bilan du travail effectué

Selon les principes de la mobilité inclusive, les systèmes de transport doivent être accessibles et équitables pour tous, indépendamment de l'âge, de la capacité, du revenu ou d'autres caractéristiques. Cet objectif de mobilité vise à répondre de manière optimale au besoin de se déplacer d'un endroit à un autre pour toute personne, qu'elle soit en situation de handicap ou non. Cela présente des avantages considérables pour les utilisateurs, car il vise à permettre à chacun d'accéder à l'endroit de son choix.

Cependant, la mobilité d'une personne peut être envisagée non seulement comme la capacité de se déplacer d'un endroit à un autre, mais aussi comme la capacité de se déplacer dans un même lieu de la manière dont la personne le souhaite, par exemple lorsqu'une personne se penche pour ramasser un crayon ou se met sur la pointe des pieds pour atteindre un objet en hauteur. Une personne en fauteuil roulant est parfois perçue comme ayant une mobilité réduite, non seulement en raison des difficultés rencontrées dans l'environnement pour ses déplacements, mais aussi en raison des limitations de sa mobilité corporelle dans son fauteuil roulant, qui est souvent assez rigide et conçu principalement pour se déplacer.

À partir de ce point de vue, les progrès en matière de mobilité des fauteuils roulants actuels ont encore un long chemin à parcourir. En effet, un utilisateur de fauteuil roulant est limité aux mouvements dans un plan parallèle au sol en raison de la position fixe du siège du fauteuil roulant. Pour remédier à cela, des fauteuils roulants innovants ont été développés pour éviter cette position unique, appelés fauteuils roulants à mobilité augmentée.

D'autre part, les fauteuils roulants manuels nécessitent des poussées sur la roue pour se déplacer, effectuées avec les mains. Ces mouvements répétitifs entraînent souvent des blessures aux bras des utilisateurs, principalement au niveau des épaules.

Par conséquent, les personnes cherchent souvent à éviter de se déplacer, ce qui entraîne des conséquences physiques et psychologiques.

Le projet Volting vise à développer un fauteuil roulant permettant une mobilité active libre à l'utilisateur, à la fois lors des déplacements d'un endroit à un autre et lors des mouvements à l'intérieur du fauteuil roulant. Ainsi, Volting est également un dispositif de mobilité augmentée qui cherche à offrir à l'utilisateur une perspective différente de sa mobilité en ajoutant un nouveau degré de liberté. De plus, la nécessité d'éviter la propulsion manuelle est également prise en compte.

Le projet VOLTING a été initié par Eric Monacelli à la suite d'une rencontre avec des danseurs en 2017. Cette dimension est resté présente encore aujourd'hui. Les essais ou les représentations artistiques sont une part importante du projet et de son évolution. Les différents prototypes développés dans ce projet depuis 2020 sont des évolutions de cette idée initiale. Avec la Compagnie de danse Mobilis Immobilis, un spectacle a été conçu. Le spectacle est intitulé "À la verticale de Soi", ce qui a permis d'optimiser le dispositif Volting en lien avec la préparation de la chorégraphie.

Cette thèse s'inscrit donc dans le cadre de l'évolution de Volting et a pour objectif le développement mécatronique de nouvelles versions du dispositif et son évaluation sous trois points de vue : 1) Interaction, 2) Assistance à la conduite et 3) Assistance à l'inclinaison. Les développements réalisés dans ces trois domaines sont présentés ci-dessous :

6.1.1 Volting : Interaction avec l'utilisateur

L'interaction entre un utilisateur et son fauteuil roulant a été analysée en fonction de la mobilité atteinte par l'utilisateur lors de l'exécution d'un mouvement souhaité. Dans ce cas, étant donné que la notion de liberté de mouvement est une partie fondamentale de la danse en fauteuil roulant, elle a été utilisée comme cadre d'application du projet Volting. Ainsi, dans ce contexte, l'un des mouvements difficiles à réaliser et en même temps limité par la conception actuelle des fauteuils roulants est l'inclinaison latérale. Pour cette raison, ce mouvement a été sélectionné comme premier mouvement dans l'exploration de la mobilité de Volting.

Pendant l'exploration du mouvement d'inclinaison latérale, le dispositif Volting a été soumis à divers tests avec des danseurs professionnels dans le but d'optimiser le prototype existant à la fois mécaniquement et ergonomiquement. Au cours de cette thèse, deux nouveaux prototypes ont été développés, appelés Volting V3 et Volting V4 par l'équipe. Les deux prototypes ont permis d'améliorer la mobilité de l'utilisateur en termes d'inclinaisons latérales.

Dans ces prototypes, le degré de liberté ajouté au fauteuil roulant a été obtenu par la construction d'un mécanisme d'inclinaison permettant d'incliner la structure du fauteuil roulant à partir de suspensions passives. Ce mécanisme est activé par le déplacement latéral du centre de masse de l'utilisateur provoqué par l'inclinaison latérale du tronc. Ainsi, lorsque l'utilisateur penche son corps latéralement, le fauteuil roulant fait de même.

Dans cette thèse, la première action concerne le modèle. Un modèle mathématique a été créé pour déterminer les paramètres mécaniques du système d'inclinaison. Ce modèle était basé sur l'approximation du système Volting-utilisateur à un pendule double inversé. Des équations ont été fournies permettant de calculer d'importants paramètres mécaniques, notamment la rigidité des suspensions passives. De plus, les équations visaient à rendre l'inclinaison latérale de l'utilisateur directement proportionnelle à l'inclinaison latérale de Volting de manière linéaire. Ces conditions ont été vérifiées par des expériences en laboratoire, démontrant qu'il était effectivement possible de dimensionner correctement les ressorts et d'obtenir la réponse linéaire souhaitée. De plus, la robustesse de la réponse a été évaluée en modifiant la morphologie de l'utilisateur, représentée par des poids sur le tronc de l'utilisateur. Il a ainsi été conclu qu'une variation de la morphologie de l'utilisateur, telle que l'augmentation de la masse musculaire dans les membres supérieurs (jusqu'à 10 kg), n'affecterait pas la réponse souhaitée du système.

Ainsi, un fauteuil roulant à mobilité augmentée capable d'effectuer des inclinaisons latérales proportionnelles à l'inclinaison du tronc de l'utilisateur a été présenté. De plus, une interaction adéquate entre ces inclinaisons est possible grâce à l'utilisation du modèle mathématique présenté.

6.1.2 WISP : Assistante à la conduite

Le deuxième objectif du projet Volting est de proposer une conduite corporelle. Dans un fauteuil manuel, la propulsion est la commande. La répétition constante des mouvements de propulsion peut entraîner chez l'utilisateur des problèmes physiques, principalement au niveau des épaules. De plus, dans le contexte de la danse en fauteuil roulant, la réalisation de la propulsion limite l'expression corporelle libre de la danse, car l'utilisateur pourrait être occupé à la propulsion au lieu de réaliser des gestes artistiques.

Pour résoudre ce problème, le projet Volting a proposé le développement d'un dispositif capable de mesurer l'intention de l'utilisateur et de l'utiliser pour déplacer Volting. Après avoir examiné les technologies disponibles pour la détection des mouvements de l'utilisateur, le projet a opté pour le développement d'un dispositif portable appelé WISP. Ce dispositif était basé sur trois capteurs inertiels surveillant les mouvements du tronc et des mains de l'utilisateur. Deux modes de fonctionnement ont été proposés, permettant d'utiliser soit le tronc de l'utilisateur pour commander Volting, soit les mains de l'utilisateur selon ce qui était le plus pratique pendant la danse en fauteuil roulant. Ainsi, l'utilisateur n'avait pas besoin d'utiliser ses mains pour la propulsion, mais les mouvements de son corps étaient suffisants pour déplacer Volting.

Dans cette thèse, deux séries d'expériences ont été menées avec le dispositif WISP. Tout d'abord, un premier ensemble d'expériences a été réalisé pour calibrer à la fois WISP et Volting selon la dynamique requise pour la danse en fauteuil roulant. La Compagnie de danse Mobilis Immobilis a apporté son soutien afin

d'optimiser le dispositif Volting au cours de la préparation de la chorégraphie. Ensuite, un deuxième ensemble d'expériences a été réalisé avec la participation d'une utilisatrice en situation de handicap non sportive. Pendant ces sessions, les inclinaisons latérales de l'utilisateur ont été analysées, montrant une progression de l'inclinaison latérale de 32,17 degrés pour l'inclinaison latérale gauche et de 28,67 degrés pour l'inclinaison latérale droite à 39,67 degrés pour l'inclinaison latérale gauche et 48,17 degrés pour l'inclinaison latérale droite. Ces expériences ont démontré une amélioration de l'inclinaison latérale de l'utilisateur. Confiante dans l'utilisation de Volting, l'utilisatrice, qui ne pratiquait aucun sport, a pu participer en tant que protagoniste dans le spectacle collaboratif "YES, WE DANCE", développé avec l'équipe Volting.

Ainsi, un dispositif nommé WISP a été développé, permettant à l'utilisateur de déplacer Volting sans avoir besoin de réaliser des gestes de propulsion manuelle, mais seulement en inclinant son corps.

6.1.3 Glissiere : Assistante à l'inclinaison

L'un des principes fondamentaux du projet Volting est que chaque individu puisse utiliser le dispositif et effectuer des inclinaisons latérales. Dans ce contexte, les inclinaisons latérales réalisées sur notre dispositif, basé sur un mécanisme d'inclinaison passif, pourraient ne pas fonctionner de la même manière pour tous les utilisateurs. En effet, les expériences menées avec Volting ont montré qu'avec un calcul approprié des éléments mécaniques du dispositif, il était possible d'explorer pleinement les inclinaisons latérales avec une dynamique appropriée. Cependant, il a également été constaté qu'une variation significative du poids et de la taille de l'utilisateur pourrait empêcher le dispositif de fonctionner comme prévu, constituant ainsi un obstacle dans l'exploration de la mobilité.

Pour résoudre ce problème, un dispositif appelé Glissière avait été développé dans le Volting V2. Il est également basé sur le principe du déplacement du centre de masse de l'utilisateur. Dans ce cas, le déplacement pouvait être automatiquement effectué à travers un dispositif permettant de déplacer latéralement l'utilisateur dans le fauteuil roulant.

Ce dispositif a été analysé afin de dimensionner la puissance de l'actionneur nécessaire pour le déplacement latéral d'un utilisateur, même dans des conditions critiques telles que se trouver dans la position la plus inclinée et souhaiter revenir à la position centrale. De plus, un modèle mathématique a été développé pour calculer le déplacement nécessaire en fonction de la morphologie de chaque utilisateur.

Cet assistant à l'inclinaison a été évalué à travers la réalisation d'inclinaisons latérales impliquant la participation de personnes valides et d'une utilisatrice en situation de handicap. Les résultats ont montré que l'inclinaison de Volting avec l'assistant Glissière a atteint la limite souhaitée de 15 degrés pour tous les participants valides, qui avaient des morphologies variées. Cependant, l'effort musculaire nécessaire pour effectuer les inclinaisons, avec ou sans l'assistant, n'a pas connu de variation

significative. De même, dans le cas de l'utilisatrice en situation de handicap, des résultats similaires ont été obtenus. Cependant, à travers des questionnaires, il a été observé que l'inclinaison de Volting, qui n'est pas un mouvement possible avec les fauteuils roulants actuels, a procuré une sensation de confort et d'émotion à l'utilisatrice.

6.2 Perspectives

Cette thèse a été élaborée dans le cadre du projet Volting, visant à améliorer la mobilité des utilisateurs de fauteuils roulants. Les recherches et expérimentations menées ont grandement soutenu l'optimisation et le développement des prototypes Volting V3 et V4, ainsi que l'évaluation préliminaire de ses principaux composants : l'interaction, l'aide à la conduite et l'assistance à l'inclinaison.

La prochaine étape du projet consiste à évaluer le dispositif Volting du point de vue de la rééducation. En effet, l'utilisation des inclinaisons latérales du tronc de l'utilisateur pour commander Volting encourage l'exercice continu des muscles abdominaux. Ainsi, l'utilisation de Volting pourrait servir à la rééducation de ces muscles. De plus, la possibilité de régler la sensibilité de la commande, utilisée pour l'entraînement de l'utilisateur en situation de handicap dans le chapitre WISP, pourrait être utilisée pour varier le niveau de difficulté et progresser graduellement dans la rééducation. Des expérimentations ultérieures seront envisagées afin de valider cette proposition.

Quant au système d'assistance à l'inclinaison, il devra être optimisé pour trouver le mécanisme approprié permettant aux utilisateurs ayant une faible capacité musculaire de réaliser des inclinaisons latérales. Nos expérimentations ont montré que la Glissière permettait d'incliner Volting pour des personnes de différentes morphologies, mais l'effort musculaire n'a pas varié de manière significative. Par conséquent, des modifications devront être apportées, suivies de leur évaluation afin de vérifier si le dispositif est accessible à des personnes ayant des conditions physiques différentes.

Par ailleurs, l'idée de coupler les développements dans le projet Volting avec des performances de danse sera poursuivie. Plusieurs actions et performances sont aujourd'hui planifiées avec nos partenaires internationaux. Les deux actions artistiques se poursuivent. Le spectacle A la Verticale de soi est aujourd'hui présenté dans différentes villes. Le programme de recherche Yes We Dance est engagé dans un action collaborative internationale qui se poursuit en 2024.

6.3 Publications

Journals

- Callupe Luna, J. ; Martinez Rocha, J. ; Monacelli, E. ; Foggea, G. ; Hirata, Y. ; Delaplace, S. (2022) WISP, Wearable Inertial Sensor for Online Wheelchair Propulsion Detection. Sensors 2022, 22, 4221. (Impact Factor = 3.8) https ://doi.org/10.3390/s22114221

- Callupe Luna, J. ; Martinez Rocha, J. ; Blacutt Grenier, A. ; Markus, E. ; Routhier, F. ; Hirata, Y. & Monacelli, E. (2023) Inclusive mobility : considerations and research actions based on participation concept. [Under Review]

Conferences

- Callupe Luna, J., Martinez Rocha, J., Monacelli, E., Dutrievoz, L., Delaplace, S. & Hirata, Y. (2023) Volting, a novel dancing wheelchair with augmented mobility : Pushing lateral inclinations. In IEEE-RAS-EMBS International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), Singapore, 24-28 September 2023.

- Martinez Rocha, J., Callupe Luna, J., Monacelli, E., Foggea, G., Passedouet, M., Delaplace, S. & Hirata, Y. (2023) Dance gesture recognition for wheelchair control. In Proceedings of the 2023 8th International Conference on Control and Robotics Engineering (ICCRE), Niigata, Japan, 21-23 April 2023.

Brevets

- **Volting, Version Monoroue (Version 2)** Brevet a été déposé par l'UVSQ (FR2012423 dépôt INPI le 30/11/2020).
  Le brevet a fait l'objet d'une extension PCT (novembre 2021,
  N° PCT/EP2021/083308).
  Une marque semi-figurative a été déposée (27/10/2020 avec le numéro 018327409 : VOLTING) avec extension Amérique du Nord (05/2022).

- **Volting, Version à deux roues (Version 3)** Brevet accepté et validé par la SATT Paris-Saclay (07/07/2023).

Bibliographie

[1] T. Shakespeare, « What is a disabled person? », in *Disability, divers-ability and legal change*, Brill Nijhoff, 1999, p. 25-34.

[2] J. Zhou, E. E. Butler et J. Rose, « Neurologic correlates of gait abnormalities in cerebral palsy: implications for treatment », *Frontiers in human neuroscience*, t. 11, p. 103, 2017.

[3] S. B. O'Sullivan, T. J. Schmitz et G. Fulk, *Physical rehabilitation*. FA Davis, 2019.

[4] P. Dhami, S. Moreno et J. F. DeSouza, « New framework for rehabilitation–fusion of cognitive and physical rehabilitation: the hope for dancing », *Frontiers in psychology*, t. 5, p. 1478, 2015.

[5] M. Ploughman, « Exercise is brain food: the effects of physical activity on cognitive function », *Developmental neurorehabilitation*, t. 11, n° 3, p. 236-240, 2008.

[6] A. McGill, S. Houston et R. Y. Lee, « Dance for Parkinson's: a new framework for research on its physical, mental, emotional, and social benefits », *Complementary therapies in medicine*, t. 22, n° 3, p. 426-432, 2014.

[7] E. C. Warburton, M. Wilson, M. Lynch et S. Cuykendall, « The cognitive benefits of movement reduction: Evidence from dance marking », *Psychological Science*, t. 24, n° 9, p. 1732-1739, 2013.

[8] C. Berrol, « Dance/movement therapy in head injury rehabilitation », *Brain injury*, t. 4, n° 3, p. 257-265, 1990.

[9] E. A. Jaarsma, P. U. Dijkstra, J. Geertzen et R. Dekker, « Barriers to and facilitators of sports participation for people with physical disabilities: A systematic review », *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, t. 24, n° 6, p. 871-881, 2014.

[10] V. Zaitsava. « What Are the Main Barriers People with Disabilities Face in Sports? » (2022), adresse : `https://verv.com/what-are-the-main-barriers-people-with-disabilities-face-in-sports/` (visité le 02/10/2023).

[11] R. A. Cooper, « Wheelchair racing sports science: a review », *J Rehabil Res Dev*, t. 27, n° 3, p. 295-312, 1990.

[12] R. A. Cooper et A. J. De Luigi, « Adaptive sports technology and biomechanics: wheelchairs », *Pm&r*, t. 6, n° 8, S31-S39, 2014.

[13] P. T. Alpert, « The health benefits of dance », *Home Health Care Management & Practice*, t. 23, n° 2, p. 155-157, 2011.

[14] J. Callupe Luna, J. Martinez Rocha, E. Monacelli, G. Foggea, Y. Hirata et S. Delaplace, « WISP, wearable inertial sensor for online wheelchair propulsion detection », *Sensors*, t. 22, n° 11, p. 4221, 2022.

[15] P. Fougeyrollas, N. Boucher, G. Edwards, Y. Grenier et L. Noreau, « The Disability Creation Process Model: A Comprehensive Explanation of Disabling Situations as a Guide to Developing Policy and Service Programs. », *Scandinavian Journal of Disability Research*, t. 21, n° 1, 2019.

[16] K. Davin. « Wheelchair Positioning for Ideal Propulsion ». (2023), adresse : `https://rehabpub.com/mobility/manual-wheelchairs-mobility-seating/wheelchair-positioning-for-ideal-propulsion/` (visité le 31/08/2023).

[17] S. Industries. « 8 common barriers for users of wheelchairs ». (2023), adresse : `https://www.stronggo.com/blog/8-common-barriers-users-wheelchairs` (visité le 01/09/2023).

[18] X. Wang, Y. Xiao, F. Deng, Y. Chen et H. Zhang, « Eye-movement-controlled wheelchair based on flexible hydrogel biosensor and wt-svm », *Biosensors*, t. 11, n° 6, p. 198, 2021.

[19] G. Baronio, I. Bodini, B. Motyl et S. Uberti, « Prototyping, testing, and redesign of a three-wheel trekking wheelchair for accessible tourism applications », *Applied Sciences*, t. 11, n° 20, p. 9641, 2021.

[20] M. Burton, F. K. Fuss et A. Subic, « Sports wheelchair technologies », *Sports Technology*, t. 3, n° 3, p. 154-167, 2010.

[21] T. Rietveld, R. J. Vegter, L. H. der Woude et S. de Groot, « The interaction between wheelchair configuration and wheeling performance in wheelchair tennis: a narrative review », *Sports biomechanics*, p. 1-22, 2021.

[22] J. Lee, W. Jeong, J. Han, T. Kim et S. Oh, « Barrier-free wheelchair with a mechanical transmission », *Applied sciences*, t. 11, n° 11, p. 5280, 2021.

[23] IFAPA. « WHAT IS APA ». (2014), adresse : `https://ifapa.net/what-is-apa/` (visité le 27/08/2023).

[24] J. Yun et J. Beamer, « Promoting physical activity in adapted physical education », *Journal of Physical Education, Recreation & Dance*, t. 89, n° 4, p. 7-13, 2018.

[25] F. M. Brasile, « Wheelchair sports: A new perspective on integration », *Adapted Physical Activity Quarterly*, t. 7, n° 1, p. 3-11, 1990.

[26] E. Campbell et G. Jones, « Psychological well-being in wheelchair sport participants and nonparticipants », *Adapted Physical Activity Quarterly*, t. 11, n° 4, p. 404-415, 1994.

[27] B. S. Mason, L. Porcellato, L. H. van der Woude et V. L. Goosey-Tolfrey, « A qualitative examination of wheelchair configuration for optimal mobility performance in wheelchair sports: a pilot study. », *Journal of Rehabilitation Medicine*, t. 42, n° 2, p. 141-149, 2010.

[28] Y. Vanlandewijck, D. Theisen et D. Daly, « Wheelchair Propulsion Biomechanics », *Sports Medicine*, t. 31, p. 339-367, avr. 2001. doi : 10.2165/00007256-200131050-00005.

[29] K. Kulig, C. J. Newsam, S. J. Mulroy et al., « The effect of level of spinal cord injury on shoulder joint kinetics during manual wheelchair propulsion », *Clinical biomechanics*, t. 16, n° 9, p. 744-751, 2001.

[30] S. J. Mulroy, S. Farrokhi, C. J. Newsam et J. Perry, « Effects of spinal cord injury level on the activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion: an electromyographic study », *Archives of physical medicine and rehabilitation*, t. 85, n° 6, p. 925-934, 2004.

[31] M. Caldwell et A. J. De Luigi, « Wheelchair dance sport », *Adaptive Sports Medicine: A Clinical Guide*, p. 171-179, 2018.

[32] L. Trénoras, C. Yin, M. Hafsia, E. Monacelli et A. Benali, « Gyrolift, a new way of verticalisation on mobile personal transporter », *Simulation Modelling Practice and Theory*, t. 90, p. 98-115, 2019.

[33] M. L. Morris, K. J. De Laurentis, S. Carey et al., « Dance and engineering link to produce a novel mobility device », *Technology & Innovation*, t. 13, n° 3, p. 213-224, 2011.

[34] N. Agaronnik, « Musical chairs: using wheelchair ballroom dance in disability education », *JAMA*, t. 320, n° 1, p. 14-15, 2018.

[35] J. Leibach. « A Chair Fit for Dancing ». (2016), adresse : https://www.sciencefriday.com/articles/a-chair-fit-for-dancing/ (visité le 10/10/2023).

[36] J. Leaman et H. M. La, « A comprehensive review of smart wheelchairs: past, present, and future », *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, t. 47, n° 4, p. 486-499, 2017.

[37] N. Live. « ELECTRIC WHEELCHAIR MAGIX 2 ». (2017), adresse : https://newlive.fr/en/ (visité le 28/08/2023).

[38] S. Medical. « Tilt-In-Space Wheelchairs ». (2023), adresse : https://www.sunrisemedical.com/manual-wheelchairs/quickie/tilt-in-space-wheelchairs (visité le 28/08/2023).

[39] R. A. Cooper, Y. A. Tuakli-Wosornu, G. V. Henderson et al., « Engineering and technology in wheelchair sport », *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, t. 29, n° 2, p. 347-369, 2018.

[40] J. Z. Laferrier, I. Rice, J. Pearlman et al., « Technology to improve sports performance in wheelchair sports », *Sports Technology*, t. 5, n° 1-2, p. 4-19, 2012.

[41] R. Drillis et R. Contini, « Body Segment Parameters, Report 1166-03 », Office of Vocational Rehabilitation, New York, 1966.

[42] R. Dumas, L. Cheze et J.-P. Verriest, « Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters », *Journal of biomechanics*, t. 40, n° 3, p. 543-553, 2007.

[43] C. Larivière, D. Gagnon et P. Loisel, « The comparison of trunk muscles EMG activation between subjects with and without chronic low back pain during flexion–extension and lateral bending tasks », *Journal of electromyography and kinesiology*, t. 10, n° 2, p. 79-91, 2000.

[44] RFI. « Les Français ont changé de morphologie ». (2006), adresse : `http://www1.rfi.fr/actufr/articles/074/article_41643.asp` (visité le 05/02/2023).

[45] G. Wu, F. C. Van der Helm, H. D. Veeger et al., « ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand », *Journal of biomechanics*, t. 38, n° 5, p. 981-992, 2005.

[46] F. O. Medola, V. M. C. Elui, C. da Silva Santana et C. A. Fortulan, « Aspects of manual wheelchair configuration affecting mobility: a review », *Journal of physical therapy science*, t. 26, n° 2, p. 313-318, 2014.

[47] W. B. Mortenson, W. C. Miller, C. L. Backman et J. L. Oliffe, « Association between mobility, participation, and wheelchair-related factors in long-term care residents who use wheelchairs as their primary means of mobility », *Journal of the American Geriatrics Society*, t. 60, n° 7, p. 1310-1315, 2012.

[48] M. Mazo, « An integral system for assisted mobility [automated wheelchair] », *IEEE Robotics & Automation Magazine*, t. 8, n° 1, p. 46-56, 2001.

[49] Q. Zeng, C. L. Teo, B. Rebsamen et E. Burdet, « A collaborative wheelchair system », *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, t. 16, n° 2, p. 161-170, 2008.

[50] B. Rebsamen, E. Burdet, C. Guan et al., « Controlling a wheelchair indoors using thought », *IEEE intelligent systems*, t. 22, n° 2, p. 18-24, 2007.

[51] S. Inal, « COMPETITIVE DANCE for Individuals With Disabilities. », *Palaestra*, t. 28, n° 1, 2014.

[52] K. M. Gerling, R. L. Mandryk, M. Miller, M. R. Kalyn, M. Birk et J. D. Smeddinck, « Designing wheelchair-based movement games », *ACM Transactions on Accessible Computing (TACCESS)*, t. 6, n° 2, p. 1-23, 2015.

[53] L. Sapezinskiene, A. Soraka et L. Svediene, « Dance movement impact on independence and balance of people with spinal cord injuries during rehabilitation », *International Journal of Rehabilitation Research*, t. 32, S100, 2009.

[54] R. J. Shephard, « Sports medicine and the wheelchair athlete », *Sports Medicine*, t. 5, p. 226-247, 1988.

[55] D Theisen, D Daly et al., « Wheelchair Propulsion Biomechanics: Implications for Wheelchair Sports. », *Sports Medicine*, t. 31, n° 5, 2001.

[56] I. Rice, D. Gagnon, J. Gallagher et M. Boninger, « Hand rim wheelchair propulsion training using biomechanical real-time visual feedback based on motor learning theory principles », *The journal of spinal cord medicine*, t. 33, n° 1, p. 33-42, 2010.

[57] S. Askari, R. L. Kirby, K. Parker, K. Thompson et J. O'Neill, « Wheelchair propulsion test: development and measurement properties of a new test for manual wheelchair users », *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, t. 94, n° 9, p. 1690-1698, 2013.

[58] M. Field, D. Stirling, F. Naghdy et Z. Pan, « Motion capture in robotics review », in *2009 IEEE international conference on control and automation*, IEEE, 2009, p. 1697-1702.

[59] N. P. by Cision. « Motion capture set to become more mainstream in medical science predicts Vicon ». (2015), adresse : `https://news.cision.com/vicon/r/motion-capture-set-to-become-more-mainstream-in-medical-science-predicts-vicon,c9722569` (visité le 26/08/2023).

[60] S. S. Rautaray et A. Agrawal, « Vision based hand gesture recognition for human computer interaction: a survey », *Artificial intelligence review*, t. 43, p. 1-54, 2015.

[61] T. B. Moeslund et E. Granum, « A survey of computer vision-based human motion capture », *Computer vision and image understanding*, t. 81, n° 3, p. 231-268, 2001.

[62] M.-y. Chen, L. Mummert, P. Pillai, A. Hauptmann et R. Sukthankar, « Controlling your TV with gestures », in *Proceedings of the international conference on Multimedia information retrieval*, 2010, p. 405-408.

[63] S. V. Hiremath, S. S. Intille, A. Kelleher, R. A. Cooper et D. Ding, « Detection of physical activities using a physical activity monitor system for wheelchair users », *Medical engineering & physics*, t. 37, n° 1, p. 68-76, 2015.

[64] C.-C. Yang et Y.-L. Hsu, « A review of accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring », *Sensors*, t. 10, n° 8, p. 7772-7788, 2010.

[65] R. P. Troiano, J. J. McClain, R. J. Brychta et K. Y. Chen, « Evolution of accelerometer methods for physical activity research », *British journal of sports medicine*, t. 48, n° 13, p. 1019-1023, 2014.

[66] F. Guo, Y. Li, M. S. Kankanhalli et M. S. Brown, « An evaluation of wearable activity monitoring devices », in *Proceedings of the 1st ACM international workshop on Personal data meets distributed multimedia*, 2013, p. 31-34.

[67] H. Han et S. W. Yoon, « Gyroscope-based continuous human hand gesture recognition for multi-modal wearable input device for human machine interaction », *Sensors*, t. 19, n° 11, p. 2562, 2019.

[68] M.-S. Kang, H.-W. Kang, C. Lee et K. Moon, « The gesture recognition technology based on IMU sensor for personal active spinning », in *2018 20th International Conference on Advanced Communication Technology (ICACT)*, IEEE, 2018, p. 546-552.

[69] J.-H. Kim, G.-S. Hong, B.-G. Kim et D. P. Dogra, « deepGesture: Deep learning-based gesture recognition scheme using motion sensors », *Displays*, t. 55, p. 38-45, 2018.

[70] S. Kratz, M. Rohs et G. Essl, « Combining acceleration and gyroscope data for motion gesture recognition using classifiers with dimensionality constraints », in *Proceedings of the 2013 international conference on Intelligent user interfaces*, 2013, p. 173-178.

[71] F. A. d. Magalhaes, G. Vannozzi, G. Gatta et S. Fantozzi, « Wearable inertial sensors in swimming motion analysis: A systematic review », *Journal of sports sciences*, t. 33, n° 7, p. 732-745, 2015.

[72] Z. Wang, X. Shi, J. Wang et al., « Swimming motion analysis and posture recognition based on wearable inertial sensors », in *2019 IEEE international conference on systems, man and cybernetics (SMC)*, IEEE, 2019, p. 3371-3376.

[73] M. Norris, R. Anderson et I. C. Kenny, « Method analysis of accelerometers and gyroscopes in running gait: A systematic review », *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, t. 228, n° 1, p. 3-15, 2014.

[74] J. Mantyjarvi, M. Lindholm, E. Vildjiounaite, S.-M. Makela et H. Ailisto, « Identifying users of portable devices from gait pattern with accelerometers », in *Proceedings.(ICASSP'05). IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing, 2005.*, IEEE, t. 2, 2005, p. ii-973.

[75] K. Y. Chen, K. F. Janz, W. Zhu et R. J. Brychta, « Re-defining the roles of sensors in objective physical activity monitoring », *Medicine and science in sports and exercise*, t. 44, n° 1 Suppl 1, S13, 2012.

[76] R. T. Solberg et A. R. Jensenius, « Optical or inertial? Evaluation of two motion capture systems for studies of dancing to electronic dance music », 2016.

[77] X.-H. Wu, M.-C. Su et P.-C. Wang, « A hand-gesture-based control interface for a car-robot », in *2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, IEEE, 2010, p. 4644-4648.

[78] P. Müller, M.-A. Bégin, T. Schauer et T. Seel, « Alignment-free, self-calibrating elbow angles measurement using inertial sensors », *IEEE journal of biomedical and health informatics*, t. 21, n° 2, p. 312-319, 2016.

[79] M. L. Tolerico, D. Ding, R. A. Cooper et al., « Assessing mobility characteristics and activity levels of manual wheelchair users. », *Journal of Rehabilitation Research & Development*, t. 44, n° 4, 2007.

[80] S. E. Sonenblum, S. Sprigle, F. H. Harris et C. L. Maurer, « Characterization of power wheelchair use in the home and community », *Archives of physical medicine and rehabilitation*, t. 89, n° 3, p. 486-491, 2008.

[81] Brut. « Paraplégique, Gladys s'est reconciliée avec son corps avec la danse ». (2021), adresse : `https://www.youtube.com/watch?v=tv5_hH2qZI8&ab_channel=Brut` (visité le 07/09/2023).

[82] S. Yokota, H. Hashimoto, Y. Ohyama, J.-H. She, H. Kobayashi et P. Blazevic, « The electric wheelchair controlled by human body motion », in *2009 2nd Conference on Human System Interactions*, IEEE, 2009, p. 247-250.

[83] A. S. Kundu, O. Mazumder, P. K. Lenka et S. Bhaumik, « Hand gesture recognition based omnidirectional wheelchair control using IMU and EMG sensors », *Journal of Intelligent & Robotic Systems*, t. 91, p. 529-541, 2018.

[84] S. Kato, H. Murakami, S. Demura et al., « Abdominal trunk muscle weakness and its association with chronic low back pain and risk of falling in older women », *BMC musculoskeletal disorders*, t. 20, p. 1-8, 2019.

[85] M. M. Nakano, T. S. Otonari, K. S. Takara, C. M. Carmo et C. Tanaka, « Physical performance, balance, mobility, and muscle strength decline at different rates in elderly people », *Journal of physical therapy science*, t. 26, n° 4, p. 583-586, 2014.

[86] C. Ophaswongse, R. C. Murray, V. Santamaria, Q. Wang et S. K. Agrawal, « Human evaluation of wheelchair robot for active postural support (WRAPS) », *Robotica*, t. 37, n° 12, p. 2132-2146, 2019.

[87] J.-H. Park, P. Stegall et S. K. Agrawal, « Dynamic brace for correction of abnormal postures of the human spine », in *2015 IEEE international conference on robotics and automation (ICRA)*, IEEE, 2015, p. 5922-5927.

[88] M. I. Khan, V. Santamaria, J. Kang et al., « Enhancing seated stability using trunk support trainer (TruST) », *IEEE Robotics and Automation Letters*, t. 2, n° 3, p. 1609-1616, 2017.

Annexe A

Adaptation de l'utilisateur à Volting : Questionnaire 1

Questionnaire : Etape 1 : Début d'expérience

Q1. A quel point arrives-tu à bouger le dos en avant et arrière ?

Note de 0 à 5 ta capacité à bouger le dos d'avant en arrière (0 = faible mobilité, 5 = forte mobilité)

0 1 2 3 4 5

○ ○ ○ ○ ○ ○

Commentaires :

Q2. A quel point arrives-tu à bouger le dos de droite à gauche ?

Note de 0 à 5 ta capacité à bouger le dos de droite à gauche (0 = faible mobilité, 5 = forte mobilité)

0 1 2 3 4 5

○ ○ ○ ○ ○ ○

Commentaires :

Q3. Est-ce qu'il y a des activités que tu trouves difficiles à faire dans la vie quotidienne ?

Q4. Fais-tu du sport ?

Annexe B

Adaptation de l'utilisateur à Volting : Questionnaire 2

Questionnaire : Etape 2 : Formation avec Volting

Q1. Comment as-tu trouvé ta première approche avec Volting lors de la commande à distance ? (commande à distance, commande accompagnée, commande non accompagnée)

Q2. Comment as-tu trouvé ta première approche avec Volting lors de la commande accompagnée ?

Q3. Comment as-tu trouvé ta première approche avec Volting lors de la commande non accompagnée ?

Annexe C

Adaptation de l'utilisateur à Volting : Questionnaire 3

Questionnaire : Etape 3 : Test de performance avec Volting

Q1. Quel a été le niveau de difficulté pour manipuler Volting dans le labo ?

Note de 0 à 5 la difficulté lors de la sensibilité 1 (0 = très facile, 5 = très difficile)

0 1 2 3 4 5
○ ○ ○ ○ ○ ○

Commentaires :

Q2. Quel a été le niveau de difficulté pour manipuler Volting au gymnase ?

Q3. Quel a été le niveau de difficulté pour manipuler Volting avec la sensibilité 1 ?

Note de 0 à 5 la difficulté lors de la sensibilité 1 (0 = très facile, 5 = très difficile)

0 1 2 3 4 5
○ ○ ○ ○ ○ ○

Commentaires :

Q5. Quel a été le niveau de difficulté pour manipuler Volting avec la sensibilité 2 ?

Note de 0 à 5 la difficulté lors de la sensibilité 2 (0 = très facile, 5 = très difficile)

0 1 2 3 4 5
○ ○ ○ ○ ○ ○

Commenaires :

Q6. Quel a été le niveau de difficulté pour manipuler Volting avec la sensibilité 3 ?

Note de 0 à 5 la difficulté lors de la sensibilité 3 (0 = très faible, 5 = très difficile)

0 1 2 3 4 5

○ ○ ○ ○ ○ ○

Commentaires :

Q7. Comment trouves-tu ta progression par rapport à l'utilisation de Volting ?

Note de 0 à 5 ta progression sur l'utilisation de Volting (0 = faible progression, 5 = forte progression)

0 1 2 3 4 5

○ ○ ○ ○ ○ ○

Commentaires :

Q8. Comment trouves-tu ta progression concernant ton inclinaison ?

Note de 0 à 5 ta progression concernant ton inclinaison (0 = faible progression, 5 = forte progression)

0 1 2 3 4 5

○ ○ ○ ○ ○ ○

Commentaires :

Annexe D

Adaptation de l'utilisateur à Volting : Questionnaire 4

Questionnaire : Etape 4 : Analyse finale

Q1. Quel est ton avis sur l'utilisation de Volting dans la vie quotidienne ? Comment Volting pourrait être utile dans la vie quotidienne ?

Q2. Quel est ton avis sur l'utilisation de Volting dans le domaine de la danse ou du sport en général ?

Q3. A quel point arrives-tu à bouger le dos en avant et arrière ?

Note de 0 à 5 ta capacité à bouger le dos d'avant en arrière (0 = faible mobilité, 5 = forte mobilité)

0 1 2 3 4 5

○ ○ ○ ○ ○ ○

Commentaires :

Q4. A quel point arrives-tu à bouger le dos de droite à gauche ?

Note de 0 à 5 ta capacité à bouger le dos de droite à gauche (0 = faible mobilité, 5 = forte mobilité)

0 1 2 3 4 5

○ ○ ○ ○ ○ ○

Commentaires :

Annexe E

Questionnaire sur le test statique de la Glissiere

Tests Statiques EMG inclinaison

Nom :

Taille :

Poids :

Q1. Que penses-tu des 2 modes d'inclinaison ?

Note de 0 à 5 ce que tu penses de la 1ère inclinaison (0 = très faible inclinaison, 5 = forte inclinaison)

0 1 2 3 4 5
○ ○ ○ ○ ○ ○

Note de 0 à 5 ce que tu penses de la 2ème inclinaison (0 = très faible inclinaison, 5 = forte inclinaison)

0 1 2 3 4 5
○ ○ ○ ○ ○ ○

Commentaires :

Q2. As-tu senti une différence dans l'effort que tu as fourni pour l'inclinaison ?

Note de 0 à 5 ce que tu penses de l'effort fourni pour la 1ère inclinaison (0 = effort très faible, 5 = effort important)

0 1 2 3 4 5
○ ○ ○ ○ ○ ○

Note de 0 à 5 ce que tu penses de l'effort fourni pour la 2ème inclinaison (0 = effort très faible, 5 = effort important)

0 1 2 3 4 5
○ ○ ○ ○ ○ ○

Commentaires :

Q3. Quel mode t'as donné le plus d'inclinaison ?

Q4. Dans quel sport penses-tu que le mode 1 peut être utilisé ?

Q5. Dans quel sport penses-tu que le mode 2 peut être utilisé ?

Annexe F

Questionnaire sur le test dynamique de la Glissiere

Tests Dynamiques EMG inclinaison

Nom :

Taille :

Poids :

Q1. Que penses-tu des 2 modes d'inclinaison ?

Note de 0 à 5 ce que tu penses de la 1ère inclinaison (0 = très faible inclinaison, 5 = forte inclinaison)

0 1 2 3 4 5
○ ○ ○ ○ ○ ○

Note de 0 à 5 ce que tu penses de la 2ème inclinaison (0 = très faible inclinaison, 5 = forte inclinaison)

0 1 2 3 4 5
○ ○ ○ ○ ○ ○

Commentaires :

Q2. As-tu senti une différence dans l'effort que tu as fourni pour l'inclinaison ?

Note de 0 à 5 ce que tu penses de l'effort fourni pour la 1ère inclinaison (0 = effort très faible, 5 = effort important)

0 1 2 3 4 5
○ ○ ○ ○ ○ ○

Note de 0 à 5 ce que tu penses de l'effort fourni pour la 2ème inclinaison (0 = effort très faible, 5 = effort important)

0 1 2 3 4 5
○ ○ ○ ○ ○ ○

Commentaires :

Q3. Quel mode t'as donné le plus d'inclinaison ?

Q4. Dans quel sport penses-tu que le mode 1 peut être utilisé ?

Q5. Dans quel sport penses-tu que le mode 2 peut être utilisé ?

Q6. As-tu constaté une différence d'inclinaison entre le statique et le dynamique ?