

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE
Faculté de génie
Département de génie électrique et de génie informatique

Conception d'un système de contrôle par
impédance pour un exosquelette
thérapeutique

Mémoire de maîtrise
Spécialité : génie électrique

Frédéric Gosselin

Sherbrooke (Québec) Canada

Février 2018

MEMBRES DU JURY

Wael Suleiman

Directeur

François Michaud

Codirecteur

Rachid Aissaoui

Évaluateur

François Ferland

Évaluateur

RÉSUMÉ

Le développement de technologies sécuritaires pour les interactions humain-robot offre la possibilité de concevoir des robots d'assistance thérapeutique. Une des approches recherchées est l'exosquelette permettant aux utilisateurs souffrant de paralysie partielle de retrouver leur mobilité en augmentant la force et la stabilité des jambes.

Pour atteindre cet objectif, l'utilisation de l'actionneur différentiel élastique (ADE) permet d'appliquer une assistance mécanique aux membres de l'utilisateur tout en lui permettant d'influencer le résultat final. Le contrôle par impédance permet de tirer avantage de cette technologie, mais demande une gestion des forces externes plus élaborée. La gravité influence la position finale en exerçant une force vers le sol. Les frictions internes du robot et les résistances articulaires de l'utilisateur peuvent aussi limiter la capacité d'atteindre une position désirée.

Pour assurer la sécurité de l'utilisateur, il est nécessaire de compenser ces problèmes de façon à ne pas limiter le caractère compliant des actionneurs. Le contrôle par impédance combiné à la génération de trajectoire par polynôme quintique proposée permet d'améliorer la précision de l'exosquelette tout en réduisant la rigidité nécessaire. La compensation de gravité proposée permet à l'exosquelette d'apprendre l'influence de la gravité sur la précision du système et d'appliquer le couple supplémentaire pour l'annuler.

Les résultats montrent que le système est capable d'assurer une performance intéressante et qu'il peut maintenir cette performance malgré la présence de forces externes autres que la gravité.

Les exosquelettes actuellement sur le marché fournissent une assistance en force sans évaluer la sécurité de la démarche de l'utilisateur, ce qui nécessite un utilisateur capable de marcher par lui-même pour le contrôler. L'approche proposée a le potentiel de rendre possible l'exosquelette thérapeutique capable d'assurer l'équilibre de son utilisateur lors de ses déplacements, même s'il peut difficilement le faire sans assistance.

Mots-clés : contrôle par impédance, actionneur différentiel élastique (ADE), exosquelette thérapeutique, compensation de gravité, compensation d'impédance mécanique, apprentissage machine, robot portable d'assistance à la marche (W2AR) , lésion médullaire

REMERCIEMENTS

J'aimerais remercier toutes les personnes qui m'ont supporté dans la réalisation du présent mémoire. Plus particulièrement, ma famille qui m'a aidé logistiquement plus d'une fois. De même pour mes codirecteurs de recherche qui m'ont grandement aidé dans la réalisation ce projet de recherche. Sans toute cette aide, ce projet n'aurait pas été possible.

TABLE DES MATIÈRES

1	INTRODUCTION	1
2	EXOSQUELETTES RÉALISÉS	5
2.1	Exosquelettes de réduction d'inertie	5
2.1.1	HULC™ de <i>Lockheed Martin</i>	6
2.1.2	XOS2 de Raytheon et Sarcos	7
2.1.3	<i>Ekso GT™</i> d' <i>Ekso Bionics</i>	8
2.1.4	Keeego™ de B-Temia	9
2.2	Exosquelettes contrôlés par électromyogrammes	10
2.2.1	HAL® de Cyberdyne	10
2.3	Exosquelettes thérapeutiques par contrôle externe	12
2.3.1	<i>Ekso Suit</i> d' <i>Ekso Bionics</i>	12
2.3.2	ReWalk™ d' <i>Argo Medical Technologies</i>	13
2.3.3	<i>REX</i> de <i>REX Bionics</i>	14
2.3.4	HAL® de Cyberdyne	15
3	CARACTÉRISTIQUES HUMAINES	17
3.1	Masse du corps humain	17
3.2	Modèle musculaire	17
3.3	Classification ASIA	18
3.4	Genu recurvatum	19
3.5	Spasticité chez les utilisateurs ASIA type C et D	19
3.6	Performance proprioceptive chez l'être humain	20
4	DÉVELOPPEMENTS TECHNOLOGIQUES	21
4.1	Interface humain-exosquelette	21
4.2	Gestion des mouvements de démarche	23
4.3	Sécurité	24
4.4	Contrôle par impédance	26
4.5	Contrôle par impédance active	28
4.6	Actionneurs élastiques	28
5	PLATEFORME EXPÉRIMENTALE	33
5.1	Robot Preuve de concept EXosquelette d'Assistance Thérapeutique (PEXAT)	33
5.1.1	Performances mécaniques du PEXAT	34
5.2	Logiciels du PEXAT	36

5.3	Planificateur	39
5.4	Contrôleur	40
5.5	Compensation de gravité	41
6	CONCEPTION DU CONTRÔLEUR	45
6.1	Polynôme quintique	45
6.2	ADE du PEXAT	48
6.3	Vérification de trajectoire	48
6.3.1	Le dépassement de cible dans l'espace de travail	49
6.3.2	La précision de l'atteinte de la cible	51
7	CONCEPTION DU MODULE DE COMPENSATION DE GRAVITÉ	53
7.1	Gestionnaire d'apprentissage	53
7.1.1	Estimation géométrique	53
7.1.2	Estimation heuristique	55
7.2	Matrice d'apprentissage de gravité	56
7.3	Interpolateur	60
7.4	Gestionnaire d'oubli	60
8	PROTOCOLES EXPÉRIMENTAUX	63
8.1	Performances désirées	63
8.2	Trajectoire de démarche humaine	64
8.3	Trajectoire par palier	69
9	TESTS DE COMPENSATION DE GRAVITÉ	71
9.1	Guide d'interprétation des graphes de performances	71
9.2	Compensation de gravité par estimation heuristique	72
9.3	Interférence élastique externe	76
9.4	Gestion d'interférence externe	78
9.5	Stabilité	81
9.6	Discussions	82
10	CONCLUSION	85
A	DONNÉES	87
B	ALGORITHMES	89
B.1	Fonctions principales	89
B.2	Fonctions de soutien	91
C	ÉQUATIONS	95
C.1	Développement du calcul des coefficients du polynôme quintique	95
	LISTE DES RÉFÉRENCES	99

LISTE DES FIGURES

2.1	HULC™ de <i>Lockheed Martin</i>	6
2.2	XOS2 de Raytheon et Sarcos	7
2.3	<i>Ekso GT™</i> d' <i>Ekso Bionics</i>	8
2.5	Exosquelettes HAL® de Cyberdyne.	11
2.6	Prototypes d'exosquelettes HAL® de Cyberdyne.	12
2.7	<i>Ekso Suit</i> d' <i>Ekso Bionics</i>	13
2.8	<i>ReWalk™ Personal 6.0</i> d' <i>Argo Medical Technologies</i>	13
2.9	Exosquelettes <i>REX</i> de <i>REX Bionics</i>	14
3.1	Modèle musculaire	18
3.2	Genu Recurvatum	19
4.1	Comparaison des données de position liées à la démarche	23
4.2	Tests de sécurité sur l'exosquelette HAL®	25
4.3	Actionneurs élastiques SEA	29
4.4	Actionneurs élastiques APVSEA	30
4.5	Actionneurs élastiques ADE	30
4.6	Actionneurs élastiques DDRA	31
4.7	Actionneurs élastiques VSA	31
4.8	Configuration antagoniste d'actionneurs	32
5.1	Preuve de concept EXosquelette d'Assistance Thérapeutique (PEXAT)	33
5.2	Carte de contrôle des ADEs du PEXAT	35
5.3	Délais de démarrage causé par la friction statique	35
5.4	Schéma du contrôleur à polynôme quintique	37
5.5	Schéma du module de compensation de gravité	37
5.6	Filtre compensation de gravité	44
6.1	Courbe de vitesse avec un retard de démarrage	47
6.2	Courbe optimale de polynôme quintique de position	49
6.3	Courbe de polynôme quintique surcompensée	50
6.4	Courbe de polynôme quintique de position corrigée	50
6.5	Courbe de position à la zone cible	51
6.6	Courbe de vitesse à la zone cible	52
7.1	Schéma d'interpolation de coordonnées d'apprentissage	57
8.1	Trajectoire brute de démarche humaine à la hanche	65

8.2	Trajectoire optimisée de démarche humaine de la hanche	67
8.3	Trajectoire optimisée de démarche humaine du genou	68
8.4	Trajectoire par palier de la hanche	69
8.5	Trajectoire par palier du genou	70
9.1	Exemple de graphe d'erreur de position désiré	72
9.2	Hanche gauche - erreur de position sans compensation de gravité	73
9.3	Hanche gauche - erreur de position avec compensation de gravité par estimation géométrique	74
9.4	Hanche gauche - erreur de position avec compensation de gravité par estimation heuristique	74
9.5	Genou gauche - erreur de position sans compensation de gravité	75
9.6	Genou gauche - erreur de position avec compensation de gravité par estimation géométrique	75
9.7	Genou gauche - erreur de position avec compensation de gravité par estimation heuristique	76
9.8	PEXAT avec bandes élastiques	77
9.9	Genou gauche - erreur de position avec compensation de gravité heuristique	77
9.10	Genou gauche - erreur de position avec compensation de gravité heuristique et interférence élastique	78
9.11	Poussée manuelle sur le PEXAT	79
9.12	Hanche droite - trajectoire en position lors d'une interférence externe	79
9.13	Hanche droite - compensation face à une interférence externe	80
9.14	Stabilité de la compensation de gravité	81

LISTE DES TABLEAUX

3.1	Classification ASIA	18
3.2	Performances proprioceptives d'un individu sain	20
5.1	Dimensions du PEXAT	33
5.2	Espace de travail du PEXAT	34
5.3	Description des flux de données du contrôleur à polynôme quintique	38
5.4	Description des flux de données du module de compensation de gravité	38
5.5	Description de la structure des fichiers de la matrice d'apprentissage	44
6.1	Description des variables du polynôme quintique	46
6.2	Description des variables du contrôle par impédance	48
7.1	Description des variables de compensation de gravité	55
7.2	Description des variables du calcul de poids d'apprentissage	59
8.1	Données du point de transition à 1.37 sec sur la hanche	66
A.1	Configuration du calcul de poids de coordonnées	87
A.2	Exemples d'acquisition de coordonnées d'apprentissage	87
A.3	Temps de récupération en cas d'interférences externes	87

LISTE DES ALGORITHMES

B.1	Étirement de l'historique de données	89
B.2	Interpolation des coordonnées d'apprentissage	90
B.3	Fonction <i>finalizeWeight</i>	91
B.4	Fonction <i>getPosIdx</i>	91
B.5	Fonction <i>getPosIdxData</i>	91
B.6	Fonction <i>getSpdIdxData</i>	92
B.7	Fonction <i>getPosition</i>	92
B.8	Fonction <i>getSpeed</i>	92
B.9	Fonction <i>getScopedIdx</i>	93

LEXIQUE

Terme technique	Définition
Actionneur	Composant d'un robot comportant un moteur et son circuit électronique de contrôle. C'est qui permet à un robot de bouger.
Actionneur compliant	Type d'actionneur qui peut fléchir si une force externe est appliquée sur sa sortie, produisant un effet élastique.
Amortissement de Coulomb	Amortissement causé par la friction entre deux objets qui glissent l'un contre l'autre.
Capteur	Composant d'un robot permettant de transformer l'état d'une grandeur physique observée en une grandeur utilisable par le robot. Cela peut être sa position, vitesse, courant, distance ...
Capteur proprioceptif	Composant d'un robot permettant de mesurer son état physique interne sans dépendre de son environnement. Cela peut être l'angle d'un joint tel que le genou.
Centre de masse	Point dans un objet où la masse est uniformément répartie dans toutes les directions. Ce point permet de simplifier le calcul des effets d'une force sur l'objet.
Contrôleur	Ce module permet de gérer l'application de la trajectoire du robot.
Distribution	Ensemble des données lues par un capteur sur une période de temps.
Écart	La différence entre une valeur et la moyenne d'une distribution.
Écart-type	La mesure de dispersion des données d'une distribution.
Epoch	Date et heure à partir duquel le nombre de secondes est compté pour représenter le temps écoulé sur un ordinateur.
Exosquelette	Robot porté sur le corps de son utilisateur où leurs membres sont liés et bougent de façon monolithique.
Flexion sur jambes	Exercice physique consistant à s'accroupir et se relever à répétition.
Lésion médullaire	Blessure permanente à la moelle épinière causant une perte de l'intégrité des impulsions nerveuses entre le corps et le cerveau.
Jacobien	Matrice définissant la relation dynamique entre l'espace articulaire (angles des joints) du robot et sa coordonnée cartésienne d'un point du membre du robot.
Masse instantanée	Masse d'un objet à un moment précis dans le temps.

Terme technique	Définition
Planificateur	Module du robot décidant où il va passer pour exécuter sa tâche.
Points de transitions	Points par lesquels le membre du robot doit traverser au cours de sa trajectoire.

LISTE DES ACRONYMES

Acronymes d'associations et de produits. La langue d'origine est utilisée.

Acronyme	Définition
ASIA	<i>American Spinal Cord Injury Association</i>
BLEEX	<i>Berkeley Lower Extremity Exoskeleton</i>
CMU	<i>Carnegie Mellon University</i>
DARPA	<i>Defense Advanced Research Project Agency</i>
HAL®	<i>Hybrid Assistive Limb</i>
HULC™	<i>Human Universal Load Carrier</i>
INTER	Regroupement stratégique en ingénierie de technologies interactives en réadaptation
IntRoLab	Laboratoire de robotique intelligente, interactive, intégrée et interdisciplinaire de l'UdeS
ISNCSCI	<i>International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury</i>
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
PEXAT	Preuve de concept EXosquelette d'Assistance Thérapeutique
ROS	<i>Robot Operating System</i>
UdeS	Université de Sherbrooke
UE	Union européenne

Acronymes techniques. Les acronymes techniques sont fournis dans leur langue d'origine afin de faciliter la recherche dans la littérature. La description longue est fournie en français.

Acronyme	Définition
ADE	Actionneur différentiel élastique
APVSEA	Actionneur élastique à raideur variable active
CAN	<i>Controler area network</i>
COG	Centre de gravité
DDRA	Actionneur à double différentiel rhéologique
EMG	Électromyogramme
FEM	Méthode d'éléments finis
FIR	Filtre à réponse impulsionnelle finie
FIFO	Premier entré, premier sorti
FMEA	Analyse des modes de défaillance et de leurs effets
FSCA	Actionneur compliant par détection de force
HRI	Interaction humain-robot
MLI	Modulation de largeur d'impulsions
MR	Magnétorhéologique
MADS	Complexe de symptômes d'incapacité ambulatoire musculo-squelettique
RBF	Fonction de base radiale
SEA	Actionneur sériel élastique
VSA	Actionneur à rigidité variable
W2AR	Robot portable d'assistance à la marche
ZMP	Point à moment horizontal nul

CHAPITRE 1

INTRODUCTION

L'exosquelette est un type de robot mobile qui se porte sur le corps de son utilisateur. Cette technologie émergente a débuté en cherchant à améliorer les performances physiques de son utilisateur [86, 97]. Par exemple, un soldat peut utiliser un exosquelette pour lui permettre de transporter une lourde charge sur une grande distance [54]. La technologie a continué d'évoluer afin d'inclure des applications thérapeutiques. Ces exosquelettes permettent à des personnes qui ne possèdent pas la pleine mobilité de leurs jambes de marcher à nouveau dans leur quotidien [26]. Des prototypes ont été présentés par différents laboratoires dans le monde.

Lors de la conception d'un tel système, il est nécessaire de déterminer les besoins des types d'utilisateurs visés par le produit, afin d'arriver à un résultat fonctionnel et économiquement viable.

Pour décrire les types d'utilisateurs envisagés pour le projet, la grille d'évaluation nommée *International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury* (ISNCSCI), publiée par l'*American Spinal Cord Injury Association* (ASIA), est utilisée [4, 59]. Le présent projet porte sur les patients de type C et D selon les critères mentionnés. Les patients ayant ce type de lésions continuent de posséder une sensibilité au-dessous de la blessure, ainsi qu'une motricité partielle. Les patients ASIA de type D possèdent encore une force suffisante pour marcher avec difficulté, alors que les patients ASIA de type C en sont incapables. Ils ont malgré tout besoin d'une aide extérieure pour être autonomes. Le choix est justifié grâce aux progrès réalisés dans le traitement des lésions médullaires. Un nombre grandissant de patients réussissent à récupérer une partie de leur mobilité [53]. Des modèles d'exosquelette capables d'aider les utilisateurs ASIA de type D sont maintenant mis en marché.

Notre attention est dirigée vers les utilisateurs potentiels ayant une perte de motricité au niveau des membres inférieurs. Puisque les utilisateurs visés ont une motricité réduite, l'hypothèse est émise que le contrôle fin de leurs mouvements est incertain. L'exosquelette devra donc travailler avec des technologies qui sont moins dépendantes de la capacité de l'utilisateur de produire des mouvements précis pour réaliser ses déplacements. De plus, il est pertinent de porter attention aux risques supplémentaires d'atrophie musculaire

des membres affectés. Il serait aussi souhaitable de permettre à l'utilisateur d'utiliser l'exosquelette dans sa vie de tous les jours. Par conséquent, il faut aussi tenir compte de la facilité d'utilisation de la solution retenue.

Plusieurs techniques de contrôle sont disponibles pour concevoir un exosquelette thérapeutique. Ces différentes techniques proposent différents niveaux de compromis entre les points suivants :

- Utilisateurs potentiels.
- Ratio de contrôle de motricité entre l'exosquelette et l'utilisateur.
- Facilité d'installation.
- Coûts de production.

Le groupe d'utilisateurs visé est une niche qui est en pleine expansion. De plus, chaque utilisateur a des besoins spécifiques pour l'exosquelette, comme l'atténuation de tremblements, la gestion d'une paralysie inégale entre les deux jambes ou la présence de spasticité. Le système de contrôle de celui-ci doit donc avoir suffisamment de flexibilité pour accommoder ces besoins. Cela soulève la question du degré d'autonomie de l'exosquelette par rapport à l'utilisateur. Un équilibre entre le contrôle complet par un utilisateur sain et le contrôle complet par l'exosquelette, comme le nécessitent des patients de type A, doit être établi. Il y a plusieurs tâches reliées à la locomotion bipède qui doivent être évaluées dans le cadre de ce projet, pour déterminer si l'exosquelette ou l'utilisateur est responsable de la stabilité. Voici quelques exemples de tâches à évaluer :

- Gestion de la marche.
- Gestion de l'équilibre.
- Gestion de la montée et descente des escaliers.
- Gestion de la transition entre la position debout et assise.

Il est important de préciser que la détermination des tâches à réaliser est invariablement la responsabilité de l'utilisateur.

Le produit désiré doit être capable de remplacer l'usage d'un fauteuil roulant électrique et permettre à l'utilisateur de l'enfiler avec une facilité similaire à ce qu'il pourrait rencontrer avec un fauteuil. Par conséquent, il faut sélectionner des techniques de détection d'intention qui nécessitent peu de calibration pour fonctionner adéquatement. Le coût de production doit aussi être similaire à celui d'un fauteuil afin de permettre une bonne pénétration dans le marché à long terme. Ce produit est complexe et demande des ressources qui vont au-delà de la portée d'un seul projet de maîtrise.

La recherche proposée doit plutôt apporter une contribution qui permet de se rapprocher de l'objectif présenté. L'objectif est donc de démontrer qu'il est possible de concevoir un

système de contrôle par impédance capable de fusionner les intentions de l'utilisateur et des comportements embarqués afin d'obtenir la génération de déplacements fluides. Pour ce faire, un système de contrôle capable d'identifier les forces appliquées à l'exosquelette est conçu. Il détermine s'il s'agit d'un mouvement délibéré de l'utilisateur ou d'un obstacle rencontré pour ensuite sélectionner le bon comportement. L'approche par impédance permet de tirer avantage des actionneurs élastiques pour donner des caractéristiques de sécurité intrinsèque au système visé.

La technologie de contrôle par impédance est une approche qui permettra d'établir un comportement sécuritaire de l'exosquelette, permettant de s'adapter aux différents imprévus qui peuvent se produire dans l'environnement. De plus, l'élasticité simulée par le système de contrôle permettra d'assurer la sécurité de son utilisateur en évitant d'appliquer une force excessive sur ses membres [38]. Le présent document présente une amélioration de cette technologie nommée le contrôleur à polynôme quintique. Il permet de mieux gérer les interférences rencontrées en cours de mouvement, tel que la friction aux articulations.

Il existe des types d'actionneurs possédant des caractéristiques élastiques permettant d'assurer une sécurité intrinsèque pour son utilisateur. Parmi les actionneurs conçus par le laboratoire IntRoLab, il y a l'actionneur différentiel élastique (ADE) [52]. Cet actionneur possède un ressort interne lui permettant d'absorber les impacts reçus sur la structure.

Le présent document débute par la présentation des exosquelettes en cours de développement un peu partout dans le monde. Par la suite, les caractéristiques physiologiques des utilisateurs sont définies. La plateforme expérimentale nommée PEXAT utilisant des actionneurs compliants est présentée. Ensuite, la technique de génération des polynômes quintiques permettant d'obtenir une trajectoire optimale est ensuite décrite. De plus, le module de compensation de gravité est présenté. En utilisant une méthode heuristique, le système peut apprendre le couple à fournir pour contrer la gravité et atteindre la position désirée. Pour terminer, les résultats des tests sont présentés pour démontrer l'efficacité de l'approche proposée.

CHAPITRE 2

EXOSQUEULETTES RÉALISÉS

Les exosquelettes thérapeutiques sont catégorisés comme robots portables d'assistance à la marche (W2ARs) par l'*International Organization for Standardization* (ISO) [42]. Les W2ARs sont distingués des machines industrielles et autres types d'exosquelettes par les points suivants :

- L'utilisateur et le robot se déplacent d'une façon monolithique, c'est-à-dire que leur mouvement respectif est indissociable.
- L'utilisateur et le robot sont également en contrôle de la cinématique.
- La puissance des actionneurs est équivalente ou inférieure à la puissance observée chez l'humain dans la vie de tous les jours.

Dans les sous-sections suivantes, les types d'exosquelettes sont présentés à l'aide des exosquelettes actuels qui illustrent les progrès de cette technologie.

2.1 Exosquelettes de réduction d'inertie

Ce type d'exosquelette permet de réduire la masse apparente liée à un travail donné. L'ordinateur de bord détecte l'intention de l'utilisateur en analysant les forces auxquelles l'exosquelette est soumis. Il utilise alors la puissance de ses actionneurs pour réduire les forces de contact perçues par l'utilisateur, réduisant le niveau d'effort qu'il doit donner. Par exemple, une personne de 75 kg peut ressentir une masse corporelle de 50 kg lorsqu'il marche à l'aide d'un exosquelette. L'utilisateur a un contrôle complet de ses mouvements. Il est aussi responsable de la stabilité de sa posture.

Les différents exosquelettes présentés dans les sous-sections subséquentes illustrent cette technologie. Cette approche a un important inconvénient. Lorsque la masse apparente est réduite de plus de 50 %, il y a les risques d'instabilité qui augmentent [10]. C'est principalement dû au système de contrôle qui se met à amplifier tous les petits mouvements de son utilisateur. Pour conserver la stabilité, l'utilisateur doit faire preuve d'une grande stabilité dans ses mouvements et de bons réflexes, tel qu'observé par l'équipe du *Berkeley Lower Extremity Exoskeleton* (BLEEX) [45]. Il est possible de réduire ce problème en appliquant un filtre pour éviter d'amplifier les mouvements à haute fréquence de l'utilisateur, au détriment de la fluidité du mouvement de l'exosquelette. Il y a une orthèse robotique qui a été conçue à l'aide de ce principe afin de suivre et contrôler les tremblements chroniques

chez des utilisateurs [78]. Une étude par *Tsumugiwa et coll.* a été faite pour quantifier cette relation. Lors de ces expérimentations, il a été déterminé que l'installation d'un système de détection de mouvement entre l'utilisateur et le robot contrôlé par impédance permet d'obtenir une interaction plus fluide. Cependant, l'expérience montrait une incompatibilité entre la réduction de la charge de travail en puissance de l'utilisateur et l'augmentation de la stabilité du système de contrôle [92].

2.1.1 HULC™ de *Lockheed Martin*

La figure 2.1 montre l'exosquelette *Human Universal Load Carrier* (HULC™) commercialisé par *Lockheed Martin* [54]. Le développement a été fait par l'équipe de chercheurs du *Berkeley Robotics & Human Engeneering Laboratory* qui a fondé la compagnie Ekso Bionics. Il permet à un soldat de porter une charge maximale utile de 90 kg sur son dos lors de ses déplacements [46]. Avec HULC™, il a été observé que ses besoins métaboliques sont inférieurs à ceux observés lors d'une démarche non assistée sans charge sur le dos. Cet exosquelette est issu de la troisième génération de la technologie développée par un projet lancé en 2000 à l'aide du financement du *Defense Advanced Research Project Agency* (DARPA). Puisque ce produit est commercialisé, l'information technique est plus rare. La documentation scientifique pour le prototype nommé BLEEX est disponible publiquement. Cet exosquelette a été conçu par le *Berkeley Robotics & Human Engeneering Laboratory* de l'*University of California-Berkeley* [45]. Cet exosquelette possède 40 capteurs permettant de détecter l'intention de l'utilisateur [97]. Ces capteurs sont entièrement proprioceptifs et exclusivement sur la structure de l'exosquelette, permettant de mesurer l'état interne du système. Aucun de ces capteurs n'est positionné sur l'utilisateur ou entre l'utilisateur et l'exosquelette. L'objectif est de réduire au minimum les forces perçues par l'utilisa-



Figure 2.1 HULC™ de *Lockheed Martin* [54]

teur [45]. Le système de contrôle est très sensible aux forces déployées par l'utilisateur et les forces externes. La stabilité de la posture dépend de la capacité de l'utilisateur à réagir pour maintenir son équilibre [45]. De l'information sur les performances de la deuxième génération de la technologie, soit ExoHiker™ et ExoClimber™, est aussi disponible. Ces deux produits étaient présentés par la compagnie Ekso Bionics, nommée Berkerley Exo-Works de 2005 à 2007 et Berkely Bionics de 2007 à 2011. L'ExoHiker™ peut fonctionner sur une période de 21 heures en utilisant une pile de 550 g. L'ExoClimber™ a été créé pour améliorer les performances dans des conditions d'ascension de marches et de terrains escarpés [44]. L'exosquelette HULC™ intègre les progrès technologiques d'ExoHiker™ et ExoClimber™.

2.1.2 XOS2 de Raytheon et Sarcos

La figure 2.2 montre le prototype de l'exosquelette XOS2 qui permet d'augmenter la force de son utilisateur au niveau des quatre membres [86]. Cet exosquelette de deuxième génération permet d'obtenir un facteur de multiplication de la force d'environ $17\times$, jusqu'à une charge utile maximale de 90 kg [61]. Entre cette version et le prototype initial, une réduction de 50 % de la consommation électrique est observée. Avec la consommation actuelle, les concepteurs visent des applications en manutention où l'exosquelette est branché à une source d'énergie externe. Les concepteurs estiment que la consommation d'énergie doit baisser sous la barre de 20 % en comparaison avec le prototype initial, afin d'obtenir une autonomie d'environ 8 heures. Il serait pertinent de valider les affirmations d'augmentation de capacité de l'ordre de $17\times$ sur le XOS2. Cependant, les aspects techniques de ce projet ne sont pas publiés. Il est fort probable qu'un tel niveau d'augmentation n'est possible qu'à de très faibles vitesses.



Figure 2.2 XOS2 de Raytheon et Sarcos [32]

Un modèle commercial nommé *Guardian XO* est en cours de développement par Sarcos [81].

2.1.3 Ekso GT™ d'Ekso Bionics

La figure 2.3 montre l'*Ekso GT™* permettant à un utilisateur ASIA de type D de marcher à nouveau [27, 28]. Cet exosquelette a été conçu par la même entreprise qui a développé l'exosquelette HULC™.

L'*Ekso GT™* est la seconde génération d'exosquelette thérapeutique d'Ekso Bionics. Il est le premier exosquelette à recevoir l'approbation de la *Food and Drug Administration* (FDA) pour la réadaptation de patients ASIA de type D [27]. Cet exosquelette offre diverses options pour faciliter la réadaptation de l'utilisateur [28]. Elles sont mises en marché sous le nom de *SmartAssist™*. Le sous-module *PreGait™* permet de préparer l'utilisateur à la marche [28]. Il comporte différents exercices pour maîtriser les habiletés nécessaires à la marche, comme transférer de poids d'une jambe à l'autre, faire le mouvement de pas sur place, exécuter une flexion sur jambe. Le sous-module *FreeGait™* permet de développer les aptitudes à la marche avec des exercices comme le balancement de jambe libre bilatéral [28]. Il permet à l'utilisateur de marcher avec une trajectoire générée par l'exosquelette. Lorsqu'il devient plus habile à la marche, le thérapeute peut mettre l'exosquelette en mode trajectoire libre où l'utilisateur est en contrôle de la trajectoire de ses jambes.

L'objectif de cet exosquelette est de réadapter l'utilisateur pour éventuellement lui permettre de marcher sans aides externes [28].



Figure 2.3 Ekso GT™ d'Ekso Bionics [28]

2.1.4 Keeogo™ de B-Temia

La figure 2.4a montre Keeogo™ de B-Temia [7]. Cet exosquelette est conçu pour assister l'utilisateur dans ses tâches quotidiennes. Les utilisateurs visés, classés ASIA de type D [4], doivent avoir la capacité de marcher sur de courtes distances avec suffisamment de contrôle de leur équilibre [9]. Il est la version thérapeutique du modèle militaire Prowler de Revision, développé aussi par B-Temia [15]. Il est montré dans la figure 2.4b. La technologie de B-Temia est commercialisée sous le nom de Dermoskelette™ [8]. Le nom est choisi pour mettre l'accent sur le fait que l'exosquelette se porte près de la peau.

Une fois la configuration initiale complétée, le système prend environ 5 minutes à installer par l'utilisateur à son domicile [5]. La détection du mouvement désiré se fait à l'aide de capteurs positionnés aux hanches et aux genoux [8]. Le degré d'assistance peut être réglé en fonction des besoins de l'utilisateur pour conserver la capacité musculaire existante. Les tâches pouvant être exécutées sont les suivantes :

- Marcher.
- Courir.
- Monter et descendre les escaliers.
- S'asseoir et se relever.
- S'accroupir et s'agenouiller.
- Se tenir debout pour de longues périodes de temps.

L'assistance se fait de quatre façons en fonction de la phase de marche observée [6] :

- Lorsque le talon touche le sol, le système résiste au mouvement pour soutenir le poids aux articulations.



(a) Keeogo™ de B-Temia [7]



(b) Prowler de Revision [15]

- Lorsque propulsé vers l’avant, il pousse dans la même direction.
- Lorsque le pied quitte le sol, il plie le genou pour rendre la jambe plus légère.
- Lorsque le pied est balancé vers l’avant, il aide le mouvement pour allonger la distance de chaque pas.

Les batteries du Keeego™ offrent une autonomie de 1 à 4 heures [5].

2.2 Exosquelettes contrôlés par électromyogrammes

Ce type d’exosquelette utilise des électromyogrammes (EMGs) pour permettre à l’utilisateur de le contrôler.

2.2.1 HAL® de Cyberdyne

La figure 2.5 montre les exosquelettes *Hybrid Assistive Limb* (HAL®) développés par l’entreprise Cyberdyne et l’Université Tsukuba au Japon, sous la direction du docteur Yoshiyuki Sankai [22, 64, 80]. Le laboratoire a fait des études pour établir la corrélation entre les signaux myoélectriques et le mouvement du corps humain. L’objectif était d’établir la synchronisation nécessaire entre les deux pour obtenir un mouvement fluide. Cette information a ensuite été combinée avec les techniques de centre de gravité (COG) et de point à moment horizontal nul (ZMP) pour établir une démarche pour l’exosquelette [40, 94]. La figure 2.5a présente l’exosquelette HAL® *for Medical Use*. Ce modèle a reçu la certification CE0197 pour l’Union européenne (UE) [20]. Son utilisation est destinée aux utilisateurs souffrant du complexe de symptômes d’incapacité ambulatoire musculo-squelettique (MADS) causé, entre autres, par des lésions médullaires. Une télécommande supplémentaire permet à l’opérateur d’ajuster en cours d’utilisation les paramètres de performances de l’exosquelette et d’utiliser les fonctions d’aide spécialisée pour des mouvements plus complexes. La figure 2.5b présente le HAL® *for Living Support (Lower Limb Type)* [18]. Ce produit est le premier au monde à recevoir la certification ISO 13482 concernant les W2ARs [42]. Cet exosquelette est destiné à une utilisation en clinique. Il possède une console logicielle permettant aux thérapeutes d’ajuster les différents paramètres de l’exosquelette. La figure 2.5c présente l’exosquelette HAL® *for Living Support (Single Joint Type)* [19]. Il permet d’assister un genou ou un coude. Il est destiné à une utilisation en clinique pour fin d’entraînement. La figure 2.5d présente l’exosquelette HAL® *for Care Support (Lumbar)* [16]. Il fournit une assistance mécanique au niveau des hanches et offre un support pour le bas du dos. Cela permet de réduire la charge appliquée sur la région lombaire lorsque l’utilisateur soulève des patients. La figure 2.5e présente l’exosquelette



(a) HAL[®] for Medical Use (lower limb type) [20]



(b) HAL[®] for Living Support (lower limb type, non-medical) [18]



(c) HAL[®] for Living Support (Single Joint Type) [19]



(d) HAL[®] for Care Support (Lumbar) [16]



(e) HAL[®] for Labor Support (Lumbar) [17]

Figure 2.5 Exosquelettes HAL[®] de Cyberdyne.

HAL[®] for Labor Support (Lumbar) [16]. C'est la variante certifiée ISO13482 pour une utilisation dans un milieu manufacturier.

La figure 2.6a montre le prototype d'exosquelette HAL[®] for Whole Body conçu pour augmenter la force des quatre membres. Il permet d'exécuter des tâches requérant une force qui étaient physiquement impossibles auparavant. La figure 2.6b montre le prototype d'exosquelette HAL[®] for Disaster Recovery conçu pour fonctionner dans des environnements hostiles [21]. Il est équipé d'une structure de corps complète en titane avec une veste de protection anti-radiation, un système de refroidissement et moniteurs de signes vitaux.

L'entreprise Cyberdyne réfère à ses produits comme combinaison robotique. Le type d'utilisateur visé est principalement celui capable de transmettre un signal nerveux à ses muscles. Cette technologie est par conséquent applicable aux patients ASIA de type C ou mieux.



(a) HAL® for Whole Body [21]

(b) HAL® for Disaster Recovery [21]

Figure 2.6 Prototypes d'exosquelettes HAL® de Cyberdyne.

Un des inconvénients de la technologie est que ça peut prendre un certain temps pour l'installer sur son utilisateur. Il faut s'assurer de placer les électrodes correctement et de calibrer le système de contrôle à chaque utilisation pour assurer son bon rendement [36].

2.3 Exosquelettes thérapeutiques par contrôle externe

Ce type d'exosquelette utilise une interface externe de contrôle comme un manche à balai ou des cannes équipées de boutons déclencheurs. Lorsque l'utilisateur possède encore un certain degré de mobilité aux jambes, il est plus intuitif d'utiliser cette capacité pour contrôler l'exosquelette. Par conséquent, l'usage d'une interface externe devrait être utilisé en dernier recours, comme pour un patient ASIA de type A ou B.

Voici les modèles d'exosquelettes les plus actuels utilisant ce type de technologie.

2.3.1 Ekso Suit d'Ekso Bionics

La figure 2.7 montre l'*Ekso Suit* permettant à un utilisateur de type A de marcher à nouveau [26]. Cet exosquelette est le successeur de l'exosquelette HULC™. L'*Ekso Suit* est la première génération d'exosquelette thérapeutique d'Ekso Bionics. Il nécessite l'usage de cannes pour maintenir l'équilibre. Il possède trois modes d'opération permettant de suivre l'évolution de l'utilisateur dans sa réadaptation [26]. Le premier mode *FirstStep*™ permet au thérapeute de contrôler la démarche de l'utilisateur et de déclencher le mouvement des jambes de façon sécuritaire. Cela permet à l'utilisateur de se familiariser avec le produit. Le second mode *ActiveStep*™ permet à l'utilisateur de déclencher lui-même le mouvement de ses jambes à l'aide de boutons installés sur ses cannes ou déambulateur, lui permet-



Figure 2.7 *Ekso Suit* d'*Ekso Bionics* [26]

tant d'être autonome. Le troisième mode *ProStep™* permet à l'exosquelette de gérer le déclenchement du mouvement des jambes lorsqu'il détecte que la position est stable et que l'utilisateur est prêt à marcher. C'est le mode le plus transparent pour l'utilisateur.

2.3.2 **ReWalk™** d'*Argo Medical Technologies*

La figure 2.8 montre l'exosquelette *ReWalk™ Personal 6.0* d'*Argo Medical Technologies* [71]. Le produit requiert l'usage de cannes pour assurer l'équilibre. L'utilisateur contrôle l'exosquelette en sélectionnant un mode d'opération sur un contrôleur attaché à son poignet [70]. Voici quelques exemples de commandes offertes :

- Se lever et s'asseoir sur une chaise.
- Monter et descendre un escalier.



Figure 2.8 *ReWalk™ Personal 6.0* d'*Argo Medical Technologies* [71]

- Marcher.

Une version nommée *ReWalk™ Rehabilitation* est disponible pour les cliniques. Sa conception permet d’ajuster l’exosquelette pour chaque client [72].

Le produit a fait les manchettes en 2012 lorsque Claire Lomas a parcouru le marathon de Londres avec son aide [87].

2.3.3 REX de REX Bionics

La figure 2.9a montre l’exosquelette *REX* de *REX Bionics* [73] conçu pour un usage en clinique. La figure 2.9b montre l’exosquelette *REX P* [74] conçu pour un usage domestique. Cette famille de produits se distingue par l’absence de cannes pour l’utilisateur. L’exosquelette gère entièrement l’équilibre, ce qui permet à l’utilisateur de se libérer les deux mains pour faire des tâches dans une position debout, comme travailler sur un atelier. Par contre, sa vitesse de marche est beaucoup plus lente que les autres exosquelettes de cette catégorie.

Le modèle *REX Rehab* est programmé avec des modes d’opérations permettant de faire des exercices dans une clinique de réadaptation. Ces exercices permettent d’améliorer l’équilibre du tronc et de vérifier l’état du système cardio-vasculaire [76]. Faire ces exercices dans une position debout offre des bienfaits pour la santé générale de l’utilisateur [75], tel que :

- Réduction de maux de tête.
- Réduction de douleurs au cou.
- Réduction de douleurs aux épaules.



(a) *Rex Rehab* de *Rex Bionics* [73]



(b) *REX P* de *REX Bionics* [74]

Figure 2.9 Exosquelettes *REX* de *REX Bionics*.

- Amélioration du sommeil.

Le modèle *REX P* est conçu sur mesure pour son utilisateur, afin qu'il puisse l'utiliser au travail et à la maison. Il possède des fonctions permettant à l'utilisateur de se lever, marcher vers l'avant et latéralement. Il y a aussi des fonctions permettant de s'étirer pour réduire les spasmes musculaires [74].

2.3.4 HAL[®] de Cyberdyne

Des tests sont aussi effectués sur l'exosquelette HAL[®], décrit dans la section 2.2.1, pour lui permettre d'être contrôlé par les membres supérieurs. Entre autres, une méthode a été développée pour le contrôler à l'aide d'un gant porté par l'utilisateur [35].

CHAPITRE 3

CARACTÉRISTIQUES HUMAINES

Ce chapitre fait un survol des différentes caractéristiques d'un utilisateur souffrant d'une lésion médullaire.

Dans les sections suivantes, la classification de la gravité de différentes lésions médullaires est présentée. Des complications pouvant survenir à la suite de cette blessure sont discutées, telles que le *Genu Recurvatum* et la spasticité. Les performances proprioceptives de l'être humain et son modèle musculaire sont aussi discutés. Cette information est utile pour définir les critères de performances du système proposé.

3.1 Masse du corps humain

La masse du corps humain est légèrement variable dans le temps [12]. Chez un homme actif, cette variation quotidienne peut aller jusqu'à 3 kg. Ce changement est principalement causé par les échanges de matières avec l'environnement, telles l'eau et la nourriture. Cette variabilité est augmentée par la masse des vêtements choisis pour l'exécution d'une tâche. Par exemple, la masse des vêtements hivernaux est plus grande que celle des vêtements intérieurs. Dans le cadre de ce projet, il serait idéal de déterminer la masse instantanée et la position instantanée du centre de masse des cuisses et avant-jambes pour déterminer l'impact de leur poids sur les articulations. Les outils pour déterminer la masse d'une personne à ce niveau de granularité ne sont pas disponibles à domicile. Tous ces facteurs rendent la détermination précise de ces caractéristiques presque impossible dans le quotidien de l'utilisateur.

3.2 Modèle musculaire

Le modèle musculaire permet d'évaluer mécaniquement la performance musculaire et de faire des prédictions sur la performance de l'interface humain-robot d'un exosquelette.

Le type de modèle musculaire le plus utilisé est celui de Hill. La figure 3.1 présente le modèle mis à jour par Haeufle pour permettre de travailler au niveau neuromusculaire [34], montrant les composantes viscoélastiques passives (PEE, SEE et SDE). Elles continuent d'influencer le comportement mécanique du membre que le muscle soit en contraction ou

pas. La composante contractile active (CE) est celle activée par le système nerveux. Elle est la partie affectée par une lésion médullaire. La contraction musculaire est composée d'une série d'impulsions successives fournissant la rigidité voulue [84].

Avec ce modèle, le muscle au repos présente des caractéristiques similaires à un système amortisseur/ressort en parallèle. Au cours d'une contraction musculaire, le muscle est similaire à un actionneur contrôlé par modulation de largeur d'impulsions (MLI) en série avec le système amortisseur/ressort.

Les muscles sont distribués sur le squelette en groupes contenant des muscles extenseurs et fléchisseurs [58]. Chaque articulation a au moins une paire de muscles où chacun peut appliquer sa force dans une direction opposée, formant une paire antagoniste. Pour déplacer un joint, un muscle doit se relaxer alors que l'autre se contracte.

3.3 Classification ASIA

Pour décrire les types d'utilisateurs souffrant de lésions médullaires, l'ASIA a publié la grille d'évaluation nommée ISNCSCI [4, 59]. Grâce aux progrès réalisés dans le traitement des lésions médullaires, un nombre grandissant de patients réussissent à récupérer une partie de leur mobilité [53], les classant dans le type C ou D.

Le tableau 3.1 présente les différents niveaux de la classification ASIA.

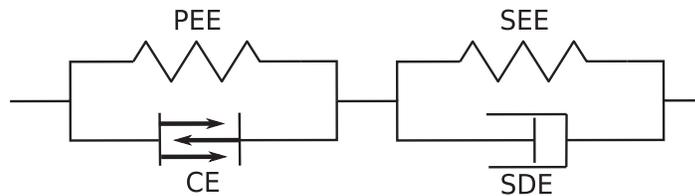


Figure 3.1 Modèle musculaire [34] Les composantes PEE et SEE sont des élastiques passifs. La composante SDE est un amortisseur passif. La composante CE est la source de contraction pulsée active.

Tableau 3.1 Classification ASIA [4]

Type	Description
A	Aucune capacité motrice ou sensorielle
B	Capacité sensorielle réduite et aucune capacité motrice
C	Capacité motrice réduite, généralement incapable de contrer la gravité
D	Capacité motrice réduite, généralement capable de contrer la gravité
E	Personne saine

3.4 Genu recurvatum

Le contrôle de trajectoire d'une articulation est le résultat de la combinaison des forces fournies par les muscles extenseurs et fléchisseurs [58]. Chaque paire de muscles antagonistes doit démarrer le mouvement et le freiner une fois complété. Suite à une lésion médullaire, le contrôle moteur du muscle extenseur d'un genou peut fournir un couple effectif supérieur à la moyenne [47]. Ce couple supérieur peut causer une augmentation du risque de développer un *genu recurvatum* en augmentant le moment de l'articulation à la fin de sa trajectoire [47].

Cette condition est une déformation de l'articulation causée par le stress mécanique aux limites d'amplitude articulaire lors de mouvements non contrôlés [49]. Cela peut mener un genou à fléchir vers l'avant tel qu'illustré par la figure 3.2. Cette condition peut causer des douleurs pour l'utilisateur. L'utilisation d'une orthèse souple permet de prévenir cette condition [67]. En limitant l'amplitude du mouvement, elle permet d'éviter d'appliquer une force à la limite articulaire. Ce principe est aussi applicable pour un exosquelette.

3.5 Spasticité chez les utilisateurs ASIA type C et D

Entre 65% et 78% des utilisateurs ayant eu une lésion médullaire vont souffrir de spasticité [57, 93]. Il s'agit de l'une des complications les plus répandues.

La spasticité est un dérèglement moteur causant une augmentation du réflexe d'étirement [57]. Le réflexe d'étirement est une contraction involontaire du muscle en fonction de la vitesse d'étirement de celui-ci [68]. Ce réflexe joue un rôle prédominant dans la gestion de l'équilibre. Pour bouger une articulation, le cerveau doit envoyer un signal au muscle protagoniste pour qu'il se contracte et un second au muscle antagoniste pour désactiver le réflexe d'étirement. La spasticité est causée par la perte de capacité du cerveau de désactiver le réflexe d'étirement. Dans le cas d'une lésion médullaire, le signal est partiellement

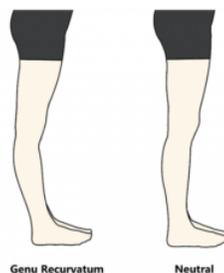


Figure 3.2 Genu Recurvatum [62]

perdu en transit. Le réflexe reste partiellement actif et le mouvement du joint cause une contraction involontaire opposant le mouvement [13].

L'importance de la spasticité peut varier grandement d'une personne à l'autre. Dans un cas répertorié, la force déployée par le membre spastique était suffisante pour faire tomber la personne hors de sa chaise [77]. Une médication permet de diminuer les effets de la spasticité [13, 77]. Cependant, le réflexe d'étirement ne peut être complètement éliminé, car il est nécessaire pour assurer la capacité de se tenir debout. Si la condition est mal contrôlée, elle peut entraîner le développement d'un *genu recurvatum* [49].

3.6 Performance proprioceptive chez l'être humain

Les travaux de Lena Schmidt de l'Université de Saarland ont mené à la mesure expérimentale de la précision de la perception proprioceptive de la position du bras chez des individus sains [82]. Lors de l'expérimentation, l'avant-bras du sujet était dans un appareil qui le faisait tourner à vitesse constante. Le sujet devait spécifier le moment où l'index pointait vers une DEL allumée, sans pouvoir utiliser sa vision pour confirmer la position du bras. Les résultats du tableau 3.2 ont été obtenus. Selon ces résultats, la moyenne de l'erreur absolue de la performance proprioceptive de l'avant-bras d'un être humain en santé est en environ 0.0777 rad. Une étude similaire au niveau des jambes n'a pas été trouvée dans la littérature. Par conséquent, l'hypothèse qu'une performance similaire est envisageable pour les jambes est assumée.

Tableau 3.2 Performances proprioceptives d'un individu sain

	Erreur absolue (20-40 ans)	Erreur absolue (41-60 ans)	Erreur absolue (>60 ans)
Bras droit			
Moyenne (rad)	0.0817	0.0812	0.0871
Écart-type (rad)	0.0311	0.0309	0.0522
Bras gauche			
Moyenne (rad)	0.0747	0.0679	0.0738
Écart-type (rad)	0.0307	0.0300	0.0293

CHAPITRE 4

DÉVELOPPEMENTS TECHNOLOGIQUES

Ce chapitre fait un survol des différentes technologies et techniques qui permettent la conception d'un exosquelette.

Dans les sections suivantes, un survol est fait sur le développement dans les interfaces humain-exosquelette, suivi par la gestion des mouvements reliés à la démarche. Les considérations de sécurité applicables à la conception d'un exosquelette sont discutées. Cela permet de traiter des considérations de sécurité dans les sections subséquentes. Finalement, les systèmes de contrôle et les actionneurs disponibles sont présentés.

4.1 Interface humain-exosquelette

Les interfaces humain-exosquelette sont fortement caractérisées par l'impossibilité de communiquer d'une façon native entre le robot et l'humain. Il faut donc trouver des techniques pour permettre au robot de s'adapter à l'utilisateur d'une façon fluide.

Les caractéristiques dynamiques des membres humains peuvent être estimées par un modèle d'impédance variable [79]. Par exemple, les propriétés d'impédance du bras humain changent selon la position et la vitesse de la main [90]. L'impédance d'un groupe musculaire est principalement déterminée par ses propriétés viscoélastiques. Il est important de considérer les propriétés dynamiques des tissus mous de l'utilisateur et de déterminer leur impact sur la stabilité du contact. Le système de contrôle de l'exosquelette HAL[®] utilise des électromyogrammes pour mesurer l'effort des muscles d'un groupe musculaire pour en dériver sa viscoélasticité et la reproduire dans les actionneurs [36]. La théorie de Lyapunov permet d'étudier la stabilité de cette interaction. Elle permet d'évaluer les conditions où le système est maintenu stable par un contrôle actif, malgré un bruit présent dont les limites d'amplitude sont connues [24, 55]. Elle permet de tenir compte de la capacité stabilisatrice de l'utilisateur et du système de contrôle pour déterminer si le niveau de stabilité est constant, tout en permettant une tolérance pour les micromouvements de l'utilisateur.

Des résultats expérimentaux démontrent que les humains tentent de maintenir les propriétés dynamiques du système global humain-exosquelette aussi constantes que possible en ajustant sa propre impédance [90]. Il est aussi possible pour l'utilisateur d'ajuster les propriétés du système global, même si le robot est instable [90]. Cela permet d'expliquer

la nature coopérative des W2ARs où l'utilisateur est à la fois en contrôle et contrôlé par l'exosquelette [63]. Kawabata *et coll.* [43] a fait une étude sur la gestion de la posture avec l'exosquelette HAL[®] dans le but de minimiser le stress sur la structure mécanique. Pour l'expérience, une simulation d'un utilisateur portant dans ses bras une charge de 20 kg avec l'aide de l'exosquelette HAL[®] a été réalisée. Par la suite, une analyse par méthode d'éléments finis (FEM) a permis d'évaluer le stress mécanique maximal à l'aide du modèle de l'exosquelette. L'analyse a révélé qu'une posture légèrement inclinée vers l'arrière (0,17 rad) permettait de réduire le stress à la taille jusqu'à 29 %. Le système de contrôle doit faire en sorte que l'utilisation de l'exosquelette reste fluide pour l'utilisateur. Par contre, le phénomène présenté ici permet d'envisager une multitude de comportements dans le système de contrôle de l'exosquelette pour permettre à l'utilisateur d'être plus autonome.

L'intégration de la détection de l'intention de l'utilisateur à la boucle fermée de contrôle permet d'obtenir un mouvement stable et fluide de l'outil robotique sous le contrôle de l'utilisateur [29]. Cela permet de mieux anticiper les mouvements voulus par l'utilisateur et de faire une meilleure analyse de la trajectoire optimale à emprunter. Les concepteurs de l'exosquelette HAL[®] ont construit un modèle cognitif pour faciliter la coopération en permettant l'anticipation des intentions de l'utilisateur [37]. Certains mouvements clés sont aussi utilisés pour déterminer les actions à entreprendre. Par exemple, un mouvement vers l'avant du torse est utilisé pour déterminer si l'utilisateur désire se lever de sa chaise à l'aide de cet exosquelette [91]. Cette approche a également donné un résultat beaucoup plus stable d'une tentative à l'autre dans les travaux de Gribovskava [33]. Pour permettre de gérer les incertitudes liées à l'utilisateur, un réseau de neurones à fonction de base radiale (RBF) avec un algorithme d'apprentissage adaptatif a permis d'éliminer les incertitudes du modèle global. Ces incertitudes incluent les différences physiques d'un utilisateur à l'autre et la variation due à la fatigue. En estimant avec précision ces incertitudes, il a été possible de réduire les forces à produire dans les travaux d'Yang *et coll.* [98].

Les caractéristiques d'impédance peuvent être améliorées dans une interface humain-exosquelette en utilisant un coefficient d'amortissement variable [25]. Cette approche permet de moduler le degré d'amortissement du robot en fonction du mouvement détecté chez l'utilisateur. Par exemple, si l'utilisateur veut décélérer dans son mouvement, le robot augmente son degré d'amortissement pour offrir une plus grande résistance au mouvement. Cela permet d'améliorer la stabilité du mouvement global. Cette approche pourrait être intéressante pour des tâches de stabilisation de l'équilibre de l'exosquelette.

4.2 Gestion des mouvements de démarche

La conception de l'exosquelette nécessite une étude des caractéristiques des différents mouvements possibles à faire. Ces mouvements sont associés à des tâches au niveau du contrôleur. L'approche utilisée par l'exosquelette HAL[®] est de séparer chacune des tâches en phases qui représentent un mouvement de base rudimentaire [48]. L'objectif est d'obtenir des phases capables d'être combinées de différentes façons pour obtenir une variété de mouvement fluide pour l'utilisateur. Chacune des phases est une série de paramètres et de contraintes pour une interpolation utilisant une courbe de Bézier du troisième ordre [48]. La figure 4.1 illustre l'interpolation possible de la démarche en comparaison avec le mouvement effectif d'une personne. Par conséquent, la courbe générée peut contenir plus d'une phase pour une période donnée. La transition d'une phase à l'autre est déterminée par des patrons de force détectés par les capteurs.

Un exemple de tâche est la marche. Selon des recherches faites sur HAL[®] à l'aide de capture de mouvement, il y a quatre phases à cette tâche [48]. Ces phases sont délimitées

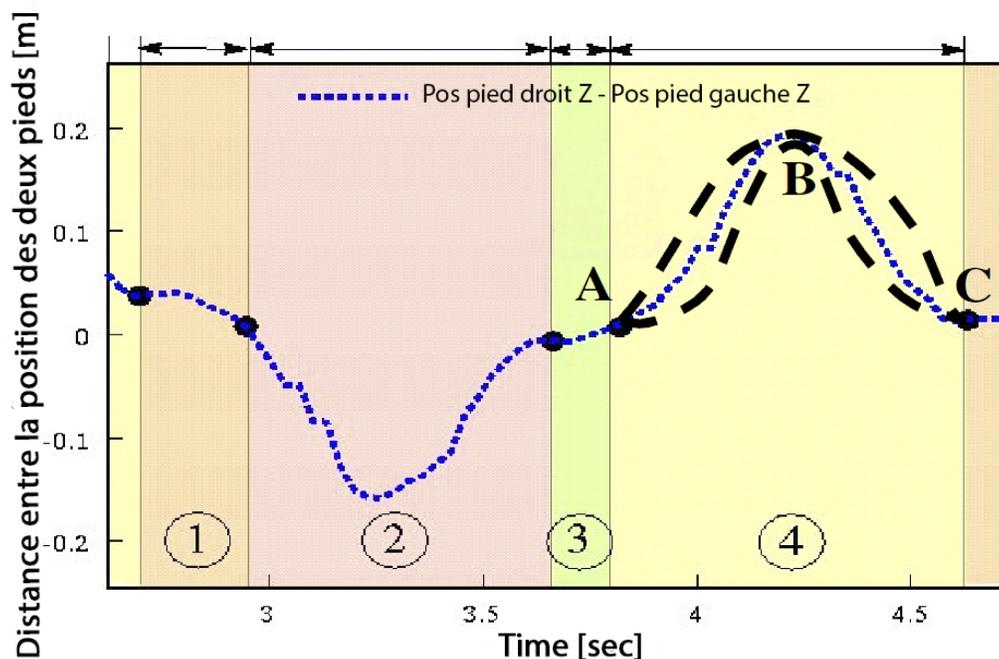


Figure 4.1 Comparaison de données de position liées à la démarche sur l'axe perpendiculaire à la direction de marche dans le plan transversal. Les lignes de traits en gras sont des trajectoires possibles en ajustant les paramètres de la courbe de Bézier. La ligne pointillée est la trajectoire d'un humain par transformation cinématique à partir des mesures angulaires effectuées aux hanches, genoux et chevilles [48].

par la transition d'un état à support double à un état à support unique. Des recherches sur BLEEX ont donné des résultats très similaires [99]. Ces phases sont les suivantes :

1. La jambe droite est libre et se balance vers l'avant.
2. Les deux jambes touchent au sol et un transfert de poids s'effectue du pied gauche au pied droit.
3. La jambe gauche est libre et se balance vers l'avant.
4. Les deux jambes touchent au sol et un transfert de poids s'effectue du pied droit au pied gauche.

Il existe deux principales techniques pour assurer la stabilité de l'équilibre. La première est le centre de gravité (COG) où le centre de masse est mesuré et maintenu au-dessus de l'aire de support, déterminée par le plus petit quadrilatère capable de contenir la surface de contact entre les pieds et le sol. Lors de la phase à support double, le poids doit être transféré d'une jambe à l'autre. Cette technique permet d'arrêter le mouvement à n'importe quel moment, car la position est toujours stable en position statique. La seconde technique est le point à moment horizontal nul (ZMP) qui consiste à mesurer tous les moments présents sur les pieds en contact avec le sol et de calculer le point où ceux-ci ont un total de zéro. L'objectif est alors de conserver ce point sous la semelle d'un pied lors d'un état à support unique ou entre les deux pieds lors d'un état à support double [94]. Cette technique peut seulement s'arrêter lorsque les deux pieds sont au sol.

4.3 Sécurité

De nouvelles normes sont en cours de réalisation pour définir les requis de sécurité pour les robots non industriels et de soins personnels non médicaux. Les exosquelettes thérapeutiques d'aide à la marche sont inclus dans cette définition sous l'appellation de *robot portable d'assistance à la marche (W2AR)*. Il s'agit de la norme ISO 13482 [42]. Cette nouvelle norme vise à remplacer la norme ISO 12100 type C [41] pour ce type de machine. La norme ISO 12100 a été conçue pour des machines industrielles et s'applique vaguement aux exosquelettes, causant plusieurs incertitudes sur les critères de sécurité à utiliser [63].

Parmi les risques majeurs pouvant être identifiés, l'application d'une assistance excessive par l'exosquelette et les collisions avec l'environnement causées par une perte d'équilibre sont à considérer [63]. Par les solutions possibles à ces problèmes, il existe trois types de fonctionnalités de sécurité :

Intrinsèque : L'usage de verrous limite l'amplitude des mouvements possibles de l'exosquelette de façon à être en deçà de la limite physique des articulations de

l'utilisateur. Le couple maximum déployable par l'actionneur est sous la limite de tolérance de l'articulation. L'ajout d'élément protecteur en cas de chute est aussi dans cette catégorie.

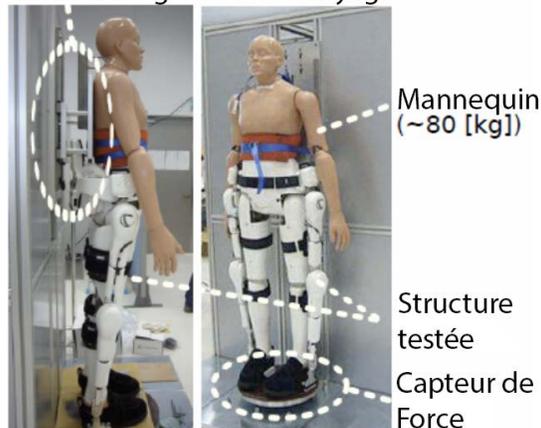
Fonctionnelle : La configuration du contrôleur limite le couple demandé aux actionneurs en fonction de l'utilisateur. Il y a aussi le désembrayage de l'actionneur si un couple excessif est détecté ou que l'arrêt d'urgence est déclenché. Le contrôleur peut aussi avoir des comportements pour protéger l'utilisateur en cas de chute et pour éviter les collisions.

Opérationnelle : Les mesures que l'utilisateur peut apprendre permettant de limiter les risques de blessures, comme la procédure d'installation de l'exosquelette, pour s'assurer de son ajustement avec les articulations, et les procédures d'arrêt. L'utilisation d'outils supplémentaires d'assistance, comme une canne, figure aussi dans cette catégorie.

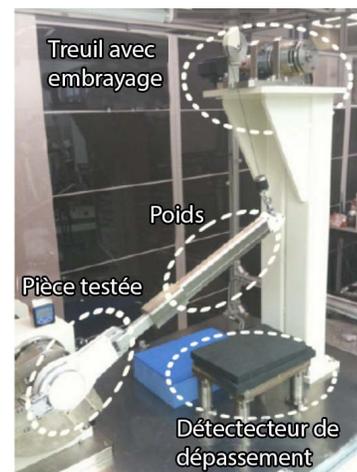
Aucun de ces types de fonctionnalités ne permet d'assurer complètement la sécurité de l'utilisateur. Il est donc important de planifier ces fonctionnalités de sorte à avoir un tout cohérent et efficace. Par la suite, un protocole d'évaluation doit être mis en place pour tester les caractéristiques de l'exosquelette. Ces tests permettent de démontrer la sécurité dans certaines conditions d'utilisation.

Lors de la conception de l'exosquelette HAL[®], des tests d'impact ont été faits pour valider la structure mécanique. Ces tests, illustrés à la figure 4.2, évaluaient la capacité de supporter les impacts répétitifs reliés à la marche. Il est estimé que l'exosquelette doit être capable d'absorber une force d'impact équivalent à 1.6 fois le poids de son utilis-

Monte-charge avec embrayage



(a) Tests de structure



(b) Tests d'actionneurs

Figure 4.2 Tests de sécurité sur l'exosquelette HAL[®] [63]

teur lorsqu'il marche. L'équipe de chercheurs a donc monté un mannequin de 80 kg sur une grue à embrayage pour simuler une chute de 20 mm. L'exosquelette fut installé sur le mannequin. La chute fut effectuée sur un capteur de force pour mesurer l'impact. Le test a été répété 3 000 000 fois pour simuler un temps d'opération de 2 mois à 90 % de fiabilité en assumant une moyenne de 5000 pas par jour sur chaque jambe [63]. Pour tester la force des actionneurs, celui-ci fut installé sur un mécanisme le reliant à une masse de 20 kg en forme de barre. Un treuil avec embrayage fut attaché sur le bout de la masse. Le treuil supportait le poids de la masse jusqu'au moment où celui-ci se désembrayait. La masse commençait alors à chuter. L'actionneur dut stopper la masse avant que celle-ci n'atteigne la limite angulaire prévue. Un capteur de force fut placé sous la masse pour détecter un dépassement en cas de bris [63]. Le montage a permis de tester avec succès la charge représentée par la démarche normale de l'utilisateur.

4.4 Contrôle par impédance

Dans les méthodes classiques de contrôle, les écarts dans les mesures de positions, vitesses et couples sont vus comme une erreur à corriger. Dans le cas du contrôle par impédance, ces mesures sont vues comme une façon de moduler l'impédance apparente du système [85]. Le système de contrôle est paramétré avec une constante d'élasticité et de viscosité [38]. Un exemple de contrôle par impédance a démontré son efficacité dans l'usage d'une orthèse robotique pour la construction de bateaux [50]. Cette orthèse permettait d'augmenter l'endurance de son utilisateur pour des tâches au-dessus de sa tête.

Ce type de contrôle utilise la différence entre la position attendue et la position mesurée pour déterminer la force à appliquer pour compenser. Le comportement visé est de produire une réaction linéaire semblable à un ressort. L'équation (4.1) présente cette partie de l'équation de contrôle dans le domaine cartésien. La constante K permet de spécifier l'élasticité voulue. La variable X_d représente la position désirée et X_m la position mesurée.

$$F_X = K(X_d - X_m) \quad (4.1)$$

La différence entre la vitesse attendue et la vitesse mesurée permet de déterminer la force à appliquer pour amortir l'écart. L'équation (4.2) présente cette partie de l'équation de contrôle. La constante B permet de spécifier la viscosité voulue. La variable V_d représente la vitesse désirée et V_m la vitesse mesurée.

$$F_V = B(V_m) \quad (4.2)$$

Pour convertir ces équations dans le domaine des actionneurs, le jacobien de l'exosquelette est utilisé pour faire la conversion, donnant l'équation combinée (4.3) calculant le couple τ à fournir. La fonction L permet de convertir la position θ_m de l'actionneur en position mesurée X_m . La fonction I représente une approximation de l'inverse du jacobien. Il existe deux méthodes pour y parvenir. Le jacobien transposé $J^T(\theta_m)$ est utilisé par Hogan [38] car elle offre une rapidité d'exécution qui était critique dans les années 80. Une nouvelle approche est maintenant possible avec les progrès de la capacité de traitement en robotique. Le pseudo-inverse du jacobien $J^+(\theta_m)$ offre une plus grande précision dans ses résultats [60]. L'inconvénient est la puissance de traitement requise qui est plus élevée. Ce compromis devra être évalué lors de la conception de l'exosquelette final.

$$\tau = I(\theta_m)(B(J(\theta_m)(V_d - J(\theta_m)\dot{\theta}_m)) + K(X_d - L(\theta_m))) \quad (4.3)$$

Lorsque la constante K est faible, cela permet d'avoir un comportement plus compliant aux événements externes comme les manipulations. Par contre, cela réduit aussi la capacité de compenser la gravité. Pour éviter cela, un terme est ajouté pour estimer le couple appliqué sur l'actionneur par la gravité afin de l'annuler et améliorer les performances du système [3]. L'équation (4.4) introduit ce terme. Le calcul nécessite une excellente connaissance des dimensions et des masses du système pour atteindre un état d'équilibre. Cette approche est efficace pour les situations où la position du robot est statique.

$$\tau = I(\theta_m)(B(J(\theta_m)(V_d - J(\theta_m)\dot{\theta}_m)) + K(X_d + L(\theta_m)) + g(\theta_m)) \quad (4.4)$$

Lorsque le robot est en mouvement, il est important de tenir compte des forces résultantes du mouvement déjà en cours. L'équation (4.5) intègre la dynamique de l'espace des joints [95]. La fonction A représente la matrice d'énergie cinétique. La fonction C représente les forces centrifuges et Coriolis. La fonction de gravité g modifiée pour être dans l'espace des joints, afin d'éviter l'imprécision causée par l'estimation du jacobien transposé.

$$\tau = I(\theta_m)(B(J(\theta_m)(V_d - J(\theta_m)\dot{\theta}_m)) + K(X_d + L(\theta_m))) + A(\theta_m)\ddot{\theta}_m + C(\dot{\theta}_m, \theta_m) + g(\theta_m) \quad (4.5)$$

Les travaux des chercheurs Tsoi et Xie [89] ont déterminé que l'utilisation de l'impédance variable sur un manipulateur robotique donne un avantage de performance sur un contrôle par impédance constante, en proportion avec la conformité des articulations de l'utilisateur. La stratégie est associée avec une plus grande marge d'erreur, mais la sécurité de l'équipement pour son utilisateur est plus prioritaire.

4.5 Contrôle par impédance active

Aguirre-Ollinger *et coll.* [1] travaillent sur l'impédance active. Cela permet à l'exosquelette de fournir de l'énergie à l'utilisateur en utilisant un modèle d'amortissement négatif. Plus le membre prend de la vitesse, plus le système fournit de l'énergie au mouvement. Par conséquent, l'exosquelette est instable par lui-même et requiert l'utilisateur pour le stabiliser [2]. Le freinage de la trajectoire est réalisé en réduisant l'assistance jusqu'à ce point. Il est à noter qu'avec une assistance nulle, un exosquelette va typiquement causer une inertie virtuelle qui limite l'agilité de l'utilisateur [1]. L'amortissement positif a été évalué pour aider au freinage et les utilisateurs ont commenté que le comportement de l'exosquelette avait un comportement non naturel.

Il est à noter que cette étude a été réalisée avec des utilisateurs en bonne santé (ASIA de type E) [1]. Les performances de cette approche sont à déterminer dans le cas d'un utilisateur souffrant de lésions médullaires. Cette approche utilisant un amortissement négatif dépend de l'utilisateur pour stabiliser le système global. Un utilisateur ayant une lésion médullaire classée ASIA de type C et D est sujet à des problèmes moteurs pouvant causer des mouvements involontaires, comme la spasticité. Il ne peut donc pas servir sécuritairement d'agent stabilisateur pour le contrôle de l'exosquelette. Un mouvement spastique serait théoriquement amplifié à l'infini. Pour éviter cela, des mesures de sécurité supplémentaires seraient nécessaires pour limiter le contrôleur, comme un limiteur de couple.

4.6 Actionneurs élastiques

La technologie d'actionneurs utilisés est significative pour ce projet. Il est important de bien comprendre les caractéristiques de la technologie pour assurer un contrôle par impédance adéquat. En considérant un éventail plus large d'actionneurs, il sera possible de concevoir un système de contrôle permettant une plus grande liberté dans les choix de technologies au moment de la conception de l'exosquelette.

Les actionneurs élastiques sont caractérisés par un comportement compliant intrinsèque ou fonctionnel. La partie intrinsèque du comportement permet d'absorber des impacts externes sans avoir à modifier la commande envoyée aux actionneurs. Par contre, pour la partie fonctionnelle, les commandes motrices doivent être constamment ajustées pour reproduire l'effet voulu. Les deux types peuvent être combinés pour obtenir un comportement configurable tout en assurant un minimum sécuritaire de façon intrinsèque.

Les actionneurs de type actionneur sériel élastique (SEA) sont caractérisés par la présence d'un ressort entre la sortie de la transmission et la charge de travail. L'exemple présenté à la figure 4.3 est conçu de sorte à laisser un espace au centre du réducteur et du moteur. Un ressort de torsion y est introduit pour le relier au réducteur (à gauche de l'image) et à la charge. Cette configuration offre une grande fidélité de force dans sa plage contrôlable et une faible impédance intrinsèque au-dessus de cette plage [83].

Une variante du SEA est l'actionneur compliant par détection de force (FSCA) où le ressort relie le stator au boîtier du réducteur. De plus, puisque le ressort est lié à une structure fixe, sa vitesse de rotation est de beaucoup réduite, limitant les problèmes de déséquilibre radial que le SEA peut rencontrer [52]. Pour cette raison, il est aussi plus simple de mesurer la déformation du ressort. En effet, un seul capteur de force est requis au lieu de deux pour un SEA. Par contre, le poids du stator du moteur est significatif et augmente l'inertie réfléchie par l'actionneur. L'actionneur élastique à raideur variable active (APVSEA) est une variante où la raideur du ressort peut être modifiée par le contrôleur. Comme le montre la figure 4.4, le changement de la longueur effective d'un ressort à lame confère la capacité d'amortir de grands impacts et d'interagir de façon sécuritaire avec un utilisateur. Il peut devenir rigide pour permettre des mouvements de précision et faciliter le contrôle de trajectoire [96]. Ce type technologie devient pertinent lorsque le compromis entre la vitesse et un comportement compliant devient problématique, selon la tâche à faire.

Les actionneurs différentiels élastiques (ADEs) sont caractérisés par la présence d'un ressort entre la structure du robot et le boîtier du réducteur. L'exemple présenté à la figure 4.5 est conçu à l'aide d'un moteur sans balais et d'un réducteur harmonique.

Le ressort lié au capteur (C) est relié à l'engrenage déformable (FS). Le rotor du moteur est relié au générateur d'onde (WG). La charge est reliée à la couronne dentée [52]. Il en découle l'avantage d'avoir une extrémité du ressort liée à la structure statique tout en le liant seulement à l'engrenage déformable, réduisant l'inertie réfléchie. Le concept donne aussi l'avantage que seulement une partie du flux de force passe par le ressort,

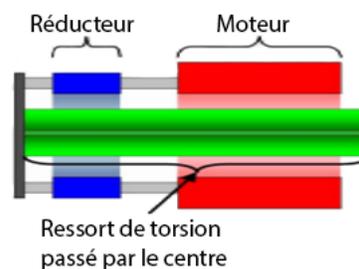


Figure 4.3 Actionneurs élastiques SEA [83]

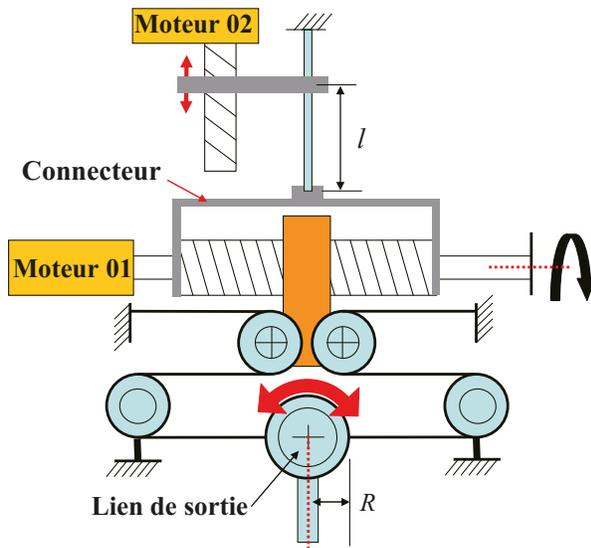


Figure 4.4 Actionneurs élastiques APVSEA [96]

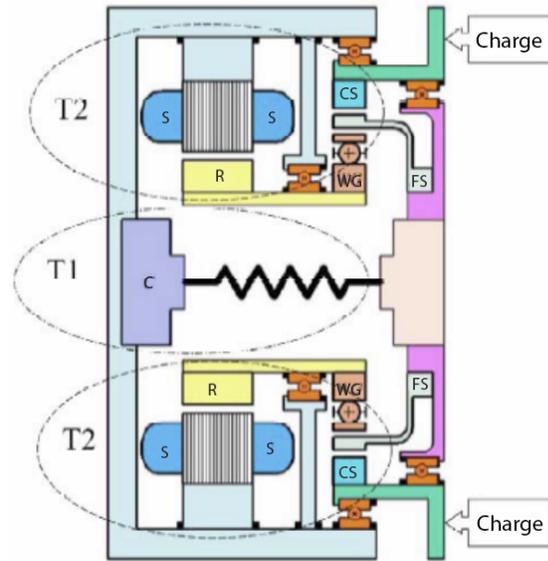
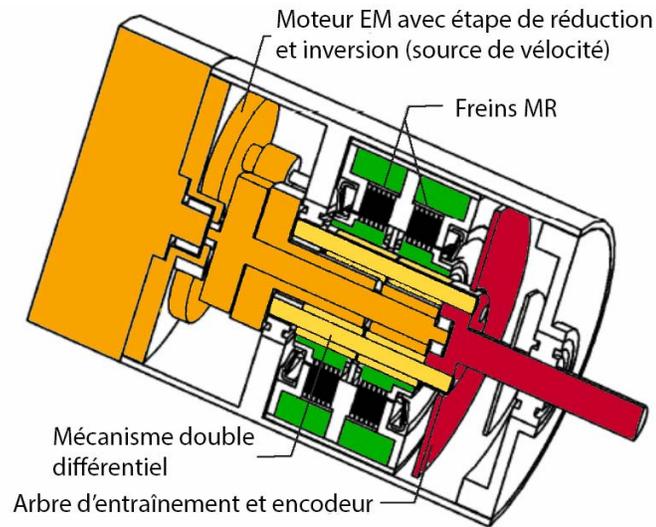


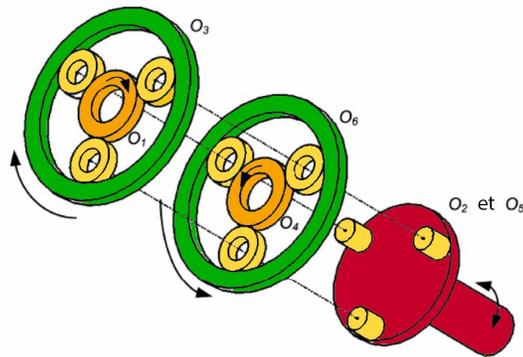
Figure 4.5 Actionneurs élastiques ADE [52]

contrairement au cas d'un SEA. Les ADEs offrent des performances semblables aux SEAs, mais présentent des avantages sur l'implémentation pour sa faible taille [51]. C'est la technologie utilisée sur des robots du Laboratoire de robotique intelligente, interactive, intégrée et interdisciplinaire de l'UdeS (IntRoLab), comme IRL-1.

Un autre type d'actionneur développé par IntRoLab est l'actionneur à double différentiel rhéologique (DDRA), montré à la figure 4.6 [30]. Ce type d'actionneur permet d'assurer la sécurité intrinsèque à l'aide de deux freins magnétorhéologiques (MRs). Ceux-ci permettent de dissiper l'énergie donnée par un impact. Le frein n'accumule pas l'énergie comme le ferait un ressort, mais la dissipe. La force de résistance qu'il exerce n'est pas en fonction de la position de repos. Le contrôleur peut configurer l'amplitude de la force de résistance appliquée. Il est donc possible de simuler le comportement d'un ressort au niveau du système de contrôle en variant la force de résistance selon la constante d'élasticité voulue. Les freins sont reliés à un mécanisme à double différentiel. Le couple fourni par le moteur électrique est transmis au différentiel dans les deux orientations grâce à un inverseur. Ce couple peut être dissipé par le frein et transmis à l'arbre de transmission de l'actionneur selon un ratio déterminé par la résistance des freins. De plus, le mécanisme permet d'inverser le couple sortant en changeant la configuration des freins MRs. Cela permet de contrôler la quantité et l'orientation du couple appliqué à la sortie sans avoir à changer la vitesse du moteur. Plus le frein géant l'orientation voulue offre de la résistance, plus le couple à la sortie est élevé dans cette orientation. Cela permet de faire des changements beaucoup plus rapides en cas d'urgence.



(a) coupe transversale



(b) différentiel double

Figure 4.6 Actionneurs élastiques DDRA [30]

Dans l'optique d'améliorer la sécurité des interfaces humain-exosquelette, l'Université de Pise a développé l'actionneur à rigidité variable (VSA) montré à la figure 4.7 [88]. La rigi-

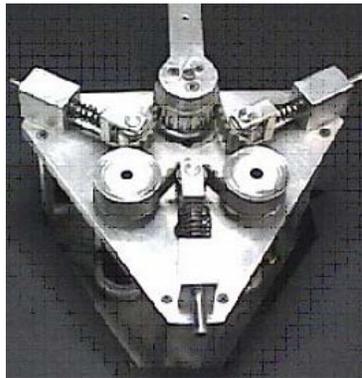


Figure 4.7 Actionneurs élastiques VSA [88]

dité du couple de sortie est obtenue en modulant le couple fourni par les deux actionneurs antagonistes. Une courroie relie les actionneurs à l'arbre de sortie et celle-ci est retenue en place par des ressorts de tension qui offrent par la même occasion une composante intrinsèque d'élasticité au couple fourni. Pour améliorer la sécurité du système, une étude de sûreté de fonctionnement et de performabilité a été réalisée [31]. L'objectif était d'évaluer le niveau de sécurité maintenu en cas de défaillance. Trois configurations ont été analysées à l'aide d'une analyse des modes de défaillance et de leurs effets (FMEA). L'analyse de la sûreté de fonctionnement a été développée davantage en utilisant une approche basée sur les états possibles des configurations. Le VSA est représenté par le montage B de la figure 4.8b. Le montage C de la figure 4.8c, où les courroies d'entraînement sont complètement indépendantes, s'est avéré le choix le plus sécuritaire selon cette étude.

Toutes les configurations d'actionneurs mentionnées dans ce chapitre partagent les caractéristiques suivantes :

1. Capacité de varier la résistance élastique de l'actionneur par le contrôleur.
2. Asservissement du couple sortant.
3. Boucle de contrôle en position.

Le contrôle par impédance établit la dynamique entre la force appliquée et la position voulue [38]. Il est donc possible de créer un système de contrôle par impédance qui sera capable d'utiliser ces différentes technologies. Ce choix pourra donc être fait lors de la conception du futur prototype d'exosquelette.

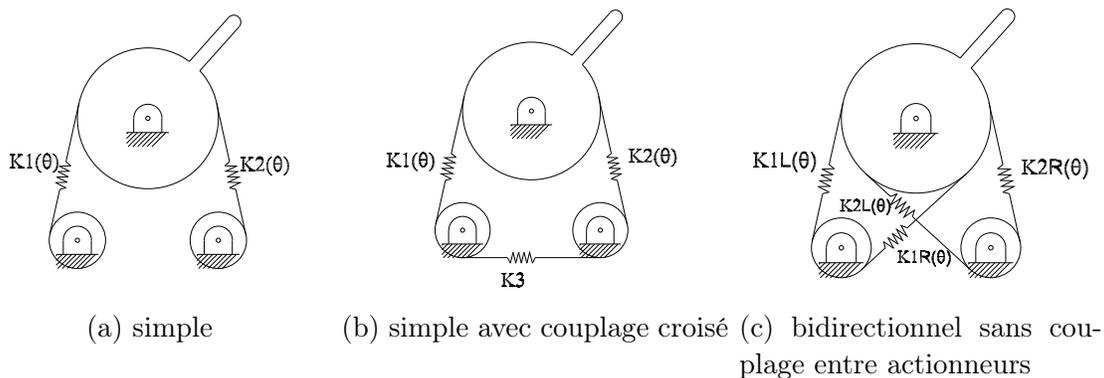


Figure 4.8 Configuration antagoniste d'actionneurs [31]

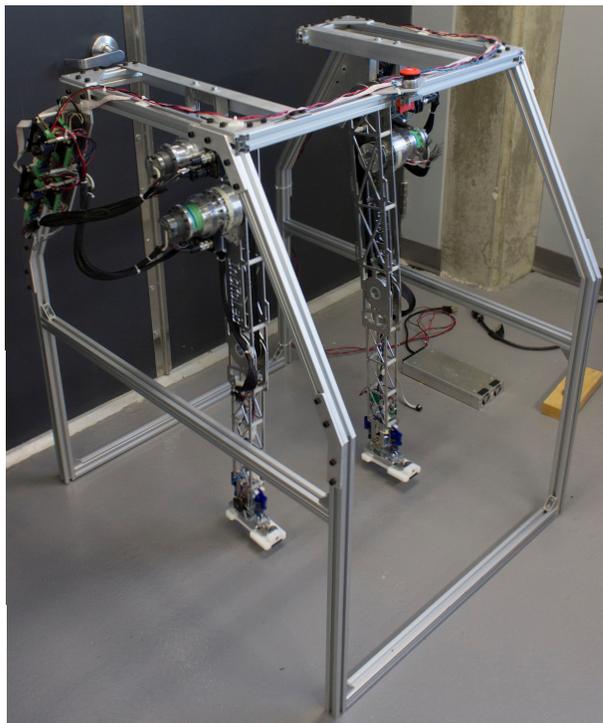
CHAPITRE 5

PLATEFORME EXPÉRIMENTALE

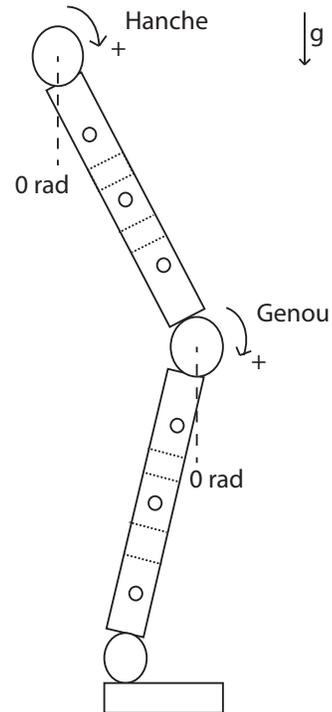
Ce chapitre présente le prototype PEXAT, ainsi qu'un survol de son architecture logicielle.

5.1 Robot PEXAT

La figure 5.1a montre le robot nommé Preuve de concept EXosquelette d'Assistance Thérapeutique (PEXAT). Il a été construit pour tester l'approche de contrôle proposée. Ses dimensions ont été sélectionnées pour reproduire la géométrie d'une jambe humaine de



(a) Montage expérimental



(b) Orientation de l'espace de travail des joints

Figure 5.1 Preuve de concept EXosquelette d'Assistance Thérapeutique (PEXAT)

Tableau 5.1 Dimensions du PEXAT

Segment	Dimension
Cuisse	0.45 m
Avant-jambe	0.45 m

Tableau 5.2 Espace de travail du PEXAT

Joint	Limite avant	Limite arrière
Hanche	-1.361 rad	0.008727 rad
Genou	0.2618 rad	1.396 rad

taille moyenne selon les données présentées par le tableau 5.1. L'espace de travail est configuré pour être légèrement plus petit que celui des articulations de la jambe de l'utilisateur afin d'assurer sa sécurité, comme défini par le tableau 5.2. La figure 5.1b montre que l'angle de 0 rad est orienté dans le sens de la gravité et qu'une valeur positive représente un mouvement vers l'arrière sur le PEXAT. Divers points d'attache répartis sur l'ensemble de la structure permettent d'attacher différents poids pour tester le système avec différentes configurations. Les jambes sont suffisamment espacées pour permettre à une personne de se positionner entre les deux jambes du PEXAT. L'objectif est de pouvoir faire des tests d'assistance avec un genou de l'utilisateur dans un projet futur. Le type d'actionneurs compliants sélectionné pour le PEXAT est l'ADE d'IntRoLab. Quatre actionneurs de ce type étaient disponibles au laboratoire. Un ADE est utilisé en entraînement direct pour chaque hanche. Pour chaque genou, l'ADE est placé dans le haut de la cuisse pour réduire le moment observé à la hanche. L'ADE est relié au genou par une courroie de caoutchouc. La figure 5.2 montre les cartes de contrôle des ADEs du PEXAT. Les variables de contrôle sont transférées aux ADEs à une fréquence de 100 Hz sur le bus *controler area network* (CAN) du PEXAT. La boucle de contrôle des actionneurs fonctionne à une fréquence de 179.5 Hz. C'est la fréquence maximale que la carte de contrôle est capable de supporter.

5.1.1 Performances mécaniques du PEXAT

Les genoux du PEXAT ont un degré significatif de friction dynamique et statique incluant la présence de *stick-slip* [14]. Le phénomène a été observé que lors des manipulations manuelles pour le positionner. Le phénomène est confirmé par la présence de grincement lors des mouvements plus lents. Par conséquent, un amortissement de Coulomb est observé dans le système dans les données. La figure 5.3 montre l'impact de la friction statique où le démarrage du mouvement est retardé. La situation n'a pas été corrigée pour évaluer les performances du PEXAT en présence d'interférences viscoélastiques. Un utilisateur spastique va présenter différentes formes d'interférences viscoélastiques au mouvement [65]. Le PEXAT ne permet pas de simuler le problème, mais s'y rapproche.

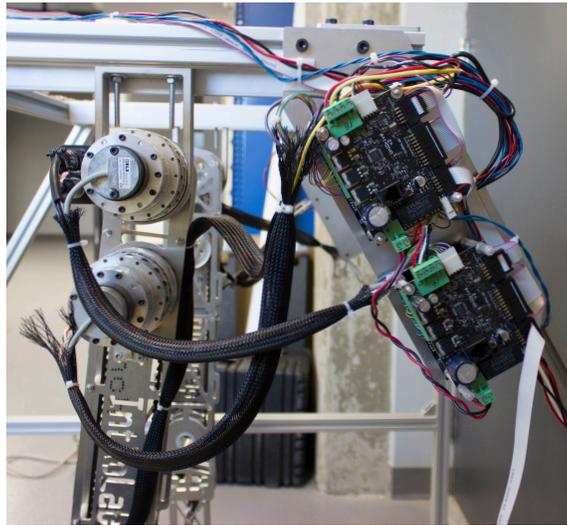


Figure 5.2 Carte de contrôle des ADEs du PEXAT

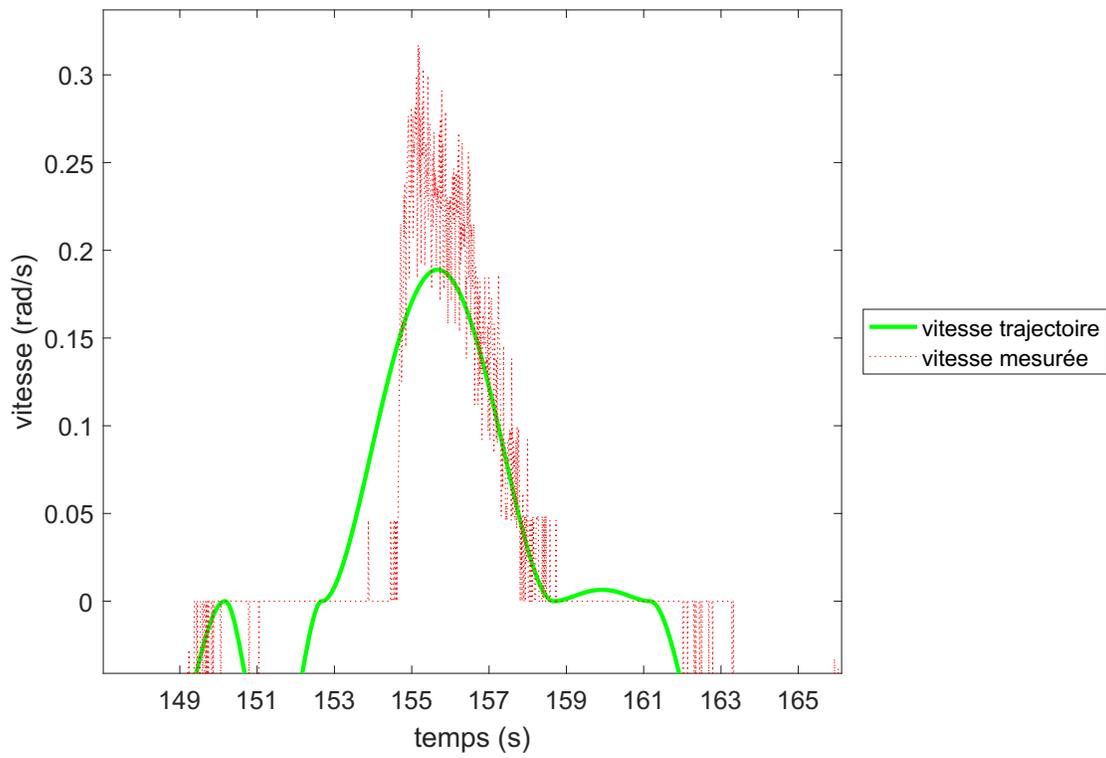


Figure 5.3 Délais de démarrage causé par la friction statique

La figure montre aussi la résolution effective de la lecture de vitesse sur les capteurs des ADEs. Elle est d'environ 0.046 rad/s. La courbe de vitesse est divisée en environ cinq paliers avec cette résolution, ce qui est une source d'instabilité. La lecture de vitesse est la dérivé numérique de la lecture de position. Pour réduire le problème, l'utilisation d'un capteur de position ayant une plus grande résolution est avisée, comme c'est le cas pour les ADEs utilisés par IRL-1.

5.2 Logiciels du PEXAT

L'environnement logiciel utilisé est *Robot Operating System* (ROS) Jade Turtle sur Ubuntu 14.04 LTS. Le module du contrôleur pour le robot PR2, nommé `ros-jade-pr2-controllers`, est utilisé comme base pour le contrôleur du PEXAT. La figure 5.4 présente l'architecture logicielle du contrôleur à polynôme quintique utilisé sur le PEXAT. Le planificateur a une seule instance supervisant l'ensemble du comportement du PEXAT. Le contrôleur a une instance par actionneur. Le tableau 5.3 décrit les différents flux de données entre les modules. La figure 5.5 montre l'architecture de la compensation de gravité. Le tableau 5.4 décrit les différents flux de données entre les composantes.

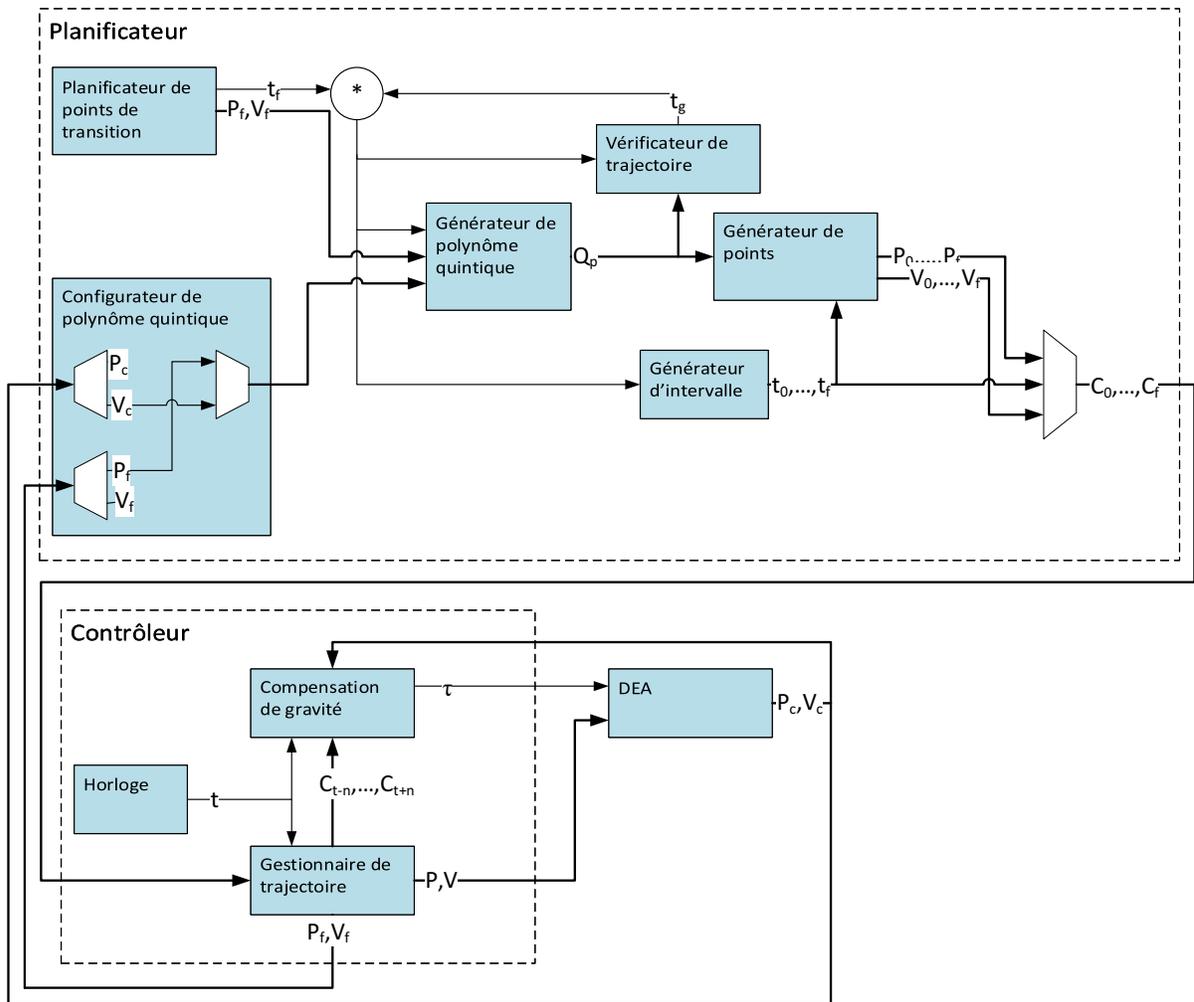


Figure 5.4 Schéma du contrôleur à polynôme quintique

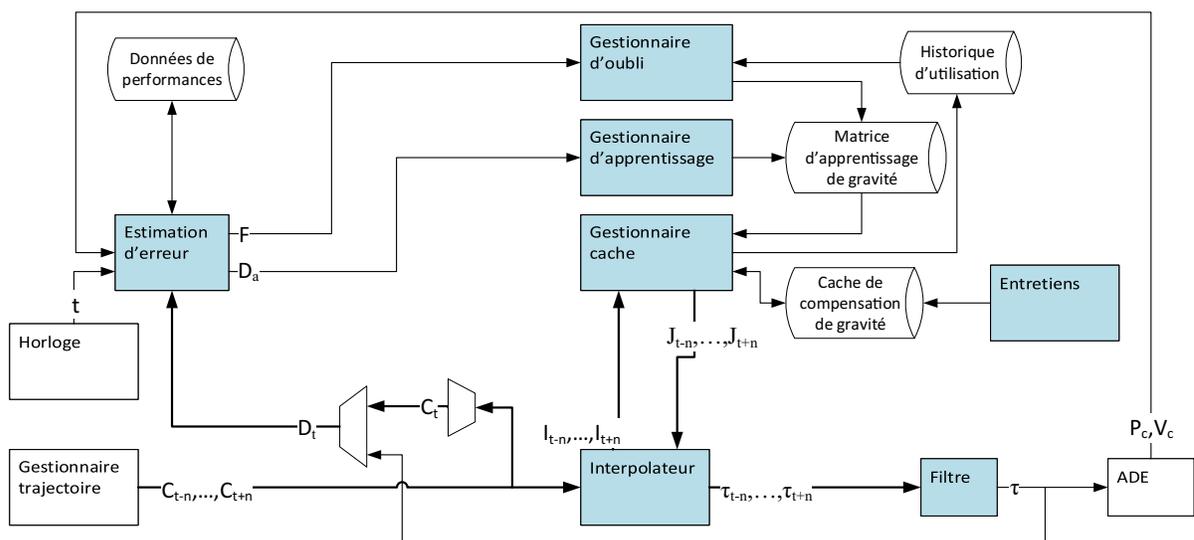


Figure 5.5 Schéma du module de compensation de gravité

Tableau 5.3 Description des flux de données du contrôleur à polynôme quintique

Nom	Description
t	Temps actuel du contrôleur
t_f	Temps cible commandé par le planificateur haut niveau pour la nouvelle coordonnée de destination
P_f	Position cible commandée par le planificateur de points de transition
V_f	Vitesse non amortie cible commandée par le planificateur de points de transition
t_g	Gain à appliquer au temps cible pour corriger le type de courbe obtenu
P	Position commandée à l'ADE
V	Vitesse non amortie commandée à l'ADE
Q_p	Coefficients du polynôme quintique pour la courbe de position
P_c	Position lue par les capteurs de l'ADE
V_c	Vitesse lue par les capteurs de l'ADE
t_n, \dots, t_f	Série de temps utilisé pour le calcul de trajectoires selon l'intervalle de traitement de l'ADE
P_0, \dots, P_f	Série de positions pour se rendre à la position désirée aux temps fournis
V_0, \dots, V_f	Série de vitesses pour se rendre à la vitesse désirée aux temps fournis
C_0, \dots, C_f	Segment de trajectoire composé d'objets de commande contenant temps, position et vitesse pour se rendre à la destination désirée
n	Moitié de la taille du filtre utilisé par la compensation de gravité
C_{t-n}, \dots, C_{t+n}	Série d'objets de commande utilisée pour le calcul du filtre de compensation de gravité
τ	Couple à fournir pour compenser la gravité

Tableau 5.4 Description des flux de données du module de compensation de gravité

Nom	Description
I_{t-n}, \dots, I_{t+n}	Série d'objets de commande indexée pour accéder au stockage mémoire de la compensation de gravité
J_{t-n}, \dots, J_{t+n}	Série d'objets de commande indexée avec couple de compensation de gravité associée
C_t	Objet de commande courant envoyée à l'ADE
D_t	Objet de commande courant avec couple de compensation de gravité
D_a	Objet de commande courant avec couple de compensation de gravité corrigée
F	Information de surcompensation de gravité
$\tau_{t-n}, \dots, \tau_{t+n}$	Série de couples de compensation de gravité à filtrer

5.3 Planificateur

Ce regroupement de modules a une instance unique pour l'ensemble du PEXAT. Il permet de coordonner l'ensemble des comportements du PEXAT. Il est constitué des modules suivants :

Planificateur de points de transition : Cet ensemble de modules gère le déplacement de l'exosquelette et fournit les points de transitions désirés dans le temps. Chaque jambe a sa trajectoire indépendante.

Configurateur de polynôme quintique : Ce module gère les informations reçues des cartes de contrôle du PEXAT et crée les points de transition initiaux utilisés par le générateur de polynôme. Les informations sont la dernière commande de position et la dernière commande de vitesse. La configuration de la boucle de contrôle par impédance des ADEs a été sélectionnée pour faire un compromis entre l'erreur de position et la compliance du joint. En raison du comportement compliant, un couple externe non planifié se traduit par une erreur de position à l'équilibre. Lors de la planification d'une nouvelle trajectoire, un second compromis est fait afin d'éviter des mouvements brusques causés par une tentative de correction immédiate de l'erreur de position et vise l'élimination de l'erreur à la nouvelle destination. Dans le cadre de ce projet, la Compensation de gravité fonctionne en boucle fermée pour obtenir le couple manquant pour réduire l'erreur.

Générateur de polynôme quintique : Ce module permet de générer le coefficient du polynôme quintique à l'aide de la configuration de position initiale fournie par le Configurateur de polynôme quintique et la position de destination fournie par le Planificateur de points de transition. La valeur de *jerk* initiale est configurée à 350 rad/s^3 pour permettre de contrer la friction statique et d'entamer le mouvement. Cela permet d'avoir une performance plus uniforme dans le cas où la distance à parcourir est plus courte. Cette valeur est configurable dans le fichier de configuration.

Vérificateur de trajectoire : Ce module permet de s'assurer que la trajectoire obtenue respecte les critères de performances établis et de faire une correction si nécessaire. Par exemple, il va vérifier si la trajectoire va dépasser la position cible et que la vitesse, lorsque la zone cible est atteinte, est supérieure à la vitesse de $|1.75| \text{ rad/s}$ pour éviter un arrêt prématuré causé par la friction. Voir la [section 6.3 Vérification de trajectoire](#) pour plus de détails.

Générateur d'intervalles, générateur de points : Ces modules permettent de générer les commandes contenant la position, vitesse et temps pour chacune des communications entre le contrôleur ROS et l'ADE pour atteindre le point de transition. L'époque de la variable de temps est le même que celui utilisé par ROS, c'est-à-dire

l'heure de démarrage du code. Par contre, le type de variable utilisé est le *float* (32 bits) plutôt que le type *Time* natif de ROS (64 bits). Le but est d'optimiser l'utilisation de la mémoire, car ce type est suffisamment utilisé souvent pour avoir un impact significatif. Cependant, cela se traduit par une durée maximale d'opération continue d'un peu plus de 18 heures. Dans le cadre de ce projet, c'est largement suffisant.

5.4 Contrôleur

Cet ensemble de modules a une instance pour chaque actionneur du PEXAT. Ces instances n'ont aucune dépendance entre elles. Elles permettent de gérer les communications avec les cartes de contrôle des actionneurs du PEXAT. Il est constitué des modules suivants :

Compensation de gravité : Ce module gère l'apprentissage de compensation de gravité, voir la [section 5.5 Compensation de gravité](#) pour plus de détails.

Horloge : C'est l'horloge du contrôleur ROS qui gère la cadence de transfert des commandes aux ADEs.

Gestionnaire de trajectoire : Ce module permet d'extraire un intervalle de commandes de position et vitesse (C_{t-n}, \dots, C_{t+n}) associée au temps courant de l'horloge du contrôleur et de l'envoyer au module de compensation de gravité afin de calculer le couple à fournir pour contrer la gravité. De plus, lorsqu'un nouveau segment de la trajectoire est issu des générateurs, ce module applique cette nouvelle information à la trajectoire déjà en mémoire. Le temps du point initial de ce nouveau segment peut être immédiat ou dans le futur. Il permet aussi d'extraire la commande de position courante pour l'envoyer aux ADEs. Le module de compensation de gravité est sensible à un changement trop brusque de l'intervalle de trajectoire qui lui est envoyé, car cela peut causer un changement brusque du couple de compensation de gravité. Si le changement de trajectoire s'applique à cet intervalle, il faut minimiser son changement instantané avant de l'envoyer au module. Cette modification de trajectoire est exclusive au module de compensation de gravité et ne s'applique pas à la commande reçue par l'ADE. Une copie du dernier intervalle de trajectoire envoyée au module de compensation de gravité est conservée et elle est fusionnée avec les commandes de la nouvelle trajectoire selon l'assignation (5.1).

$$p_i := P_i * (i/n)^4 + p_i * (1 - (i/n)^4) \quad (5.1)$$

La variable i est le temps relatif au temps courant du contrôleur, dont la valeur 0 est le temps courant. Elle fait un décompte jusqu'à n , représentant la dernière

position du filtre du module de compensation de gravité. La variable P_i est la position commandée de la nouvelle trajectoire et la variable p_i est la copie de trajectoire envoyée au module de compensation de gravité.

5.5 Compensation de gravité

Il y a une instance du gestionnaire d'apprentissage par actionneur. Les modules utilisés sont :

Gestionnaire d'apprentissage : L'apprentissage de la compensation de gravité est nécessaire pour permettre à l'exosquelette de compenser les variations de poids observé chez l'être humain au courant de la journée. La compensation de gravité fonctionne en mesurant l'erreur entre la position désirée et la position lue sur les capteurs de position créant une boucle fermée. Une fenêtre de 0,1 sec est disponible pour atteindre la cible. La taille de la fenêtre a été déterminée en observant, dans la trace d'exécution du PEXAT, le délai moyen entre le temps où la commande est envoyée à l'ADE et le temps où la position de l'actionneur est la plus proche de cette commande. Le délai moyen observé est d'environ 0,07-0,08 sec et elle est relativement constante, sauf pour les cas où l'articulation éprouve de la friction statique. À partir de cette moyenne, une marge d'erreur d'environ 25% a été ajoutée pour obtenir la fenêtre de 0,1 sec. La mesure ayant la plus petite erreur de position sera celle utilisée pour l'apprentissage de compensation de gravité. Le but est d'avoir des attentes raisonnables sur le temps que le PEXAT va prendre pour atteindre une position commandée. Cette valeur est sauvegardée dans le fichier de configuration et peut être ajustée en fonction du robot. La fréquence d'acquisition de la matrice d'apprentissage est de 2,5 Hz. Les contrôleurs ROS fonctionnent à 100 Hz. Les acquisitions faites à chaque itération des contrôleurs ROS sont sauvegardées dans un vecteur temporaire. Au moment de l'acquisition, les coordonnées mesurées les plus proches d'une coordonnée d'apprentissage seront utilisées. La fréquence d'acquisition permet de créer un équilibre entre la vitesse d'apprentissage et la résilience de l'apprentissage contre les données causées par les impacts. En cas d'impact, une donnée est acquise toutes les 0,4 sec. Puisque les valeurs maximale et minimale sont ignorées, un impact doit durer un minimum de 0,4 seconde pour commencer à avoir une influence sur la compensation de gravité. Après sept acquisitions totalisant 2,8 sec, l'impact va remplacer la totalité du vecteur d'apprentissage utilisé pour ce point. Ce scénario est indésirable et doit être évité. Le temps de 2.8 secondes correspond à une limitation de l'implémentation du contrôleur, et permet à la fois de résister aux

perturbations externes et offrir un temps d'apprentissage suffisamment rapide. Le but est de donner suffisamment de temps au planificateur pour réagir à la situation. Si le correctif est trop long, le planificateur peut désactiver l'apprentissage jusqu'à ce que la situation soit rétablie.

Matrice d'apprentissage de gravité : La matrice d'apprentissage est indexée à partir de quatre données cinématiques pour chaque jambe du PEXAT :

1. La position de la hanche : L'espace de travail de 2.35 rad est divisé en 120 coordonnées équidistantes, donnant un intervalle de 0.01258 rad.
2. La position du genou : L'espace de travail de 1.57 rad est divisé en 80 coordonnées équidistantes, donnant un intervalle de 0.019625 rad.
3. La vitesse de la hanche : Les coordonnées de vitesses sont fixées aux vitesses suivantes : [-0.12, -0.04, 0.04, 0.12] rad/s.
4. La vitesse du genou : Les coordonnées de vitesses sont fixées aux vitesses suivantes : [-0.12, -0.04, 0.04, 0.12] rad/s.

Ce choix présente un équilibre entre la précision d'apprentissage et la vitesse à laquelle il se réalise. Un trop grand nombre de points d'apprentissage peut rendre difficile d'avoir un apprentissage adéquat sur des points contigus, nécessitant un nombre accru de passages. Il faut aussi considérer l'espace mémoire nécessaire pour stocker cette information. Les matrices d'apprentissage sont sauvegardées périodiquement dans des fichiers. Il y a deux fichiers par actionneur. Ces fichiers sont lus lors de l'initialisation du gestionnaire de gravité pour restaurer l'apprentissage déjà effectué lors des exécutions précédentes. Le premier fichier est la matrice cumulative. Il contient les vecteurs d'apprentissages pour toutes les coordonnées d'apprentissage. Le format du fichier est défini dans le tableau 5.5. Le second fichier est incrémental et il est maintenu périodiquement par le système lors de l'exécution. Chaque modification est ajoutée à la fin. Le vecteur d'apprentissage le plus récent pour chaque coordonnée d'apprentissage est celui à jour. À chaque démarrage, les données incrémentales sont intégrées dans le fichier cumulatif. À ce moment, toute forme de redondance dans le fichier incrémental est résolue. Cette approche a été adoptée pour limiter l'impact sur les ressources. Pour des fins de débogage, les fichiers stockent les informations au format ASCII CSV. Dans ce format, chaque colonne est séparée par une virgule, chaque enregistrement est séparé par un retour de ligne et les valeurs numériques utilisent leur forme textuelle.

Interpolateur : Ce module gère l'interpolation entre les points d'apprentissage et la position du PEXAT. Pour obtenir des résultats qui évoluent avec la position du

PEXAT, il est nécessaire de faire de l'interpolation entre les points d'apprentissage. Voir la [section 7.3 *Interpolateur*](#) pour plus de détails.

Gestionnaire d'oubli : Le rôle du gestionnaire d'oubli est d'assurer que les données apprises ont une durée de vie raisonnable en cas d'erreur. La limite d'urgence utilisée par l'équation (7.15) a été fixée à une surcompensation de 0.0349 rad, qui représente environ la moitié de l'erreur de contrôle d'un être humain en santé [82]. Voir la [section 7.4 *Gestionnaire d'oubli*](#) pour plus de détails.

Filtre : Un filtre numérique FIR passe-bas d'ordre 100 avec une atténuation de -3 Db à 1.3 Hz est utilisé sur la valeur de compensation de gravité envoyée à la carte de contrôle ADE. Cela permet d'atténuer les variations de compensation pouvant être présentes d'une coordonnée à l'autre de la trajectoire en cours. La phase du filtre est corrigée en utilisant les 50 coordonnées à venir sur la trajectoire courante ainsi que les 50 coordonnées passées en plus de la coordonnée courante. Le filtre doit avoir un gain unitaire pour donner un résultat fidèle au résultat de l'apprentissage. Il a été configuré de façon empirique pour minimiser les fluctuations d'accélération causées par les variations de couple tout en respectant la forme de la courbe générale du couple requis. La figure 5.6 montre la performance du filtre utilisé. Les variations de compensation sont principalement causées par la qualité variable des apprentissages de compensation de gravité présents d'un point à l'autre. Par exemple, un point d'apprentissage peut avoir été moins visité que ses voisins, causant un résultat différent. Un nombre suffisant de passages est nécessaire pour limiter l'impact d'une lecture erronée causée par un impact. Le filtre permet d'uniformiser le résultat d'un point à l'autre. Ce filtre permet de limiter l'impact d'un point contaminé par un impact sur la fluidité du mouvement. Une de ces contaminations peut être observée sur la figure 5.6 à environ 106 sec. L'absence de filtre aurait causé une perturbation dans la fluidité du mouvement.

Cache de compensation de gravité : Le traitement nécessaire pour obtenir la valeur de compensation de gravité à une coordonnée peut devenir lourd si exécuté trop souvent. Puisque la matrice d'apprentissage est mise à jour à un intervalle de 0.4 sec, le potentiel de gain en performance d'une cache est important. La cache conserve la valeur de compensation pour chaque coordonnée d'apprentissage de gravité une fois celle-ci calculée, ainsi que la meilleure correction à utiliser à la prochaine mise à jour. La cache n'est pas peuplée de façon préemptive. C'est à la première utilisation d'une coordonnée d'apprentissage que le résultat y est sauvegardé. Le processus d'entretien permet de gérer la durée de vie des entrées dans la cache et d'invalider celles qui ont été modifiées par une mise à jour. Si le robot est dans une position statique,

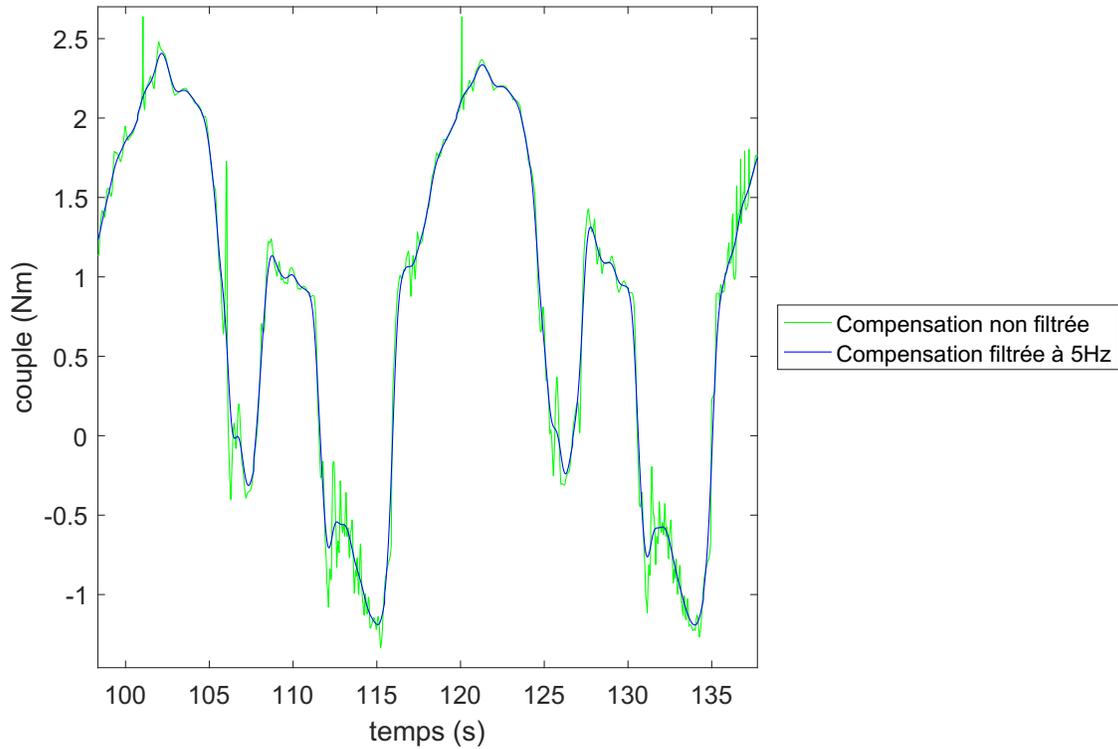


Figure 5.6 Filtre compensation de gravité

les résultats de 16 points d'apprentissage peuvent chacun être utilisés au-dessus de 4 000 fois par période d'apprentissage. Les performances de la cache n'ont pas été individuellement caractérisées.

Tableau 5.5 Description de la structure des fichiers de la matrice d'apprentissage

Champs	Type	Description
1	réel	position sur la hanche
2	réel	position sur le genou
3	réel	vitesse sur la hanche
4	réel	vitesse sur le genou
5	réel	valeur de compensation de gravité la moins récente
...	réel	...
12	réel	valeur de compensation de gravité la plus récente

CHAPITRE 6

CONCEPTION DU CONTRÔLEUR

Ce chapitre présente la conception théorique du module de contrôle proposé. Les sections suivantes discutent du polynôme quintique qui permet de mieux gérer les interférences mécaniques provenant de forces externes. Dans un exosquelette, la source principale de force externe est l'utilisateur dont les propriétés viscoélastiques de son corps causent un amortissement constant du système global. De plus, la musculature peut se contracter de façon involontaire, comme dans le cas de la spasticité. La gravité est une autre source importante de force externe et sera adressée dans le [chapitre 7 Conception du module de compensation de gravité](#). Le PEXAT possède un niveau significatif de friction dans les articulations qui est aussi une source de forces externes. Le contrôleur doit donc être performant en présence de ces forces externes qui nuisent à sa capacité de se déplacer sans pour autant être un obstacle. Les trajectoires utilisées doivent aussi être compatibles avec la démarche humaine en évitant de frapper le sol avec trop de force. De plus, le membre doit atteindre sa cible dans le temps voulu pour assurer l'équilibre d'un futur exosquelette. Les critères de performances pour ce type de contrôle sont discutés par la suite.

6.1 Polynôme quintique

Le polynôme quintique permet de calculer la trajectoire du point de transition A au point de transition B [56]. Chaque point de transition est spécifié par sa position, vitesse et accélération. Les coefficients d'un polynôme quintique sont calculés à l'aide des équations (6.1) à (6.6) dans cet ordre. Le développement mathématique qui a permis d'obtenir ces équations est disponible à la section C.1 de l'annexe. Les variables utilisées sont spécifiées au tableau 6.1.

$$c[0] = p_A \tag{6.1}$$

$$c[1] = v_A \tag{6.2}$$

$$c[2] = a_A * 0.5; \tag{6.3}$$

$$c[5] = \frac{-12 * (p_B - p_A) + 6 * (v_A + v_B) * l + (a_A - a_B) * l^2}{-2 * l^5} \quad (6.4)$$

$$c[4] = \frac{2 * c[5] * l^5 - c[2] * l^2 + 3 * (p_B - p_A) - (2 * v_A + v_B) * l}{-l^4} \quad (6.5)$$

$$c[3] = \frac{12 * c[4] * l^2 + (a_A - a_B) + 20 * c[5] * l^3}{-6 * l} \quad (6.6)$$

Il n'est pas possible de simplifier davantage ces équations en assignant une accélération nulle comme accélération finale et finale. Ces données sont nécessaires pour gérer l'uniformité des transitions dans la démarche et pour gérer le *jerk*.

Une fois que les coefficients sont calculés, la trajectoire en position est calculée avec l'équation (6.7) :

$$p(t) = c[0] + c[1] * t + c[2] * t^2 + c[3] * t^3 + c[4] * t^4 + c[5] * t^5 \quad (6.7)$$

La trajectoire en vitesse est la dérivée de l'équation (6.7), donnant l'équation (6.8) :

$$v(t) = c[1] + 2 * c[2] * t + 3 * c[3] * t^2 + 4 * c[4] * t^3 + 5 * c[5] * t^4 \quad (6.8)$$

L'utilisation des positions et des vitesses initiales et finales est nécessaire pour gérer des mouvements complexes comme la démarche humaine. Le polynôme quintique permet de contrôler l'effet de *jerk* à chaque point de transition en déterminant l'écart entre l'accélération finale du polynôme courant (a_c) et l'accélération initiale du polynôme subséquent

Tableau 6.1 Description des variables du polynôme quintique

Nom	Description
p_A	Position du point de transition A
v_A	Vitesse du point de transition A
a_A	Accélération du point de transition A
p_B	Position du point de transition B
v_B	Vitesse du point de transition B
a_B	Accélération du point de transition B
l	temps au point de transition B
t	temps en seconde
$c[0], \dots, c[5]$	Coefficients du polynôme quintique

(a_s) .

$$j = \frac{a_s - a_c}{\Delta t} \quad (6.9)$$

Un *jerk* trop important peut devenir une source de blessures pour l'utilisateur [39]. Lorsque le joint est immobile, il est possible de lutter contre la friction statique en spécifiant un *jerk* initial non nul, réduisant le délai nécessaire pour la vaincre. Lorsque le joint se met à bouger en retard, un effet de fronde peut être observé et causer une oscillation qui va prendre un certain temps à se dissiper. Le phénomène peut être observé sur la figure 6.1. En effet, la vitesse de la trajectoire commence à augmenter à environ 152.7 sec. Par contre, la vitesse mesurée commence à augmenter à environ 154.6 sec. Cela constitue un délai de presque deux secondes avant le démarrage du mouvement. Ce délai est le temps nécessaire pour que la trajectoire crée une tension suffisante dans le ressort virtuel du contrôle par impédance pour vaincre la friction statique présente. Pour compenser, le joint va rapidement accélérer pour atteindre une vitesse pouvant jusqu'à 0.317 rad/s, soit 67% plus grand que la vitesse maximale commandée de 0.189 rad/s. À ce moment, la vitesse oscille avec une amplitude de 0.133 rad/s. Lorsque le système se stabilise, l'oscillation est d'environ 0.049 rad/s, ce qui correspond à la résolution de la mesure de vitesse sur le PEXAT. Si le délai est trop important, le joint peut être incapable d'atteindre sa cible au moment voulu.

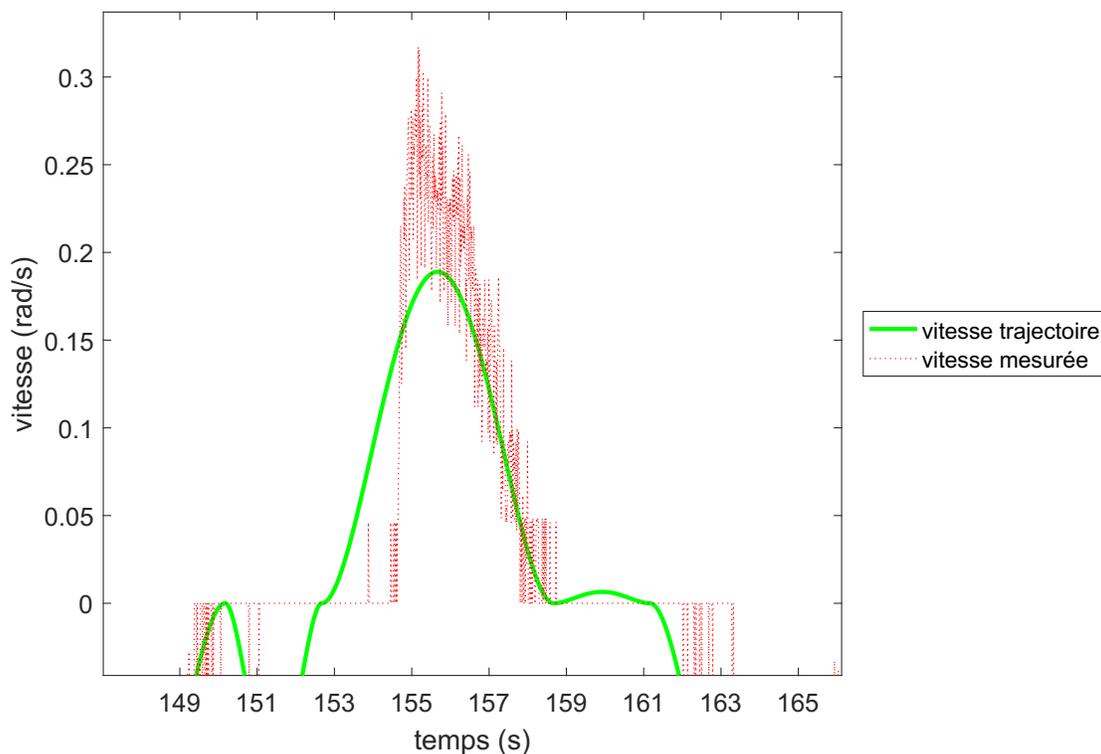


Figure 6.1 Courbe de vitesse avec un retard de démarrage

6.2 ADE du PEXAT

L'ADE du PEXAT possède une carte de contrôle local permettant de gérer la loi de contrôle par impédance décrite par l'équation (6.10) pour obtenir le couple à générer par l'actionneur [30]. La définition des variables est dans le tableau 6.2.

$$T = K * (P - P_c) + B * (V - V_c) + \tau \quad (6.10)$$

La communication des commandes en position/vitesse/compensation (PVC) se fait sur le bus de communication du robot. Sa conception prévoit la mise à jour des données lues sur les capteurs et du couple exécuté par l'actionneur à une fréquence plus élevée que la réception des commandes PVC. Une fréquence de mise à jour du couple plus élevée permet d'ajuster plus rapidement la tension du ressort virtuel du terme K et l'amortissement du terme B en réaction au déplacement du joint. Cela permet de réduire l'oscillation se produisant à proximité de la position de destination et d'augmenter la précision du système. Pour cette raison, il est préférable de rendre la fréquence de mise à jour des commandes PVC fournies par le planificateur de trajectoire indépendante de la fréquence de mise à jour du couple de l'actionneur.

6.3 Vérification de trajectoire

Les conditions d'utilisation peuvent entraîner des trajectoires qui offrent des performances inadéquates. L'objectif est de détecter les formes de courbe de trajectoire problématiques et d'apporter les modifications requises. La figure 6.2 illustre une trajectoire idéale telle que générée par un polynôme quintique.

Tableau 6.2 Description des variables du contrôle par impédance

Nom	Description
P_c	Position courante de l'ADE
P	Commande en position
V_c	Vitesse courante de l'ADE
V	Commande d'amortissement
τ	Commande en couple de compensation de gravité
K	Coefficient d'élasticité
B	Coefficient d'amortissement

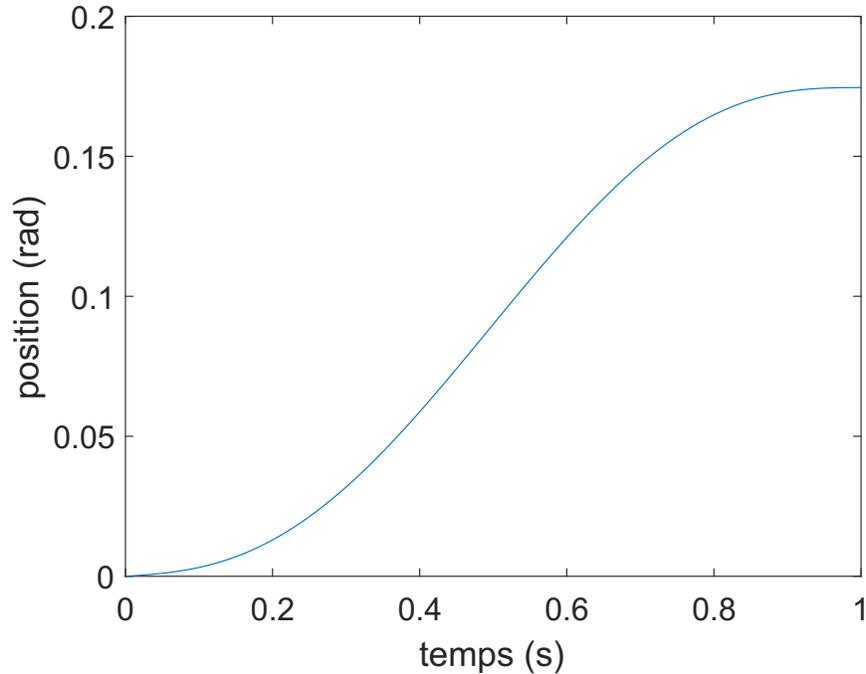


Figure 6.2 Courbe optimale de polynôme quintique de position

6.3.1 Le dépassement de cible dans l'espace de travail

Le polynôme quintique tend à minimiser l'accélération nécessaire pour atteindre la cible. Lorsqu'il y a une vitesse initiale trop importante à dissiper, l'articulation va dépasser la cible pour ensuite revenir sur ses pas. C'est un problème si le pied doit se poser sur le sol. Il est nécessaire de faire des transitions d'une courbe à l'autre ayant une vitesse non nulle pour obtenir des trajectoires plus complexes, comme la démarche humaine. Une trajectoire ayant ce problème va atteindre le sol à une grande vitesse et risque de blesser l'utilisateur. La figure 6.3 présente la courbe de position et de vitesse d'une trajectoire où le problème se produit. La figure 6.3b montre une vitesse initiale non nulle. Des points de transition où la vitesse est non nulle sont nécessaires pour créer des trajectoires plus complexes qui enchaînent plus d'un polynôme, comme la démarche humaine. Pour calculer la correction nécessaire, un échantillonnage de 100 points est calculé, formant l'ensemble H . La durée initiale de la trajectoire est T_i . Selon la figure 6.3b, la vitesse nécessaire pour atteindre la destination est positive, exprimée par l'équation (6.12). Cette information est utilisée dans l'équation (6.13) pour obtenir la durée de trajectoire corrigée (T_f).

$$x \in H \tag{6.11}$$

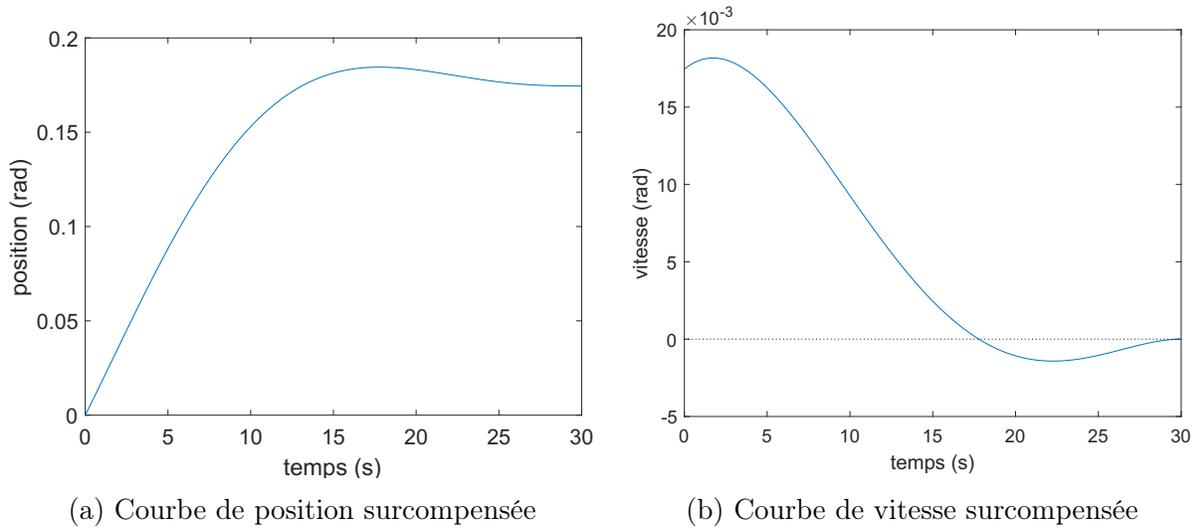


Figure 6.3 Courbe de polynôme quintique surcompensée

$$I = \{x : x \geq 0\} \quad (6.12)$$

$$T_f = \frac{n(I)}{n(G)} * T_i \quad (6.13)$$

La nouvelle trajectoire obtenue est illustrée dans la figure 6.4.

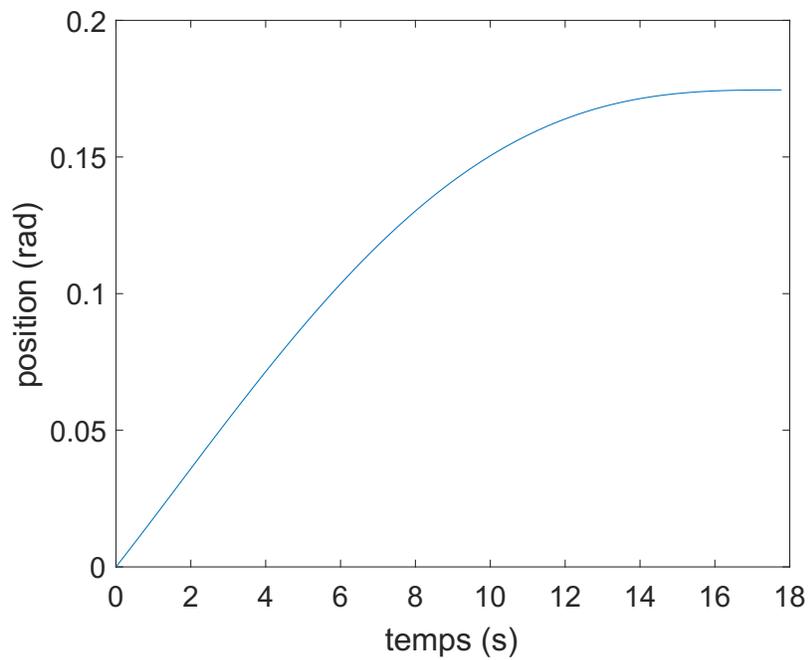


Figure 6.4 Courbe de polynôme quintique de position corrigée

6.3.2 La précision de l'atteinte de la cible

Les actionneurs utilisent un signal de type MLI pour activer le moteur électrique. Cela cause un problème lorsque la force exercée passe sous le seuil de la friction statique. Dans un modèle idéal, la friction statique commence à s'appliquer qu'une fois le mouvement complètement arrêté. Dans la pratique, le mouvement peut être soudainement arrêté avant d'atteindre la cible planifiée. Cela se produit lorsque l'inertie de l'articulation est insuffisante pour maintenir le mouvement entre deux impulsions du contrôle par MLI, en tenant compte de la friction dynamique.

Ce test de trajectoire utilise deux paramètres pour déterminer le risque d'un arrêt non planifié :

1. La marge d'erreur à la position cible détermine la fenêtre où un arrêt de l'articulation est considéré comme réussi, créant une zone cible.
2. La vitesse minimale à maintenir pour éviter un arrêt prématuré de l'articulation.

Le test valide que la trajectoire entre dans la zone cible à une vitesse supérieure à la vitesse minimale. Pour ce faire, le temps où la courbe de position atteint la limite de la zone cible est calculé. La figure 6.5 présente le temps d'entrée dans la zone cible. Ensuite, la vitesse planifiée à ce temps est calculée. La figure 6.6 présente la vitesse planifiée en relation de la vitesse minimale. Si la vitesse planifiée est supérieure à la vitesse minimale, la

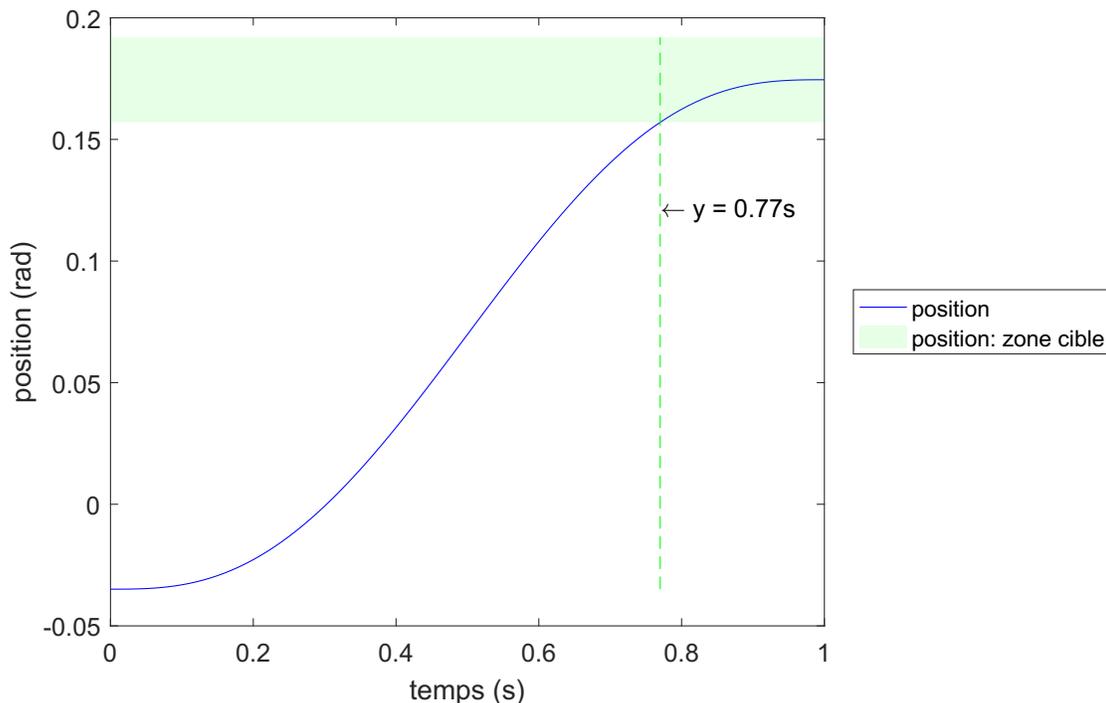


Figure 6.5 Courbe de position à la zone cible

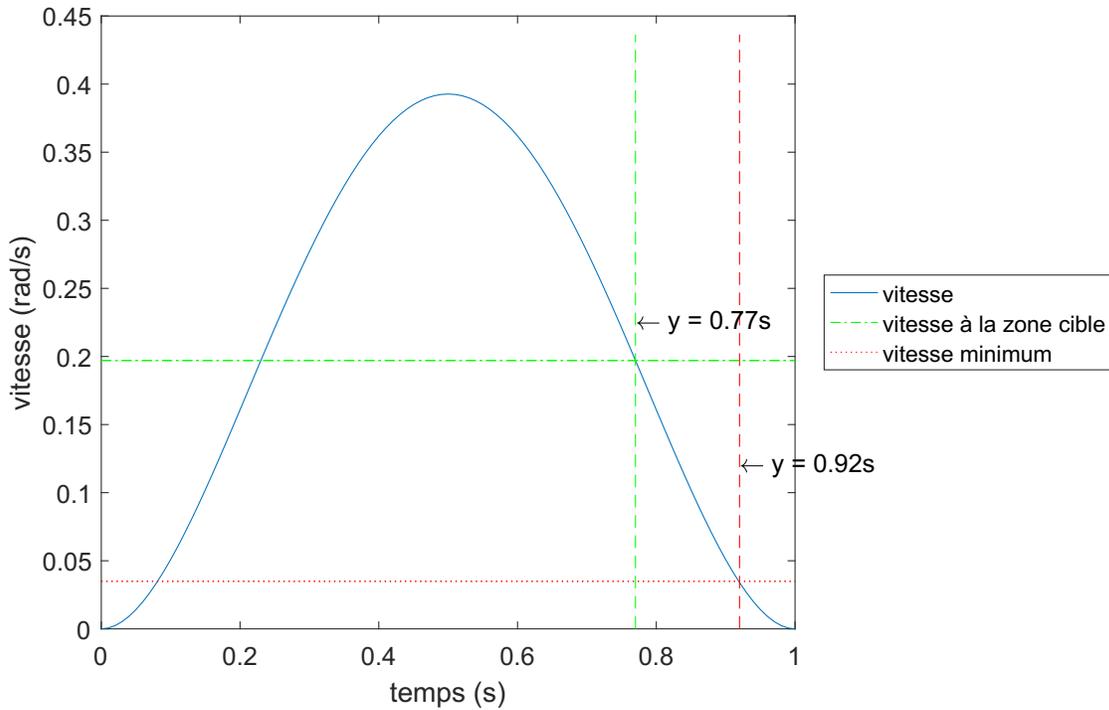


Figure 6.6 Courbe de vitesse à la zone cible

trajectoire est bonne. Dans le cas contraire, la durée corrigée de la trajectoire est obtenue avec l'équation (6.14).

$$T_f = V_p * T_i / V_c \quad (6.14)$$

En utilisant la durée courante de la trajectoire (T_i), la vitesse à laquelle la trajectoire entre dans la zone cible (V_p) et la constante de vitesse minimale (V_c), il est possible d'obtenir la durée corrigée (T_f) permettant de maintenir la vitesse minimale à l'entrée de la zone cible.

CHAPITRE 7

CONCEPTION DU MODULE DE COMPENSATION DE GRAVITÉ

Ce chapitre présente la conception du module de compensation de gravité. Ce module est nécessaire afin d'assurer une précision de mouvement sans augmenter la rigidité des actionneurs. En effet, les actionneurs compliants fléchissent lorsqu'une force externe est appliquée, ce qui inclut la gravité. Par conséquent, pour que le PEXAT puisse atteindre une position désirée, le couple équivalent à celui exercé par la gravité doit être maintenu en permanence. Ce module permet de s'ajuster au poids changeant de l'utilisateur de l'exosquelette. Dans les sections suivantes, l'estimation géométrique est définie. Elle permet une initialisation de module en établissant une compensation de gravité de base. Par la suite, l'estimation heuristique est définie. Elle permet de raffiner la compensation de gravité en s'ajustant au poids effectif du système utilisateur-exosquelette. La [section 7.1 Gestionnaire d'apprentissage](#) présente les équations d'estimation du couple manquant pour atteindre la position cible. Ensuite, la [section 7.2 Matrice d'apprentissage de gravité](#) présente la méthode utilisée pour organiser l'information acquise. Par la suite, la [section 7.3 Interpolateur](#) présente la méthode utilisée pour calculer le couple exercé par la gravité à partir de l'information acquise pour une position commandée. Finalement, la [section 7.4 Gestionnaire d'oubli](#) présente la désuétude planifiée de l'information acquise dans le cas où celle-ci est erronée.

7.1 Gestionnaire d'apprentissage

Le gestionnaire permet de gérer deux modes de compensation de gravité. Le mode par estimation géométrique permet d'établir la compensation par défaut. Le mode par estimation heuristique permet de raffiner les résultats en apprenant à compenser les variations qui sont dans le système exosquelette-humain.

7.1.1 Estimation géométrique

L'estimation géométrique consiste à déterminer le couple théorique appliqué sur le membre par la gravité. Pour ce calcul, chaque jambe est divisée en segments, telles la cuisse et l'avant-jambe. Cela demande une connaissance des mesures suivantes :

- La distance entre le centre de masse du segment et l'actionneur concerné (l).
- La longueur du segment (L).
- La masse du segment (m).
- L'accélération gravitationnelle ($g = -9.806m/s^2$).
- L'angle du centre de masse du segment par rapport à la gravité (α).
- Le couple de la gravité (τ).

Les variables spécifiques à la hanche sont l_h , L_h , m_h , α_h et τ_h . Les variables spécifiques au genou sont l_k , L_k , m_k , α_k et τ_k . À l'aide de cette information, l'équation générale (7.1) est utilisée.

$$\tau = \sin(\alpha) * m * g * l \quad (7.1)$$

On obtient l'équation (7.2) pour la hanche et l'équation (7.3) pour le genou.

$$\tau_h = \sin(\alpha_h) * m_h * g * l_h + (\sin(\alpha_h) * L_h + \sin(\alpha_k) * l_k) * m_k * g \quad (7.2)$$

$$\tau_k = \sin(\alpha_h + \alpha_k) * m_k * g * l_k \quad (7.3)$$

La configuration de l'exosquelette est sauvegardée dans le fichier de configuration. Cette configuration peut être utilisée par un professionnel de la santé pour inclure la masse des jambes et cuisses de l'utilisateur aux masses utilisées par le calcul. La modélisation du centre de masse global de l'utilisateur n'a pas été adressée dans le cadre de ce projet. Chaque jambe possède sa configuration indépendante pour tous les segments qui la compose. La configuration des masses est utilisée avec les équations présentées pour calculer la valeur par défaut de chaque point et initialiser la matrice d'apprentissage de gravité en l'utilisant. En cours d'exécution, la valeur par défaut est de nouveau utilisée par l'apprentissage heuristique lorsqu'il est faussé au-delà de la limite d'urgence en surcompensation de 0,0349 rad (défini au point "Gestionnaire d'oubli" de la [section 5.5](#)) par une interférence externe. La présence de forces Coriolis et inertielles est compensée par l'estimation heuristique. Cette estimation ne tient pas compte des autres interférences mécaniques que le système peut rencontrer. Ce résultat demeure donc identique pendant toute la durée d'opération du système. Il est à noter que la masse de l'utilisateur va varier d'un moment à l'autre [12]. Cela rend difficile l'utilisation exclusive de cette approche, mais fonctionne très bien à titre de valeur par défaut pour initialiser la matrice d'apprentissage.

7.1.2 Estimation heuristique

L'estimation heuristique permet au système d'apprendre l'impact de la gravité sur le PEXAT et de compenser de façon autonome. L'objectif n'est pas d'avoir un modèle parfait de la gravité, mais une approximation suffisamment proche avec un degré de polyvalence accru. Dans la réalité, la gravité est probablement la force externe la plus importante, mais elle n'est pas la seule. Les forces externes liées la résistance viscoélastique du corps de l'utilisateur vont aussi être omniprésentes. L'approche présentée doit pouvoir fonctionner avec la présence de ces cas d'exception.

À l'aide des commandes de couple envoyées aux actionneurs, le couple manquant est estimé selon l'équation (7.6).

$$G(\tau, K, P_c, P) = \left(\frac{\left(\frac{\tau}{K}\right) + 1.5(P_c - P)}{\left(\frac{\tau}{K}\right) + (P_c - P)} \right) \quad (7.4)$$

$$A(B, V_c, V) = \left((V_c - V) * B \right) \quad (7.5)$$

$$\tau_a = \tau + \left(\left((P_c - P) * K \right) * G(\tau, K, P_c, P) \right) + A(B, V_c, V) \quad (7.6)$$

Tableau 7.1 Description des variables de compensation de gravité

Nom	Description
K	Coefficient d'élasticité du contrôleur
B	Coefficient d'amortissement du contrôleur
P_c	Position capturée
V_c	Vitesse capturée
P	Position de la trajectoire commandée
V	Vitesse non amortie de la trajectoire commandée
τ	Couple de compensation de gravité commandé
τ_a	Couple de compensation de gravité ajusté

Le calcul de la correction de couple à apporter ne conserve pas d'état dans un intégrateur d'une itération à l'autre de l'estimateur. Cette contrainte est une hypothèse simplificatrice qui a été mise de l'avant pour limiter le nombre de scénarios à valider et assurer la sécurité de l'utilisateur en excluant la possibilité d'instabilité due à la rétroaction.

L'estimateur est basé sur un modèle linéaire entre l'erreur de position mesurée et le couple à fournir pour la corriger. Dans le cas d'une jambe effectuant une rotation pour se soulever,

le couple à fournir ne suivra pas ce modèle exactement. Le couple à fournir par chaque articulation dépend de l'angle par rapport à l'horizontale. Par conséquent, le couple brut obtenu à partir de l'erreur de position est sous-évalué lorsque l'articulation se rapproche de l'horizontale. Par exemple, la jambe va se stabiliser à environ $0.9\pi/2$ rad, en relation à la verticale, sur le PEXAT. Pour corriger la situation, l'équation (7.4) de gain est appliquée. Le gain tend vers 1.0 lorsque l'erreur est nulle. Il permet d'améliorer l'exactitude du résultat obtenu au prix d'un peu de précision. Le compromis est viable tant que la précision demeure supérieure à celle d'un être humain en santé.

L'équation de calcul de gravité propre à la géométrie du PEXAT n'a pas été utilisée dans cet estimateur pour éviter de surspécialiser l'apprentissage. Comme mentionné précédemment, cette information est utilisée pour initialiser la matrice d'apprentissage. Cela permet à l'apprentissage subséquent de compenser d'autres types de forces pouvant causer une erreur. Cette hypothèse simplificatrice permet d'observer le comportement du système face à différentes forces externes. Entre autres, cela a permis d'observer la compensation de forces élastiques externes.

L'équation (7.5) du terme de viscosité permet d'annuler l'impact du coefficient de viscosité du contrôleur par impédance sur le couple effectif de l'actionneur. Sans ce terme, le compensateur de gravité va sous-compenser lors des mouvements du PEXAT.

7.2 Matrice d'apprentissage de gravité

Lors de l'utilisation du compensateur, un algorithme d'interpolation est utilisé pour estimer la valeur de gravité en fonction des coordonnées cinématiques du PEXAT. Cette interpolation linéaire est faite entre 16 coordonnées adjacentes. Les variables cinématiques utilisées sont la position de la hanche (P_h), la vitesse de la hanche (V_h), la position du genou (P_g) et la vitesse du genou (V_g). Chaque variable cinématique est associée aux deux coordonnées d'apprentissage les plus proches. Toutes les permutations sont utilisées pour un total de 16 coordonnées d'apprentissage. Le nombre de permutations u est obtenu avec l'équation (7.7) utilisant le nombre de variables cinétiques r et le nombre de coordonnées d'apprentissage utilisé pour chaque variable s .

$$u = s^r \tag{7.7}$$

La figure 7.1 illustre les coordonnées d'apprentissage (rouge, cyan, vert, mauve) pour la coordonnée commandée par la trajectoire (noir).

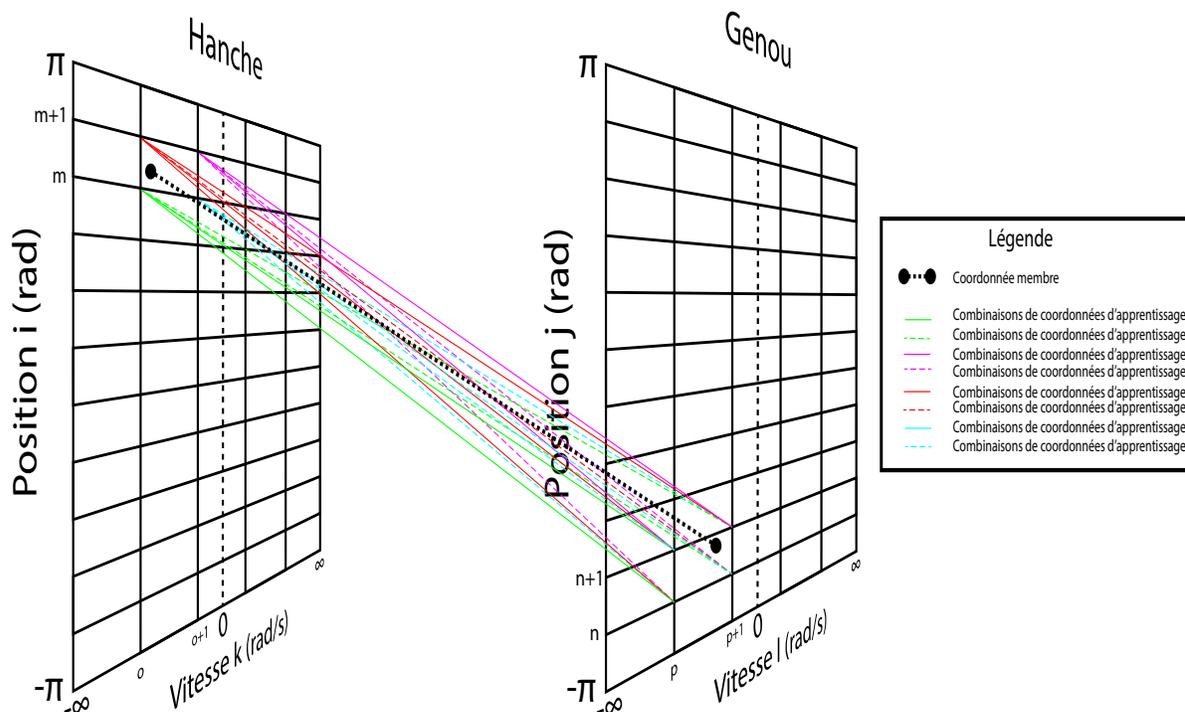


Figure 7.1 Schéma d'interpolation de coordonnées d'apprentissage

L'ensemble des 4 coordonnées d'apprentissage de vitesse permet de couvrir les scénarios statiques et les scénarios dynamiques. Les coordonnées d'apprentissage de vitesse adjacentes à la vitesse nulle ont été positionnées de sorte à améliorer la stabilité de la compensation de gravité lorsque le PEXAT est en position statique. En utilisant deux points d'interpolation placés à ± 0.04 rad/s, la mesure de vitesse du contrôleur peut légèrement osciller lors d'une position statique sans causer un changement des coordonnées d'apprentissage utilisées. Les coordonnées d'apprentissage aux deux extrémités (± 0.12 rad/s) permettent de gérer les scénarios où un mouvement plus important est présent, causant des forces inertielles et des effets Coriolis.

Pour chaque coordonnée de la matrice, il a un vecteur où l'information de compensation de gravité est sauvegardée. Le vecteur peut contenir jusqu'à huit valeurs de compensation en couple. Les données sont mises à jour dans une pile de type premier entré, premier sorti (FIFO).

Lors de la lecture de la valeur à utiliser, l'algorithme élimine la valeur maximale et minimale. Cette étape permet d'éliminer des mesures aberrantes causées par des impacts sur les jambes du PEXAT. Les six valeurs restantes sont utilisées dans un filtre à réponse impulsionnelle finie (FIR) passe-bas d'ordre cinq avec une atténuation de -3 Db à 0.6 Hz.

Le gain du filtre doit être unitaire. Ce filtre numérique est utilisé pour minimiser l'impact initial d'une donnée acquise. Si le nombre de données est insuffisant pour le filtre, les données sont dupliquées de façon proportionnelle pour atteindre les six valeurs requises. Ce compromis permet aux coordonnées peu visitées de contribuer proportionnellement aux autres points de l'interpolation. L'algorithme B.1 détaille ce traitement.

L'apprentissage est déclenché à intervalle régulier. Toutes les mesures de performances ont un poids d'assigné représentant sa pertinence. À chaque fois que l'apprentissage est déclenché, la mesure ayant le poids le plus élevé pour un point d'apprentissage donné est ajoutée à la matrice d'apprentissage. Les équations suivantes sont utilisées pour calculer le poids d'apprentissage d'une mesure. L'équation (7.8) permet d'obtenir l'index le plus proche de la position (P) fournie. Les variables utilisées par les équations sont décrites dans le tableau 7.2.

$$pidx(P, P_{min}, P_{max}, S) = rnd \left(\frac{S - 1}{P_{max} - P_{min}} * (P - P_{min}) \right) \quad (7.8)$$

L'équation (7.9) permet d'obtenir la position associée à l'index (I) fourni.

$$pos(I, P_{min}, P_{max}, S) = I \left(\frac{P_{max} - P_{min}}{S - 1} \right) + P_{min} \quad (7.9)$$

L'équation (7.10) permet d'obtenir l'index le plus proche de la vitesse (V) fournie.

$$vidx(V) = rnd \left(\frac{V + V_m}{\frac{2V_m}{S_v - 1}} \right) \quad (7.10)$$

L'équation (7.11) permet d'obtenir la vitesse associée à l'index (I) fourni.

$$vit(I) = I \left(\frac{2V_m}{S_v - 1} \right) - V_m \quad (7.11)$$

L'équation (7.12) permet d'obtenir le poids d'apprentissage d'une mesure.

$$\begin{aligned}
 W = & \left(\frac{S_h | \text{pos}(\text{pid}x(P_h, P_{h_{min}}, P_{h_{max}}, S_h), P_{h_{min}}, P_{h_{max}}, S_h) - P_h |}{P_{h_{max}} - P_{h_{min}}} \right)^2 + \\
 & \left(\frac{S_g | \text{pos}(\text{pid}x(P_g, P_{g_{min}}, P_{g_{max}}, S_g), P_{g_{min}}, P_{g_{max}}, S_g) - P_g |}{P_{g_{max}} - P_{g_{min}}} \right)^2 + \\
 & \left(\frac{S_v | \text{vit}(\text{vid}x(V_h)) - V_h |}{2V_m} \right)^2 + \\
 & \left(\frac{S_v | \text{vit}(\text{vid}x(V_g)) - V_g |}{2V_m} \right)^2
 \end{aligned} \tag{7.12}$$

Tableau 7.2 Description des variables du calcul de poids d'apprentissage

Nom	Description
P_{min}	Position d'apprentissage inférieur
P_{max}	Position d'apprentissage supérieur
V_m	Vitesse d'apprentissage maximale
S_v	Nombre de vitesses d'apprentissage
P_h	Position commandée de la hanche
$P_{h_{min}}$	Position minimale de la hanche
$P_{h_{max}}$	Position maximale de la hanche
S_h	Nombre de positions d'apprentissage de la hanche
P_g	Position commandée du genou
$P_{g_{min}}$	Position minimale du genou
$P_{g_{max}}$	Position maximale du genou
S_g	Nombre de positions d'apprentissage du genou

Un exemple est fourni par les tableaux A.1 et A.2. Plus l'acquisition est proche du point d'apprentissage, plus la valeur de compensation est précise, particulièrement lorsque la compensation requise ne suit pas une distribution linéaire en fonction de la position, comme dans le cas de la gravité.

Afin de conserver la capacité d'adaptation du système, une interpolation inverse n'est pas utilisée pour estimer la valeur de compensation au point d'apprentissage. Cette approche cause une sur-spécialisation qui détériore les performances du système dans les scénarios ne correspondant pas à l'interpolation inverse utilisée. De plus, dans le cas de la gravité, il est nécessaire de connaître l'orientation de la gravité, ce que le PEXAT ne peut faire dans la configuration actuelle.

7.3 Interpolateur

Lors de l'utilisation des valeurs de compensation de gravité, les chances d'être exactement aux positions d'apprentissage sont très faibles. Pour obtenir des résultats qui évoluent avec la position du PEXAT, il est nécessaire de faire de l'interpolation entre les coordonnées d'apprentissage.

L'interpolateur utilisé est linéaire. Le poids relatif de chaque coordonnée d'apprentissage est calculé en fonction de la distance avec la coordonnée commandée à l'aide de l'équation (7.13). Les variables sont définies dans le tableau 7.2.

$$W(i, j, k, l) = \frac{S_h |pos(i, P_{h_{min}}, P_{h_{max}}, S_h) - P_h|}{P_{h_{max}} - P_{h_{min}}} * \frac{S_g |pos(j, P_{g_{min}}, P_{g_{max}}, S_g) - P_g|}{P_{g_{max}} - P_{g_{min}}} * \frac{S_v |vit(k) - V_h|}{2V_m} * \frac{S_v |vit(l) - V_g|}{2V_m} \quad (7.13)$$

Le produit entre la valeur de compensation de gravité à la coordonnée d'apprentissage et son poids relatif permet d'obtenir sa contribution. La somme de toutes les contributions donne le résultat de l'interpolation à l'aide de l'équation (7.14).

$$\tau = \sum_{\substack{i=m \\ j=n \\ k=o \\ l=p}}^{p+1} W(i, j, k, l) * grav(i, j, k, l) \quad (7.14)$$

L'algorithme B.2 présente la gestion des cas limites de cette approche où la totalité des huit points d'apprentissage n'est pas disponible. Cela se produit aux extrémités des plages d'apprentissage. C'est particulièrement probable dans le cas des coordonnées en vitesse où la vitesse du PEXAT peut être plus grande que la vitesse maximale d'apprentissage. C'est possible aussi pour les coordonnées de position aux limites opérationnelles du PEXAT, quoique plus rare, car le planificateur de trajectoire tente activement d'éviter ce scénario.

7.4 Gestionnaire d'oubli

Le système utilise 16 coordonnées pour interpoler la compensation de gravité, mais il met seulement à jour la compensation de gravité de la coordonnée la plus proche. Un problème peut survenir lorsqu'une coordonnée d'apprentissage en périphérie est peu visitée pour

être mise à jour. Si celle-ci contient une valeur anormale (comme un impact), cela peut prendre une longue période de temps avant que cette valeur ne soit remplacée.

Lorsque la coordonnée d'apprentissage erronée cause une surcompensation, cela pourrait causer un dépassement de la position désirée par le membre du PEXAT. Si ça se produisait au-dessus de l'horizontale, le membre se retrouverait dans une situation où la compensation de gravité requise diminue plus il s'éloigne de la cible, rendant le système instable.

Pour résoudre cette situation, une mécanique d'oubli plus rapide a été mise en place. Une limite d'urgence est fixée. Lorsqu'une surcompensation est détectée, il y a deux scénarios selon si la limite d'urgence est dépassée ou non :

- Si la limite d'urgence n'est pas dépassée, un ratio entre le dépassement de la position cible et la limite d'urgence est calculé à l'aide de l'équation (7.15). Ce ratio est sauvegardé dans la matrice d'apprentissage des 16 coordonnées utilisées. Ce ratio d'erreur est cumulatif et lorsqu'il dépasse 1.0 pour une coordonnée d'apprentissage, la plus vieille valeur d'apprentissage est supprimée et le ratio est réinitialisé à zéro. Lorsque la dernière valeur d'apprentissage est supprimée, la coordonnée va utiliser la valeur d'initialisation géométrique.

$$ratio = \frac{p_{erreur}}{p_{limite}} \quad (7.15)$$

- Si la limite d'urgence est dépassée, toutes les valeurs d'apprentissage des 16 coordonnées sont supprimées pour utiliser la valeur d'initialisation géométrique. C'est un scénario extrêmement rare dans les télémétries recueillies lors de différentes expérimentations et se produisent lorsque des erreurs de positions sont causées en retenant les jambes suffisamment longtemps.

CHAPITRE 8

PROTOCOLES EXPÉRIMENTAUX

Ce chapitre présente les trajectoires conçues pour tester le système et évaluer ses performances selon les critères présentés. La trajectoire de démarche humaine permet de simuler le mouvement continu d'une personne qui marche. Elle permet de tester le PEXAT dans un scénario où il n'y a pas de périodes statiques pour se stabiliser. La trajectoire par palier permet de tester différents points statiques pour évaluer la stabilité de la position résultante. Ensuite, le choix de graphe pour représenter les performances du système est présenté.

8.1 Performances désirées

Afin de déterminer le niveau de performance nécessaire pour le PEXAT, les performances d'un individu sain ont servi de référence, plus particulièrement, la précision proprioceptive des membres sans l'utilisation de la vision. Lorsque de la démarche humaine, les yeux sont rarement utilisés pour améliorer la précision du positionnement des pieds. Ceux-ci sont utilisés pour planifier la trajectoire et éviter les obstacles.

La moyenne absolue de la performance proprioceptive d'un être humain en santé est en environ 0.0777 rad comme indiqué à la section 3.6 [82]. La valeur d'erreur maximale acceptée pour le PEXAT a été définie à 0.0698 rad. Elle se convertit en une valeur entière de 4°. Cela simplifie l'interprétation des fichiers de persistance des matrices d'apprentissage, une fois convertis en degrés, lors du développement sans trop s'éloigner de la moyenne de 0.0777 rad.

Les performances du PEXAT sont alors évaluées selon ces trois critères :

- $< |0.0349|$ rad : C'est la performance optimale désirée pour le système. Elle offre une précision plus que deux fois supérieure à celle de la moyenne des utilisateurs en santé.
- entre $|0.0349|$ rad et $|0.0698|$ rad : C'est le seuil de performance acceptable pour une minorité de cas. À ses pires performances, le système doit se comporter aussi bien que la moyenne des utilisateurs en santé.

- $> |0.0698|$ rad : Ce seuil de performance est inférieur à la moyenne des utilisateurs en santé. Elle ne devrait être rencontrée que dans les cas où un impact externe est survenu.

Ces critères sont utilisés pour les deux types de trajectoires utilisés pour l'expérimentation.

8.2 Trajectoire de démarche humaine

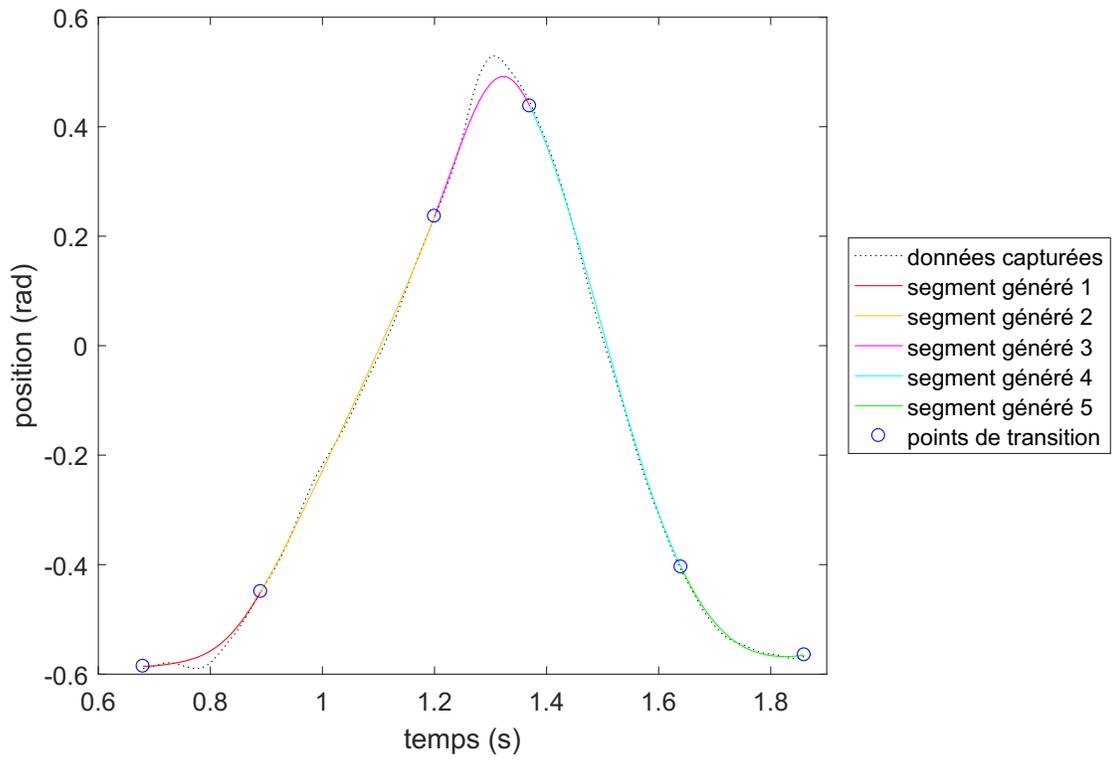
Le *Carnegie Mellon University Graphics Lab Motion Capture Database* (CMUGLMCD) a permis d'obtenir la capture de la démarche d'une personne en santé [11]. À partir de ces données, les positions radiales sur le plan sagittal des articulations ont été extraites. Lors de la génération de la trajectoire du PEXAT, la longueur des membres n'a pas été corrigée pour refléter leur projection sur le plan sagittal, ce qui cause une légère déformation visuelle. Par exemple, le mouvement rectiligne du pied au sol est légèrement courbé.

La démarche humaine est sous-divisée en quatre phases, comprenant le support sur les deux jambes, le balancement de la jambe droite vers l'avant, le retour au support sur les deux jambes et le balancement de la jambe gauche vers l'avant [48]. L'hypothèse originale était d'avoir un polynôme quintique pour chaque phase [69]. Dans la pratique, cela fonctionnait bien pour la hanche et le genou individuellement. Cependant, les points de transition ne se situent pas au même moment. La gestion des trajectoires polynomiales du PEXAT requiert un point de transition commun entre les trajectoires du genou et de la hanche. Pour concilier les deux, une série de cinq trajectoires polynomiales est utilisée. Les données de vitesse et d'accélération sont obtenues à l'aide d'une approximation centrée à l'aide des équations (8.1) et (8.2).

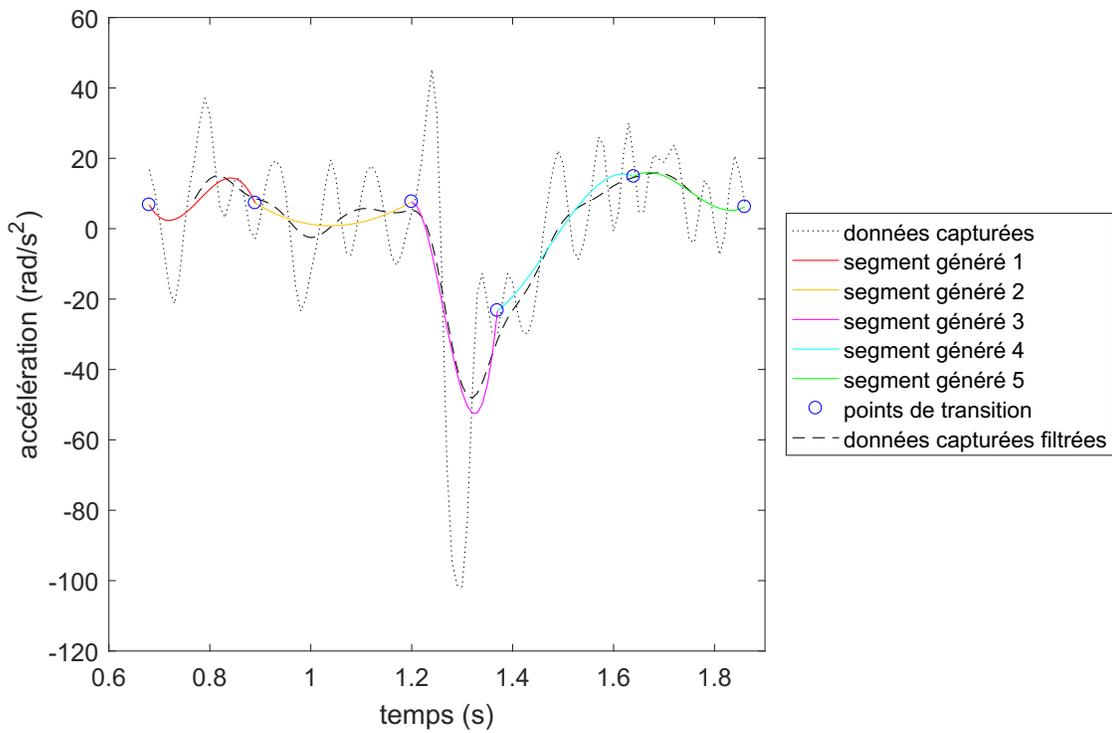
$$v_i = \frac{p_{i+1} - p_{i-1}}{t_{i+1} - t_{i-1}} \quad (8.1)$$

$$a_i = \frac{v_{i+1} - v_{i-1}}{t_{i+1} - t_{i-1}} \quad (8.2)$$

La figure 8.1a illustre une trajectoire de hanche capturée par le *Carnegie Mellon University* (CMU) et les trajectoires polynomiales obtenues à partir des données cinématiques du CMU aux points de transition. La figure 8.1b montre la courbe d'accélération correspondante, obtenue à l'aide de l'approximation centrée. Au temps 1.25 sec, l'impact du pied sur le sol est observable, causant un changement soudain de l'accélération du membre. Le polynôme ne reproduit pas la nature impulsive de la contraction musculaire [84] qui se traduit par une oscillation de la courbe d'accélération. Les points de transition observés sur cette courbe ne sont pas parfaitement harmonisés. Cela cause l'apparition de pointes



(a) Position brute



(b) Accélération brute

Figure 8.1 Trajectoire brute de démarche humaine à la hanche

dans la courbe d'accélération produite par la jonction de deux polynômes quintiques. C'est principalement dû à la marge d'erreur des acquisitions et de l'approximation centrée qui causent une erreur dans les valeurs utilisées pour calculer les coefficients des polynômes quintiques. Ces pointes sont des points où un *jerk* plus important est observé. Pour minimiser ce problème, une optimisation à la main a été faite sur ces courbes pour obtenir de nouvelles courbes mieux harmonisées. Pour ce faire, il faut harmoniser les valeurs de vitesse et d'accélération en les rapprochant de la courbe filtrée. L'objectif est de minimiser la discontinuité observée à chaque point de transition sur les courbes de vitesse et d'accélération. Le tableau 8.1 monte les accélérations brutes et optimisées d'un point de transition.

La figure 8.2 illustre ces nouvelles courbes. La figure 8.2b présente maintenant une courbe plus uniforme minimisant le *jerk* ressenti. La figure 8.3 illustre la trajectoire du genou sur la même démarche provenant du CMU avec les courbes optimisées en utilisant la technique discutée. Les courbes utilisées sur le PEXAT ont été modifiées dans le cas où les limites de son espace de travail étaient dépassées. Ces modifications consistent à ajuster les vitesses et accélérations des courbes obtenues à partir des données du CMU et des optimiser de nouveau si nécessaire. La même trajectoire est utilisée pour chaque jambe avec une phase de 0.9 sec entre les deux. La durée totale de la trajectoire est de 19.04 sec. Cette trajectoire est exécutée en boucle continue. Le point de transition initial et le point de transition final ont la même valeur afin de permettre d'enchaîner ses exécutions sans nécessiter de pauses ou de trajectoires de jonction.

Tableau 8.1 Données du point de transition à 1.37 sec sur la hanche

Temps s	Accélération brute (m/s^2)	<i>Jerk</i> brut (m/s^3)	Accélération optimisé (m/s^2)	<i>Jerk</i> jerk (m/s^3)
1.36	-35.60	-	-34.84	-
1.37	-23.27	1233	-32.27	257
1.38	-22.12	115	-28.29	398

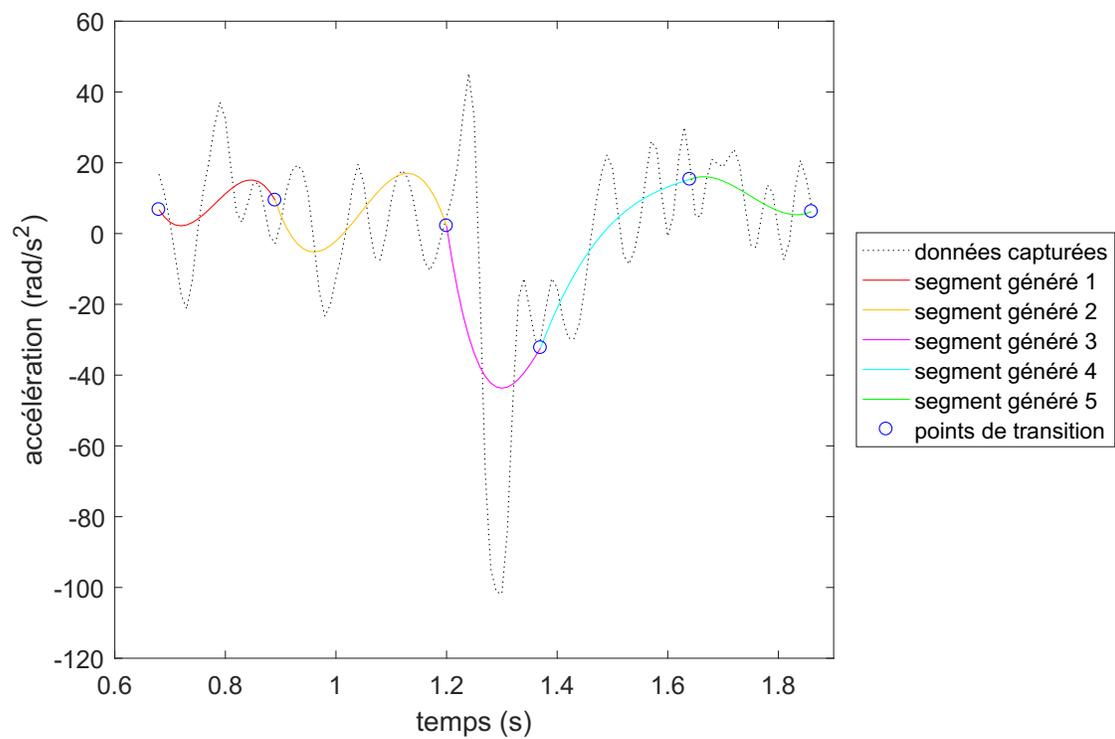
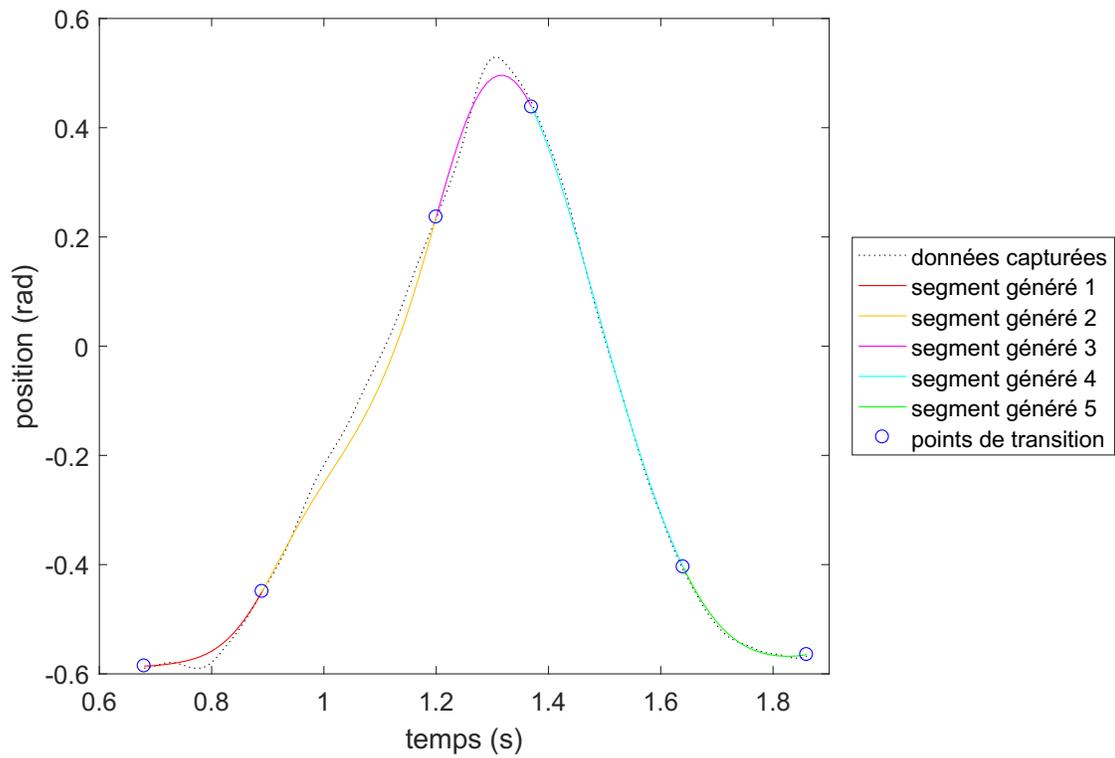


Figure 8.2 Trajectoire optimisée de démarche humaine de la hanche

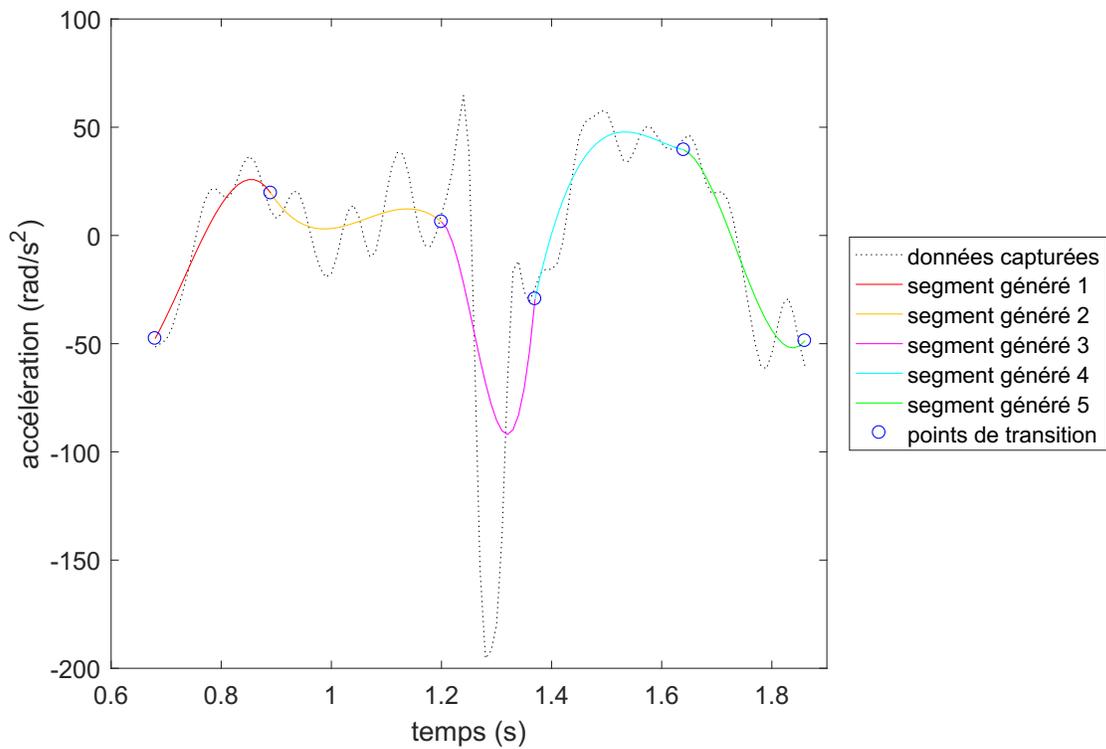
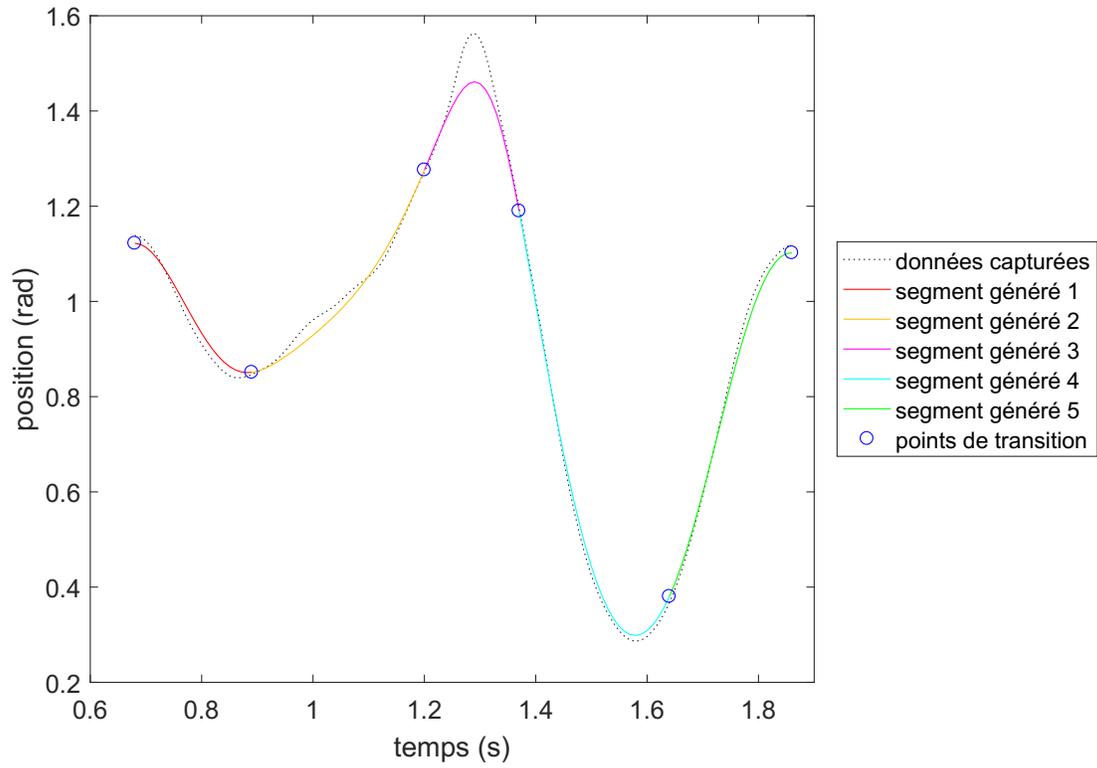


Figure 8.3 Trajectoire optimisée de démarche humaine du genou

8.3 Trajectoire par palier

Cette trajectoire est constituée d'alternance entre des paliers où le PEXAT maintient une série de positions statiques et les déplacements requis. Chaque point de transition est suffisamment espacé dans le temps pour permettre aux joints de pleinement se stabiliser avant de passer au palier suivant. Cette trajectoire permet de mesurer les performances du PEXAT dans les situations où maintenir une position statique est requise. Les figures 8.4 et 8.5 présentent une boucle de cette trajectoire. Elle peut être répétée aussi souvent que nécessaire. Elle comprend plusieurs paliers de différentes valeurs pour obtenir une bonne couverture sur l'espace de travail du PEXAT. Les deux jambes utilisent la même trajectoire avec une phase de 0.9 sec entre les deux. La durée totale de la trajectoire est de 480 sec.

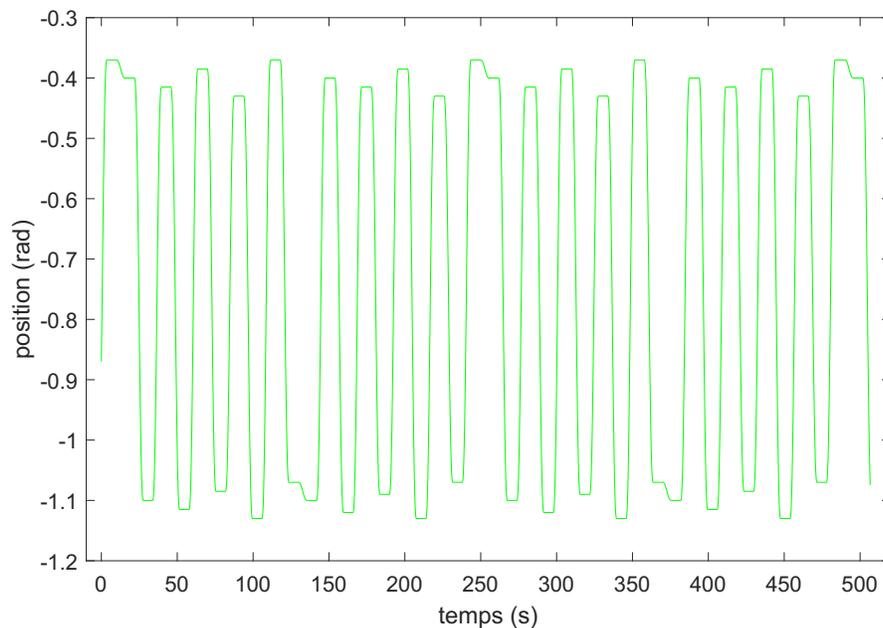


Figure 8.4 Trajectoire par palier de la hanche

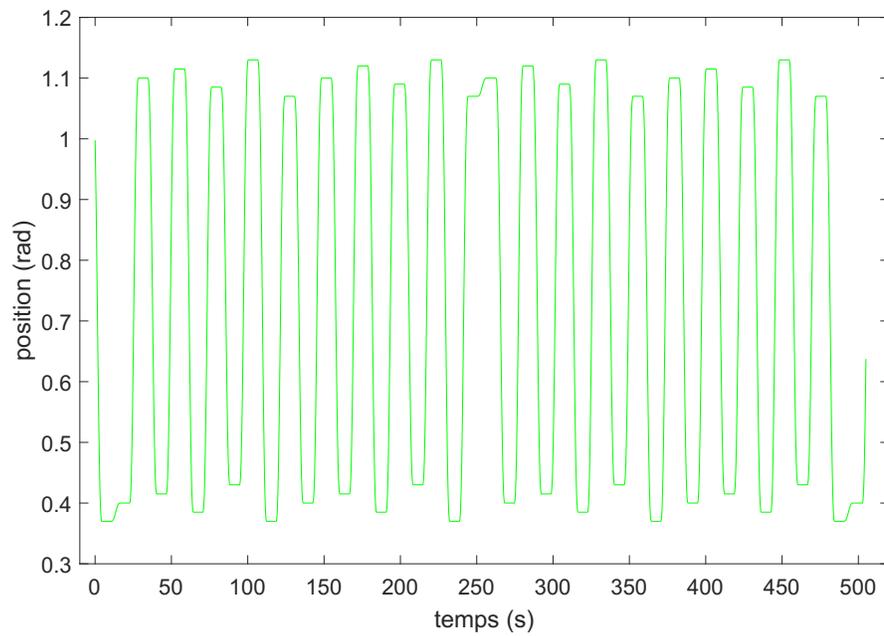


Figure 8.5 Trajectoire par palier du genou

CHAPITRE 9

TESTS DE COMPENSATION DE GRAVITÉ

Ce chapitre présente les résultats du module de compensation de gravité. Les sections suivantes présentent que les performances de l'apprentissage par estimation heuristique sont significativement améliorées. Par la suite, les performances aux interférences externes sont présentées pour démontrer que le système peut s'adapter à différentes conditions opérationnelles. Finalement, la stabilité des performances est démontrée sur une longue période de temps.

9.1 Guide d'interprétation des graphes de performances

Les graphes utilisés dans le chapitre 9 utilisent le type de graphe suivant. Les graphes de position sont obtenus en segmentant les données recueillies en blocs de taille égale. La taille de chaque bloc est un multiple entier de la trajectoire utilisée. Cela permet de s'assurer que la même séquence de points est utilisée pour chaque bloc, ce qui permet d'illustrer l'évolution de l'apprentissage dans le temps. La taille du bloc est indiquée dans l'entête de la légende. Cette approche segmentée est inspirée par [Pilarski *et coll.* \[66\]](#). Les données présentent le résultat d'une séquence d'apprentissage unique jusqu'au moment où l'apprentissage s'est stabilisé. Chaque point dans les graphes représente les statistiques calculées pour chacun de ces blocs, c'est-à-dire la moyenne de l'erreur absolue du bloc ainsi que l'écart-type. Dans une distribution gaussienne, environ 68% des erreurs vont se situer entre les limites de l'écart-type. Il est préférable d'avoir un écart-type le plus petit possible. Les zones créées par les seuils de performance discutés dans la section précédente sont identifiées par leur couleur de fond. La figure 9.1 montre un exemple de ce type de graphe ayant un résultat désiré. La trajectoire utilisée pour cette figure est la démarche humaine, qui a une durée de 19 sec. La taille du bloc représente donc neuf exécutions de la trajectoire. Le calcul de la moyenne sur l'erreur absolue donne un résultat plus représentatif de l'exactitude effective. Il est à noter que l'erreur mesurée ne tend pas à être uniforme sur l'ensemble de l'espace de travail, car le couple généré par la gravité varie en fonction de l'angle du membre.

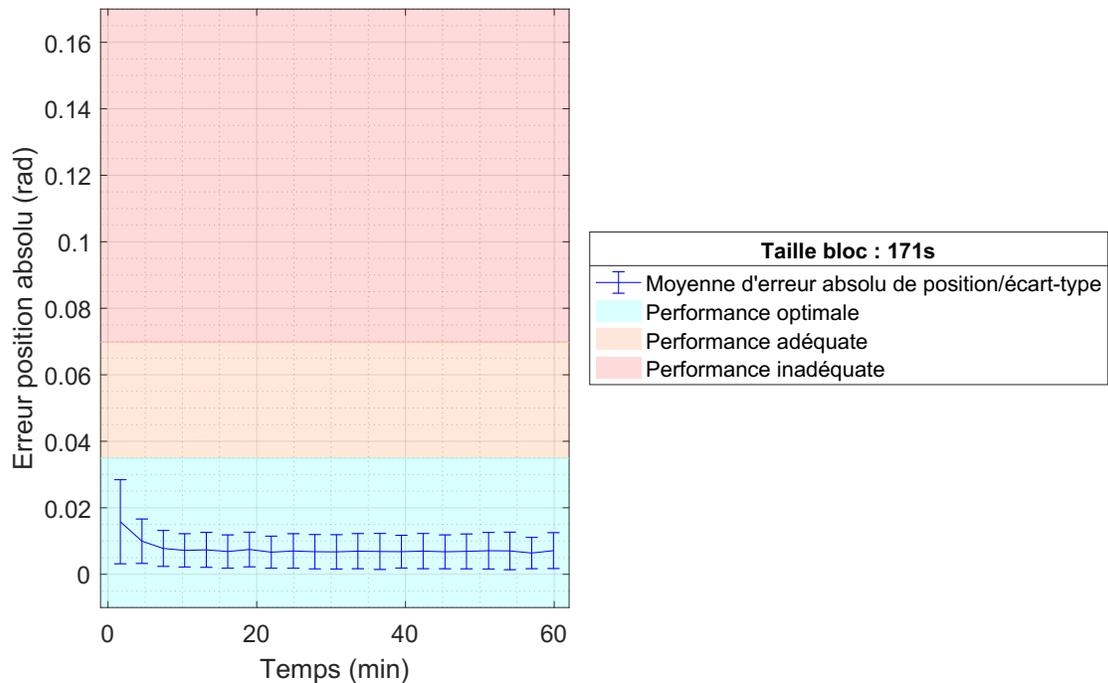


Figure 9.1 Exemple de graphe d'erreur de position désiré

9.2 Compensation de gravité par estimation heuristique

Les figures 9.2 et 9.5 montrent la performance du PEXAT sans compensation de gravité lors d'une trajectoire de démarche humaine. Les erreurs de position sont distribuées de façon aléatoire. C'est dû au fait que l'erreur mesurée est dépendante de la position des segments des membres du PEXAT. En effet, plus le couple exercé augmente plus le segment se rapproche de l'axe horizontal. Sur la figure 9.2, cette distribution est observée par un grand écart-type pouvant aller jusqu'à 0.0610 rad sur les hanches. La figure 9.5 montre un grand écart-type pouvant aller jusqu'à 0.05358 rad sur les genoux.

Les figures 9.3 et 9.6 montrent la performance du PEXAT avec la compensation de gravité par estimation géométrique, comme discuté dans la sous-section 7.1.1. Les masses utilisées pour le calcul sont estimées à l'aide des plans SolidWorks CAD du PEXAT. La masse supplémentaire de 0.454 kg (1 lb) à la cheville a été ajoutée à la main dans l'estimation. L'erreur présente de la compensation de gravité est devenue plus uniforme sur l'ensemble de l'espace de travail. La figure 9.3 montre un écart-type maximal de 0.01730 rad sur les hanches. La figure 9.6 montre un écart-type maximal de 0.05948 rad sur les genoux.

L'algorithme de compensation de gravité est capable de fonctionner avec une matrice initialisée à zéro. Pour accélérer le processus d'apprentissage, la matrice est initialisée à

l'aide du résultat du calcul géométrique de gravité. Le calcul est fait à l'aide de masses légèrement sous-évaluées afin d'éliminer le risque de sur-compensation avec les données initiales.

L'algorithme heuristique présenté à la section 7.1.2 prend la relève pour finaliser l'apprentissage. Les figures 9.4 et 9.7 montrent la performance du PEXAT avec la compensation de gravité heuristique. Elles montrent que l'écart-type est fortement diminué et que l'écart-type maximum après l'apprentissage est de 0.005643 rad pour les hanches et de 0.009861 rad pour les genoux. Cela montre une constance dans la performance du système. Les figures montrent que la moyenne de l'erreur de position et son écart-type correspondant est complètement sous le seuil de performance optimale. Les maximums sont également sous le seuil de performance adéquate, sauf pour de rares exceptions.

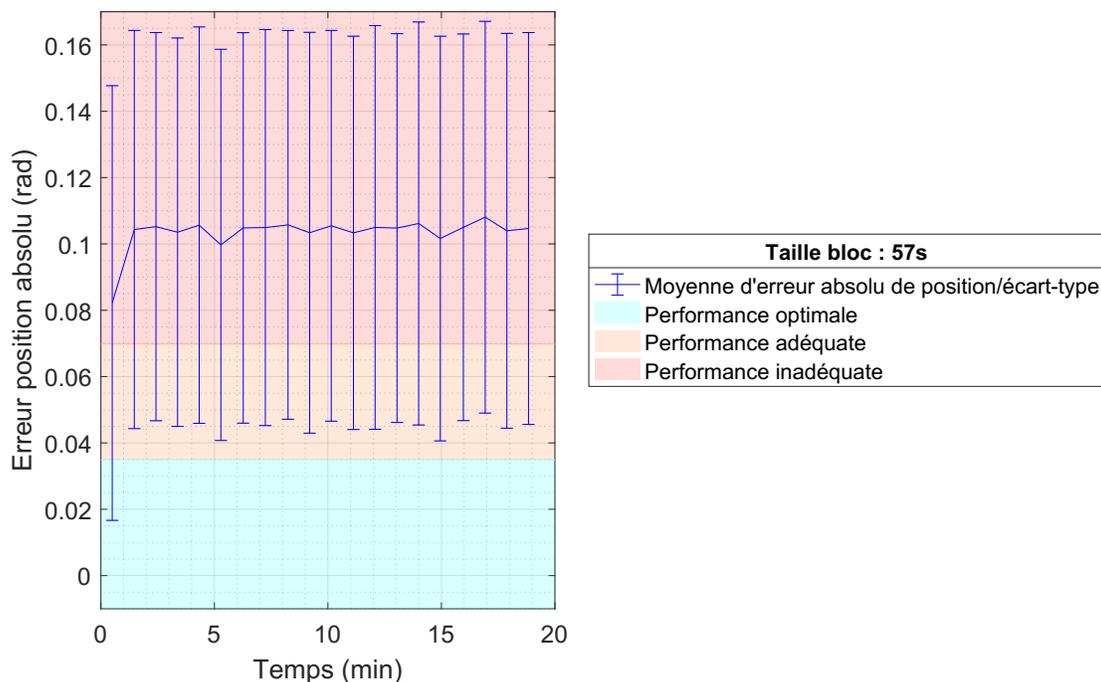


Figure 9.2 Hanche gauche - erreur de position sans compensation de gravité

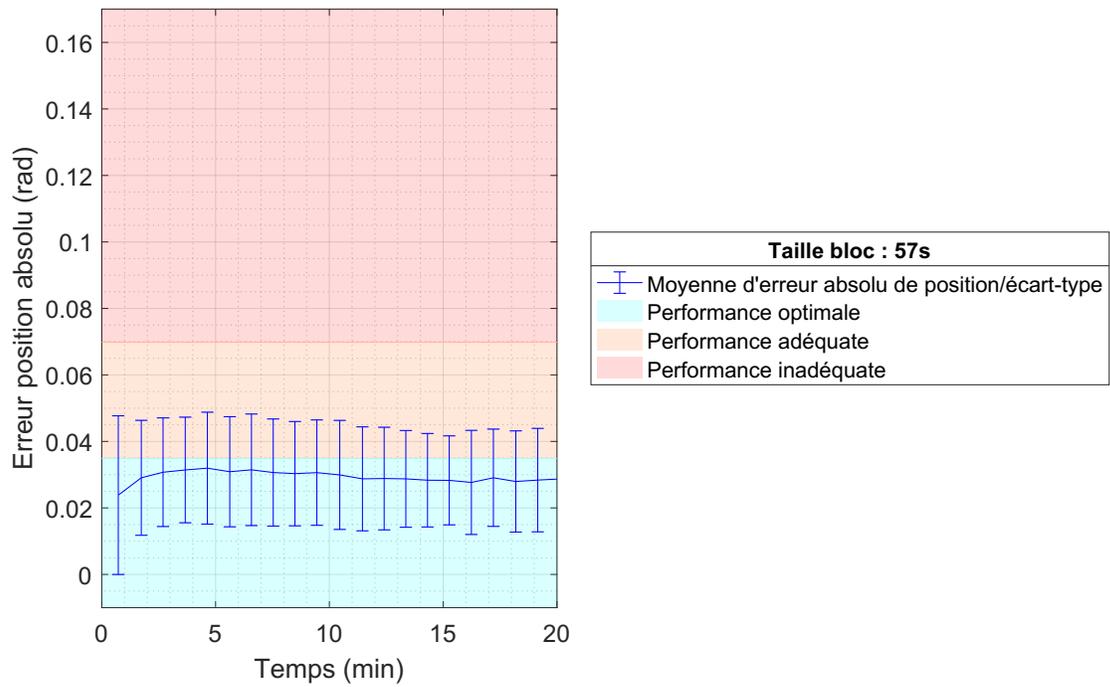


Figure 9.3 Hanche gauche - erreur de position avec compensation de gravité par estimation géométrique

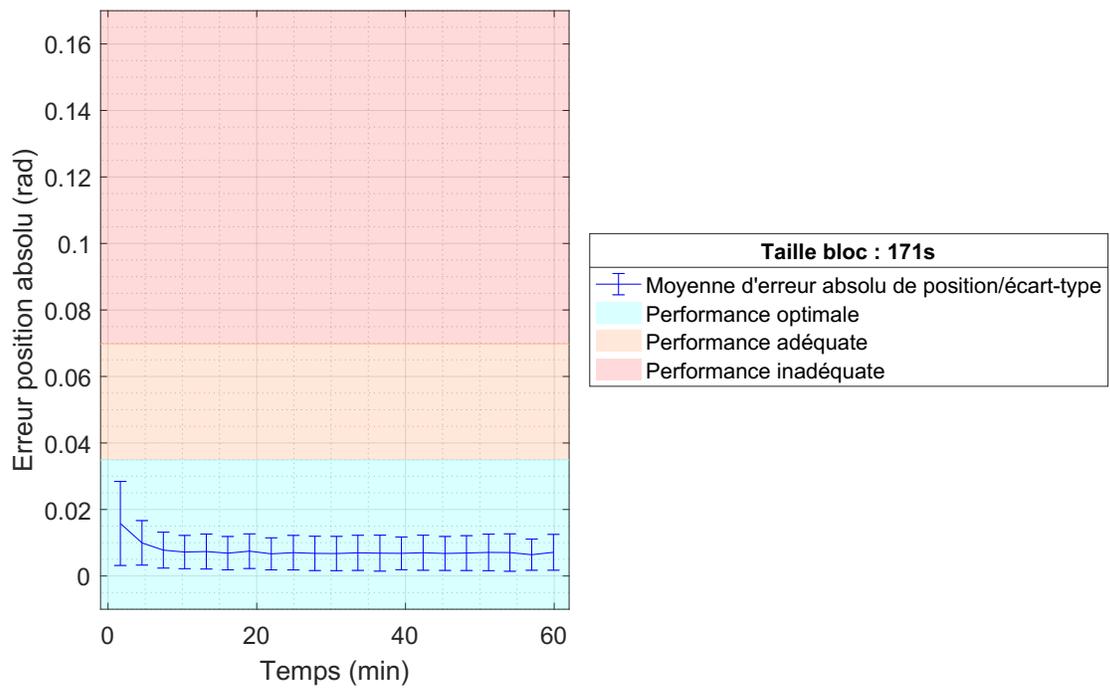


Figure 9.4 Hanche gauche - erreur de position avec compensation de gravité par estimation heuristique

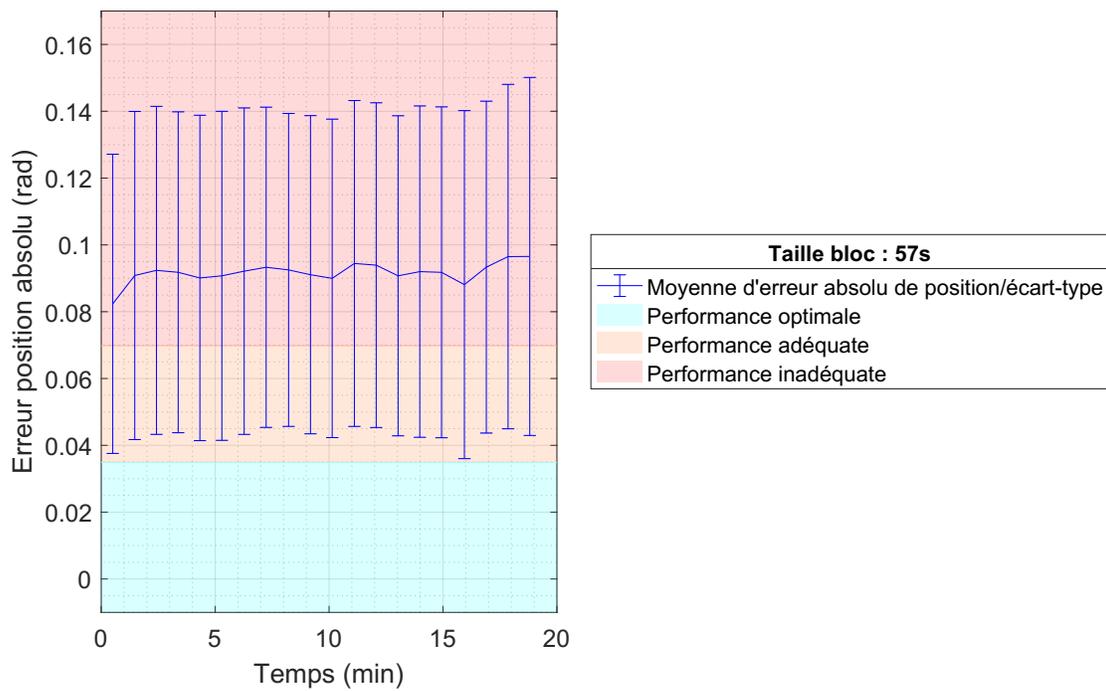


Figure 9.5 Genou gauche - erreur de position sans compensation de gravité

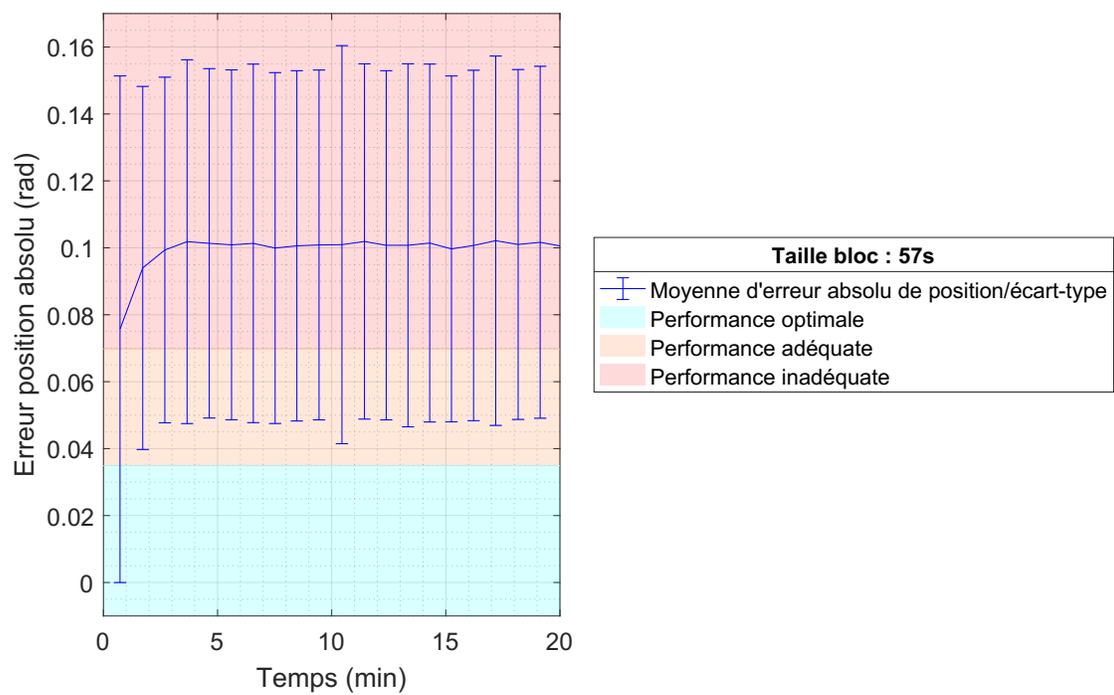


Figure 9.6 Genou gauche - erreur de position avec compensation de gravité par estimation géométrique

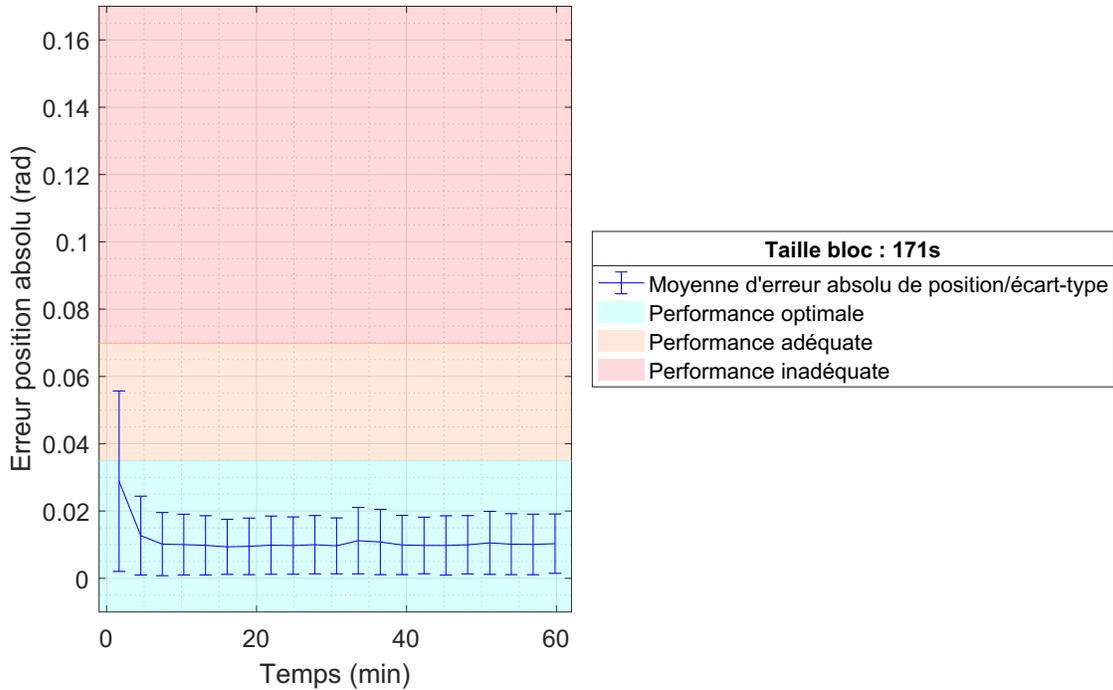


Figure 9.7 Genou gauche - erreur de position avec compensation de gravité par estimation heuristique

9.3 Interférence élastique externe

En étudiant les données d'apprentissage, il a été observé que les câbles du PEXAT causaient une résistance élastique au mouvement du genou. Celle-ci a été compensée automatiquement par la compensation de gravité. La trajectoire de démarche humaine est utilisée.

Le même résultat a été obtenu avec des bandes élastiques, significativement plus fortes, attachées au PEXAT. Dans cette expérimentation, des élastiques de type benji ont été installés sur le PEXAT pour fausser ses résultats (voir figure 9.8). Les bandes placées aux genoux créent une tension en flexion. Les bandes placées aux hanches créent une tension en flexion aux hanches. Cette orientation a été utilisée pour obtenir des forces opposées à celle de la gravité.

La figure 9.9 montre les résultats du PEXAT avec la compensation de gravité heuristique utilisée comme référence. Elle se stabilise avec une moyenne d'environ 0.00946 rad avec un écart-type de 0.006245. La figure 9.10 montre les résultats de la compensation de l'interférence élastique. La moyenne se stabilise à environ 0.01197 rad avec un écart-type de 0.08776. Une fois stabilisées, elles montrent que la compensation de l'interférence élastique donne une performance similaire à la compensation de la gravité seule. La figure 9.10

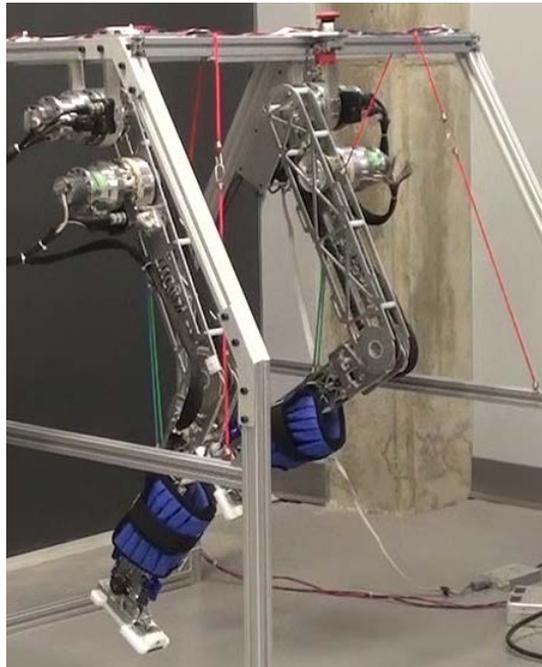


Figure 9.8 PEXAT avec bandes élastiques. Les bandes vertes sont placées aux genoux. Les bandes rouges sont placées aux hanches.

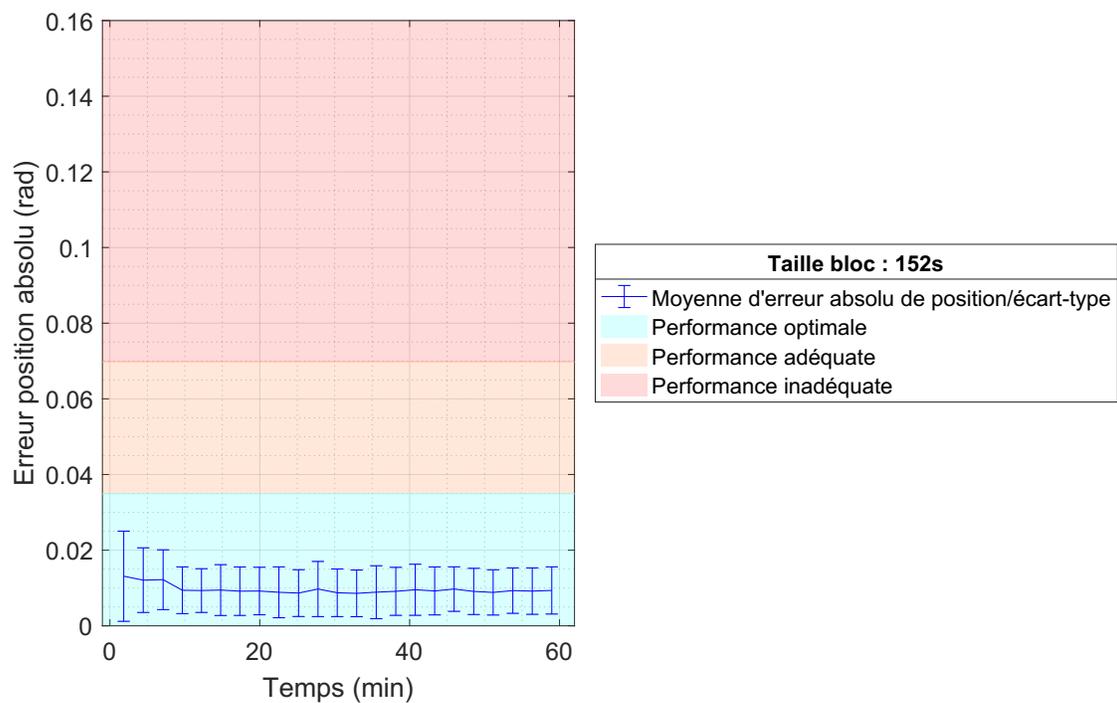


Figure 9.9 Genou gauche - erreur de position avec compensation de gravité heuristique

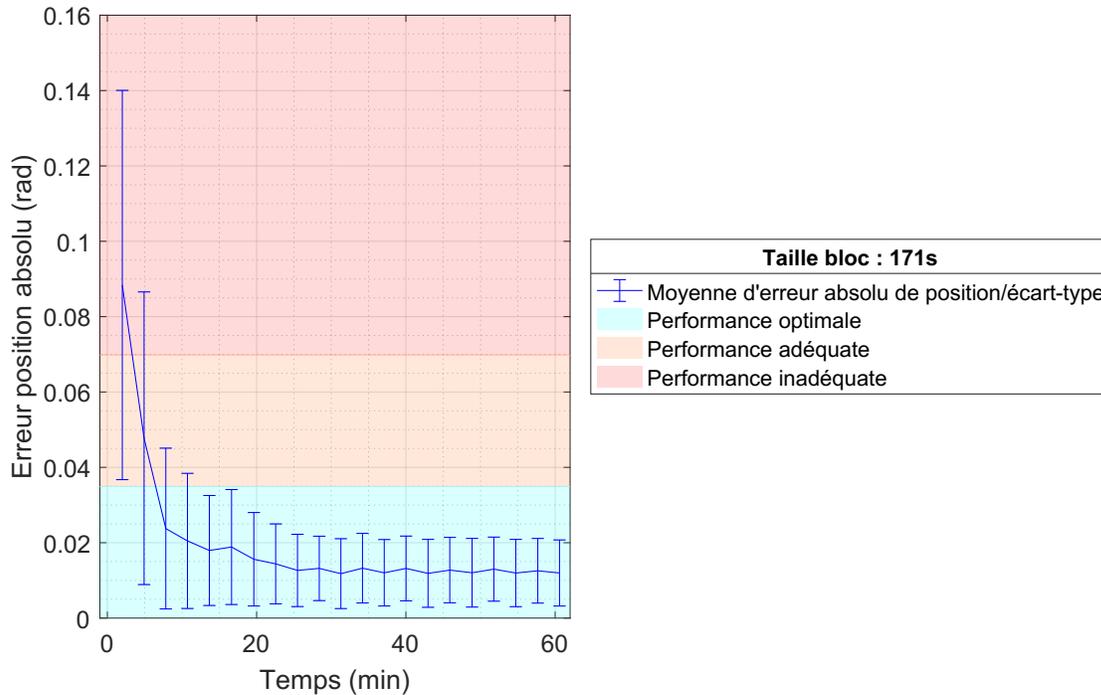


Figure 9.10 Genou gauche - erreur de position avec compensation de gravité heuristique et interférence élastique

montre une légère augmentation de l'écart-type. Dans l'ensemble, les performances restent bien en deçà du seuil de performance optimale. Cette différence peut être attribuable au glissement de l'élastique sur la structure du PEXAT. Ce glissement peut générer du *stick-slip*. L'utilisation d'une poulie à chaque point de contact minimiserait ce phénomène.

9.4 Gestion d'interférence externe

Lors de l'expérimentation, la position des jambes du PEXAT était modifiée à la main en appliquant des poussées d'environ 2,2 sec en moyenne pendant les deux premières minutes d'opération, comme montrée sur la figure 9.11. La trajectoire par palier est utilisée et elle possède une durée de 480 sec. La figure 9.12 montre la trajectoire et les positions du PEXAT lors d'une interférence externe. La manipulation commence au temps 74,70 sec (temps (a) sur la figure). Elle est constituée de deux poussées vers le bas. L'orientation de la gravité est à la position 0 rad. Le PEXAT est relâché au temps 76,32 sec (temps (b) sur la figure). Le PEXAT se stabilise sur sa trajectoire au temps 78,06 sec (temps (c) sur la figure). Le temps de récupération est donc de 1,74 sec dans ce cas. Au cours de cette expérimentation, un total de quatre interférences externes ont été exécutées sur le PEXAT. Le temps de récupération moyen est de 1,95 sec avec un écart-type de 0.3934. Pour faire une étude statistique plus avancée, il est nécessaire de faire un nombre plus

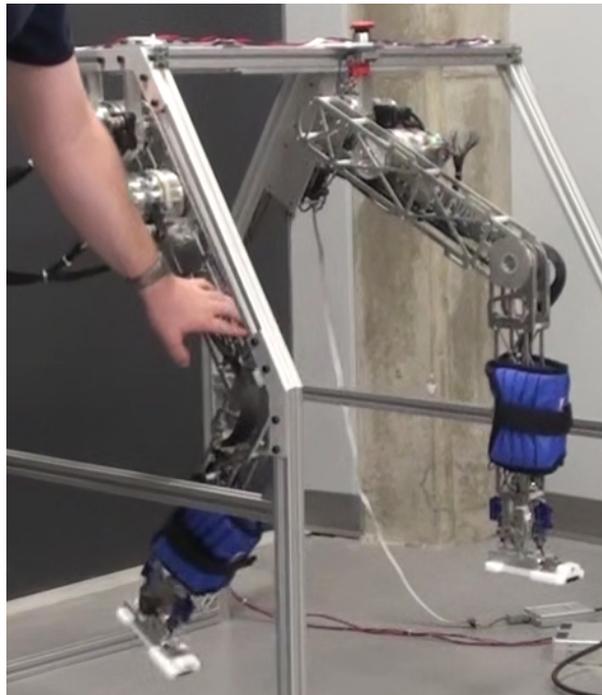


Figure 9.11 Poussée manuelle sur le PEXAT

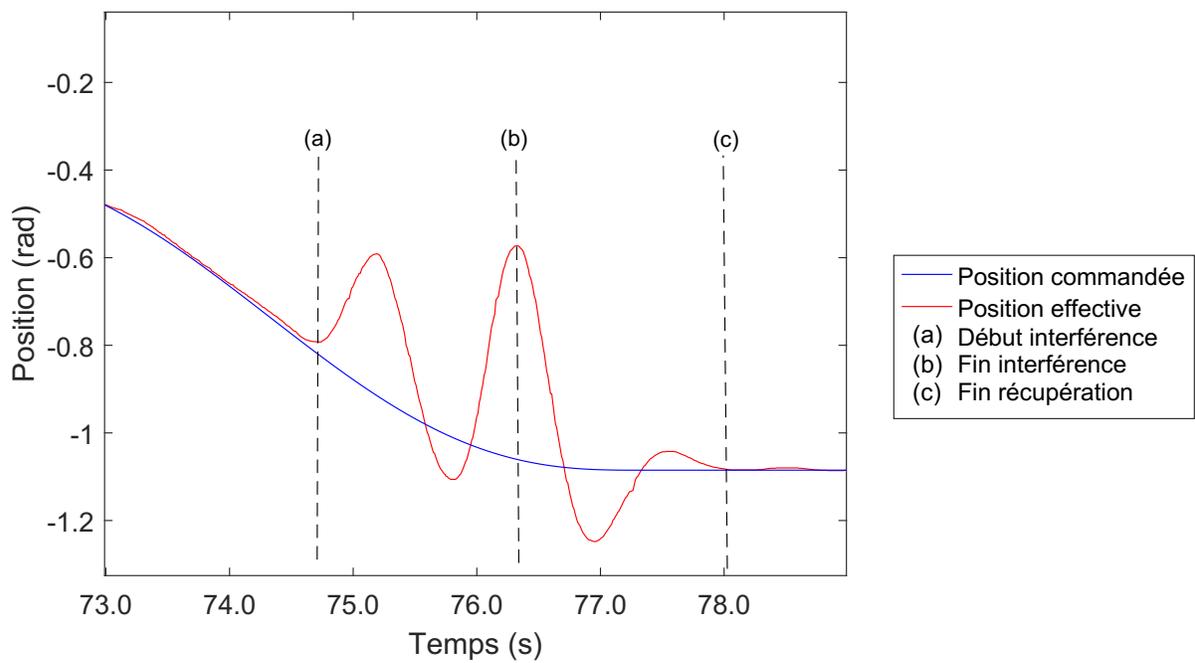


Figure 9.12 Hanche droite - trajectoire en position lors d'une interférences externe

important d'interférences et d'utiliser une méthodologie visant à réduire la variabilité de chacune des interférences. Le tableau A.3 donne le détail du calcul. Si un impact se produit qui est plus court que la période de 0.4 sec de la fréquence d'apprentissage, la compensation de gravité va l'ignorer avec les autres captures moins intéressantes de la période. Si l'impact dure moins de 0.8 sec, la valeur de compensation acquise est ignorée à titre de valeur maximale par le filtre de traitement des acquisitions, seulement si c'est la première occurrence. Pour une durée de plus de 0.8 sec, la compensation de gravité va acquérir une donnée faussée sur le point d'apprentissage pour chaque tranche de 0.4 sec supplémentaire que l'événement se produit. Si l'événement dure plus de 2.8 sec, toutes les données ont été remplacées sur le point d'apprentissage. Même dans ce scénario, l'impact des données faussées reste limité, car le point d'apprentissage affecté représente seulement 1/16 de l'information utilisée pour calculer la compensation de gravité à cet endroit. Si l'amplitude de l'impact est trop grande, la gestion d'oubli va éliminer cette information plus rapidement et restaurer le fonctionnement adéquat de la compensation de gravité. La figure 9.13 montre la réaction du système de compensation de gravité heuristique à plus long terme lorsqu'il a rencontré ces interférences. Elle montre les interférences qui se sont produites entre 74.70 sec et 105.42 sec. Ces interférences ont faussé les données d'apprentissage. La figure montre l'effet de ces données faussées sur les points qui sont utilisées entre 204 sec et 288 sec. Aucune interférence externe supplémentaire ne se produit dans cet intervalle. La réduction de l'erreur observée sur cet intervalle est le résultat de

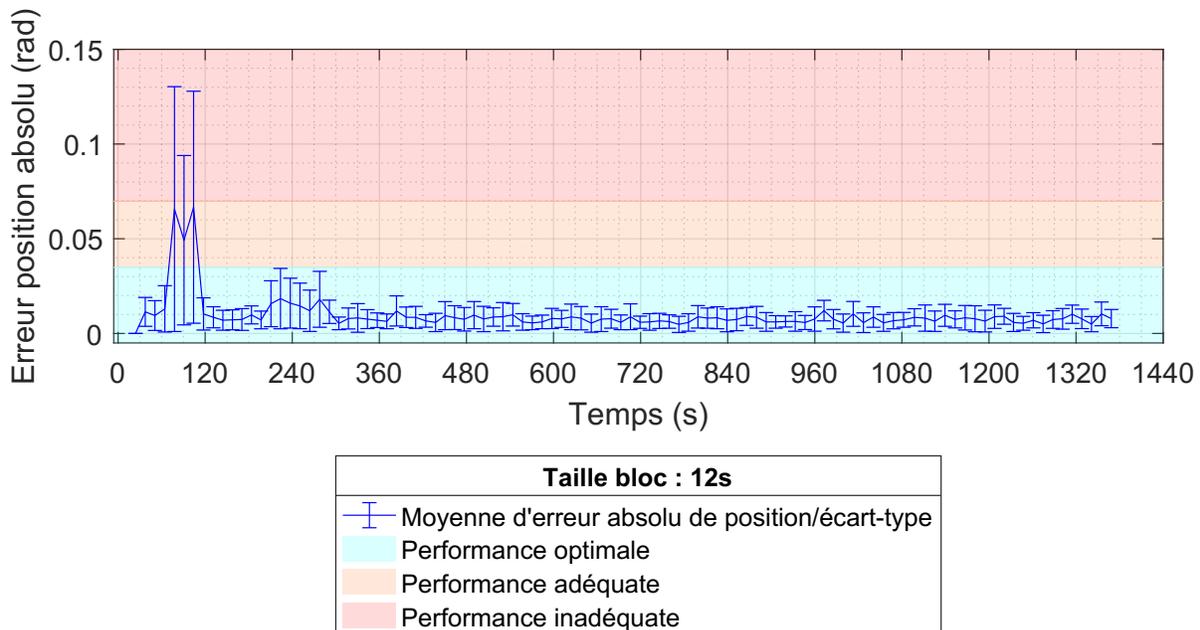


Figure 9.13 Hanche droite - compensation face à une interférence externe

l'apprentissage de la compensation de gravité au travail pour éliminer l'erreur. Lorsque ces points sont revisités par la suite, l'erreur a été éliminée. La durée de 12 sec du bloc est un diviseur entier de la durée de la trajectoire pour assurer une récurrence des 40 blocs qui composent la trajectoire.

9.5 Stabilité

Le compensateur de gravité utilise un estimateur non récursif pour déterminer le couple manquant, comme vu dans l'équation (7.6). Par conséquent, sa réponse est finie. Cela permet de s'assurer que le couple est toujours d'une amplitude viable pour l'exosquelette. La figure 9.14 montre le fonctionnement du PEXAT sur une période de plus de 7 heures sans nécessiter de correctifs manuels. Cette acquisition de donnée a été faite lors d'une journée porte ouverte du laboratoire IntRoLab où la trajectoire de la démarche humaine a été exécutée en boucle avec la compensation de gravité par estimation heuristique activée. La version du PEXAT utilisée à ce moment offre des performances en précision inférieures au produit final. De plus, il y a une perturbation où la jambe du PEXAT a été manipulée manuellement pour montrer au public la compliance des actionneurs.

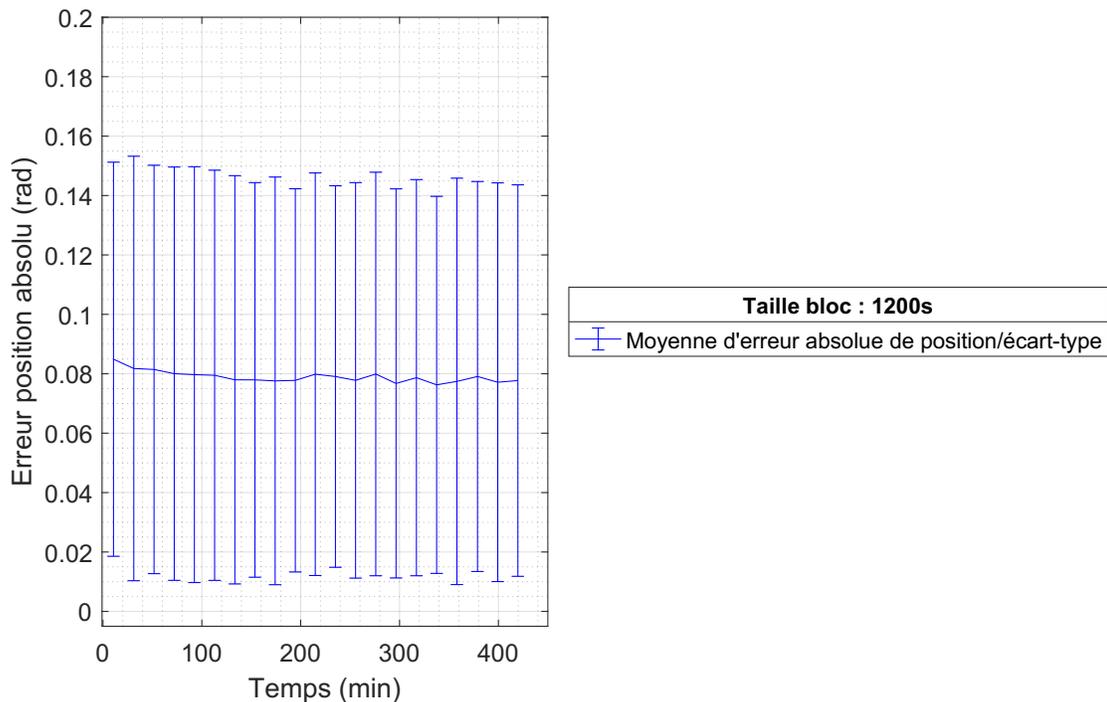


Figure 9.14 Stabilité de la compensation de gravité

9.6 Discussions

La compensation de gravité offre plusieurs options pour y arriver. La première méthode est la compensation de gravité par estimation géométrique. Cette approche peut facilement être déstabilisée, car la stabilité du système dépend d'un équilibre exact entre le couple généré par la gravité et le couple supplémentaire fourni par l'actionneur. Une petite variation de l'environnement peut déséquilibrer le système et engendrer une dérive du membre sur une plus ou moins grande période de temps.

Par exemple, la position du centre de masse du membre et de sa masse peut être influencée de diverses façons. Sur la structure de l'exosquelette, les câbles peuvent se déplacer, les matériaux de la structure peuvent se contracter/dilater. Pour l'utilisateur, sa masse corporelle va varier d'un moment à l'autre au courant de la journée en fonction de l'effort fourni et des aliments ingérés. Il faut aussi compter la masse des vêtements qui vont changer en fonction des besoins du moment, comme un soulier d'intérieur ou une botte d'hiver.

L'accélération gravitationnelle est estimée par la constante 9.80665 m/s^2 . Dans la pratique, il y a de minuscules variations en fonction de l'altitude. Ces variations sont minuscules en comparaison au point précédent. Par conséquent, elles sont négligeables dans un contexte non métastable. Dans le cas présent, il s'agit d'une erreur qui s'additionne aux erreurs précédentes.

L'angle du membre en fonction de la gravité est sujet aux erreurs de lecture de deux capteurs. La première source d'erreur est l'accéléromètre mesurant l'orientation de la gravité qui peut être faussé par d'autres accélérations appliquées sur le système. Par exemple, l'accélération de la démarche de l'utilisateur ou sa présence sur un véhicule motorisé fausse la lecture. La seconde source d'erreur est la mesure de l'angle du joint reliant le membre au reste du système. Les deux sources possèdent une marge d'erreur qui s'additionne. Cette approche est principalement basée sur un modèle cinématique du robot.

Il y a eu des travaux faits par A. de Luca et S. Panzieri où une boucle de rétroaction permettait de compenser la gravité pour des positions statiques [23]. Par contre, les auteurs admettent que ça ne fonctionne pas pour les situations où le robot est en mouvement.

L'approche proposée par estimation heuristique offre la capacité de s'adapter à la gravité dans une position statique et en mouvement, ainsi qu'à un grand éventail d'interférence mécanique, que ce soit l'élasticité des vêtements, les coussins sur l'exosquelette ou la résistance viscoélastique des membres de l'utilisateur. Par conséquent, il peut s'adapter aux changements de masse normaux de l'utilisateur au courant de la journée. Lorsque

l'équilibre entre le couple généré par la gravité et le couple supplémentaire fourni par l'actionneur se rompt, cette approche va automatiquement se réajuster pour le rétablir. L'approche proposée offre une plus grande capacité à s'adapter à son environnement et à son utilisateur pour maintenir la précision de la compensation de gravité.

La sauvegarde de la matrice d'apprentissage permet de réutiliser l'information apprise d'une utilisation à l'autre. Par exemple, un centre de réadaptation pourrait créer une première matrice de données en utilisant des exercices dans un environnement contrôlé. Par la suite, celle-ci pourrait servir de référence au lieu de la compensation de gravité géométrique utilisé dans les expérimentations présentées.

CHAPITRE 10

CONCLUSION

Il est démontré que la compensation de gravité par estimation heuristique proposée permettent d'avoir une précision intéressante tout en permettant de s'adapter aux forces externes. Il peut aussi d'adapter aux interférences de nature élastique qui peuvent survenir lors de son utilisation. La combinaison de la génération de trajectoire par polynôme quintique et de la compensation de gravité par estimation heuristique constitue une plateforme technologique sur laquelle le développement d'exosquelette thérapeutique peut être basé.

Comme amélioration future, l'interprétation des événements externes détectés permettrait de désactiver le mécanisme d'apprentissage de gravité en fonction du type d'erreur mesuré. Cela permettrait d'éviter d'utiliser des corrections inappropriées et d'accélérer la vitesse d'apprentissage. Par exemple, si l'utilisateur frappe un objet du pied, il est préférable de ne pas tenter de mettre à jour la compensation de gravité. Un autre scénario d'utilisation pourrait être l'utilisation d'une matrice d'apprentissage temporaire lorsqu'il est détecté que l'utilisateur transporte un sac. Une fois le sac déposé, la matrice d'apprentissage originale peut être restaurée.

Aussi à l'heure actuelle, le calcul de correction en cas de dépassement de la cible utilise un échantillonnage. Une amélioration potentielle à la vérification de trajectoire serait de trouver une façon d'analyser les coefficients du polynôme qui permet d'obtenir le même résultat. Ce calcul aurait le potentiel d'être beaucoup plus efficace en temps d'utilisation du processeur.

Les capteurs de position utilisés dans les ADEs du PEXAT pourraient avoir une résolution accrue. Le calcul de la dérivée instantanée de la position pour obtenir la vitesse perd beaucoup de précision. Une faible résolution de la lecture de vitesse cause des instabilités dans la boucle de contrôle par impédance qui se traduisent par une oscillation dans le couple commandé à l'ADE.

De plus, le PEXAT a une hanche fixe qui permet de déterminer un point de référence pour l'orientation de la gravité. Chez un utilisateur, il ne sera pas possible de faire cette assumption. En effet, il peut se tenir debout comme il peut être couché. L'utilisation

d'un accéléromètre permettrait de conserver l'alignement de la matrice d'apprentissage par rapport à la gravité.

Enfin, le PEXAT ne permet pas de faire une simulation exacte du problème de la spasticité. Pour cela, il faudrait pouvoir ajuster les coefficients élastiques et d'amortissement de l'interférence mécanique. Il faut aussi des actionneurs externes pour simuler les contractions spastiques. Ce que le PEXAT permet de faire, c'est démontrer la performance du contrôleur lorsqu'il y a des interférences mécaniques de nature viscoélastiques. L'objectif serait de parvenir à simuler la spasticité chez un utilisateur souffrant d'une lésion médullaire et d'évaluer les performances du contrôleur.

ANNEXE A

DONNÉES

Tableau A.1 Configuration du calcul de poids de coordonnées

Nom	Description
$P_{h_{min}}$	-0.2
$P_{h_{max}}$	-0.4
S_h	7
$P_{g_{min}}$	0
$P_{g_{max}}$	0.4
S_g	5
V_m	0.12
S_v	4

Tableau A.2 Exemples d'acquisition de coordonnées d'apprentissage

	P_h	V_h	P_g	V_g	$pidx(P_h)$	$vidx(V_h)$	$pidx(P_g)$	$vidx(V_g)$	W	Utilisé
1	0.23	0.010	0.19	0.001	4	2	2	2	2.138125	
2	0.18	0.001	0.16	0.015	4	2	2	2	2.04125	
3	0.19	0.015	0.20	0.005	4	2	2	2	2.96625	X
4	0.13	0.010	0.09	0.001	3	2	1	2	2.138125	X
5	0.08	0.001	0.06	0.015	3	2	1	2	2.04125	
...										

Tableau A.3 Temps de récupération en cas d'interférences externes

Début interférence (s)	Fin interférence (s)	Durée interférence (s)	Fin récupération (s)	Délai récupération (s)
74.70	76.32	1.62	78.06	1.74
82.32	84.78	2.42	87.06	2.28
91.68	92.22	0.54	94.50	2.28
101.10	105.42	4.32	106.92	1.50

Moyenne de la durée d'interférence : 2.225 sec

Écart-type de la durée d'interférence : 1.5950

Moyenne du délai de récupération : 1.95 sec

Écart-type du délai de récupération : 0.3934

ANNEXE B

ALGORITHMES

B.1 Fonctions principales

Algorithme B.1 Étirement de l'historique de données

Nécessite: $FilterSize > 0$

Nécessite: $sourceHistory$

Nécessite: $SampleCount > 0$

$tmpData[FilterSize]$

$spread \leftarrow FilterSize / SampleCount$

$position \leftarrow 0.0$

$upI \leftarrow FilterSize - 1$

pour $i = SampleCount - 1$ **à** 0 **exécute**

si $position > 0.0$ **alors**

$tmpData(upI) \leftarrow tmpData(upI) + SourceHistory(i) * position$

$upI \leftarrow upI - 1$

$position \leftarrow spread - position$

tant que $position \geq 1.0$ **exécute**

$tmpData(upI) \leftarrow SourceHistory(i)$

$upI \leftarrow upI - 1$

$position \leftarrow position - 1.0$

si $position > 0.0$ **alors**

$tmpData(upI) \leftarrow SourceHistory(i) * position$

$position \leftarrow 1.0 - position$

retour $tmpData$

Algorithme B.2 Interpolation des coordonnées d'apprentissage

Nécessite: limbState

Nécessite: targetCommands

 $stepIdx[2][2]$
 $speedIdx[2][2]$
 $stepIdx, speedIdx \leftarrow getScopedIdx(targetCommands)$
 $gravValue \leftarrow 0.0$
 $totalWeight \leftarrow 0.0$
pour $i \leftarrow 0$ à 1 **exécute**
 $idxPtr \leftarrow stepIdx[0][i]$
si $idxPtr.weight > 0.0$ **alors**
 $limbState[0].position \leftarrow idxPtr.idx$
 $weight_i \leftarrow idxPtr.weight$
pour $j \leftarrow 0$ à 1 **exécute**
 $idxPtr \leftarrow speedIdx[0][j]$
si $idxPtr.weight > 0.0$ **alors**
 $limbState[0].speed \leftarrow idxPtr.idx$
 $weight_j \leftarrow weight_i * idxPtr.weight$
pour $k \leftarrow 0$ à 1 **exécute**
 $idxPtr \leftarrow stepIdx[1][k]$
si $idxPtr.weight > 0.0$ **alors**
 $limbState[1].position \leftarrow idxPtr.idx$
 $weight_k \leftarrow weight_j * idxPtr.weight$
pour $l \leftarrow 0$ à 1 **exécute**
 $idxPtr \leftarrow speedIdx[1][l]$
si $idxPtr.weight > 0.0$ **alors**
 $limbState[1].speed \leftarrow idxPtr.idx$
 $weight \leftarrow weight_k * idxPtr.weight$
si $weight > 0.0$ **alors**
 $compensation \leftarrow getHistoricalCompensation(limbState)$
si $compensation.samplesCount = 0$ **alors**
 $weight = 0.0$
sinon si $compensation.samplesCount \leq 1$ **alors**
 $weight \leftarrow weight * 0.03$
 $gravValue \leftarrow gravValue + compensation.offset * weight$
 $totalWeight \leftarrow totalWeight + weight$
si $totalWeight \neq 1$ **and** $totalWeight \neq 0$ **alors**
 $gravValue \leftarrow gravValue / totalWeight$
retour $gravValue$

B.2 Fonctions de soutien

Algorithme B.3 Fonction *finalizeWeight*

Nécessite: *idxRaw*

Nécessite: *idxRnd*

$weight \leftarrow |idxRaw - idxRnd|$

si $weight < 1.0$ **alors**

retour $1.0 - weight$

sinon

retour 0.0

Algorithme B.4 Fonction *getPosIdx*

Nécessite: *position*

Nécessite: *posOffset*

Nécessite: *posStep*

$tmpIdxPos \leftarrow ((position + posOffset) / posStep) - minOffset$

$idxRnd = floor(tmpIdxPos)$

retour $tmpIdxPos, idxRnd$

Algorithme B.5 Fonction *getPosIdxData*

Nécessite: *position*

Nécessite: *stepQty*

$tmpIdxPos, idxRnd \leftarrow getPosIdx(position)$

si $idxRnd < stepQty$ **and** $idxRnd \geq 0$ **alors**

$posIdx.idx \leftarrow idxRnd$

sinon si $idxRnd < 0$ **alors**

$posIdx.idx = 0$

sinon

imprime "Position out of scope"

$posIdx.idx \leftarrow stepQty - 1$

$posIdx \leftarrow finalizeWeight(tmpIdxPos, posIdx.idx)$

retour $posIdx$

Algorithme B.6 Fonction *getSpdIdxData*

Nécessite: *speed***Nécessite:** *speedOffset***Nécessite:** *speedInterval***Nécessite:** *speedStep* $tmpSpeedIdx \leftarrow (speed + speedOffset) / speedInterval$ $idxRnd \leftarrow floor(tmpIdxSpeed)$ **si** $idxRnd \geq 0$ **and** $idxRnd < speedStep$ **alors** $speedIdx.idx \leftarrow idxRnd$ **sinon si** $idxRnd < 0$ **alors** $speedIdx.idx \leftarrow 0$ **sinon** $speedIdx.idx \leftarrow speedStep - 1$ $speedIdx.weight \leftarrow finalizeWeight(tmpIdxSpeed, speedIdx.idx)$ **retour** *speedIdx*

Algorithme B.7 Fonction *getPosition*

Nécessite: *posStep***Nécessite:** *posIdx***Nécessite:** *minOffset* $result \leftarrow ((posIdx + minOffset) * posStep) - posOffset$ **retour** *result*

Algorithme B.8 Fonction *getSpeed*

Nécessite: *speedIdx***Nécessite:** *speedInterval***Nécessite:** $speedMax = 4$ $result \leftarrow ((speedIdx * speedInterval) - speedMax) + (speedInterval * 0.5)$ **si** $result > speedMax$ **alors****imprime** "wrong speedIdx"**retour** *result*

Algorithme B.9 Fonction *getScopedIdx*

Nécessite: *targetCommands***Nécessite:** *jointIdxConvert***Nécessite:** *jointCount* = 2**Nécessite:** *speedStep* = 4*stepIdx*[2][2]*speedIdx*[2][2]**pour** $i \leftarrow 0$ **à** $jointCount - 1$ **exécute***stepIdx*[i][0] \leftarrow *getPosIdxData*(*targetCommand*[i].*position*)*stepIdx*[i][1].*idx* \leftarrow *stepIdx*[i][0].*idx* + 1**si** *stepIdx*[i][1].*idx* \geq *jointIdxConvert*[i].*stepQty* **alors***stepIdx*[i][0].*weight* \leftarrow 1.0*stepIdx*[i][1].*weight* \leftarrow 0.0*stepIdx*[i][1].*idx* \leftarrow *stepIdx*[i][0].*idx**stepIdx*[i][1].*weight* \leftarrow 1.0 - *stepIdx*[i][0].*weight**speedIdx*[i][0] \leftarrow *getSpdIdxData*(*targetCommand*[i].*speed*)*tmpSpd* \leftarrow *jointIdxConvert*[i].*getSpeed*(*speedIdx*[i][0].*idx*)*speedIdx*[i][1].*idx* \leftarrow *speedIdx*[i][0].*idx* + 1**si** *tmpSpd* \leq *targetCommand*[i].*speed* **alors***speedIdx*[i][1].*idx* = *speedIdx*[i][0].*idx* + 1**si** *speedIdx*[i][1].*idx* \geq *speedStep* **alors***speedIdx*[i][0].*weight* \leftarrow 1.0*speedIdx*[i][1].*idx* \leftarrow *speedIdx*[i][0].*idx**speedIdx*[i][1].*weight* \leftarrow 1.0 - *speedIdx*[i][0].*weight***sinon***speedIdx*[i][1].*idx* = *speedIdx*[i][0].*idx**speedIdx*[i][1].*weight* = 1.0*speedIdx*[i][0].*weight* = 0.0**retour** *stepIdx*, *speedIdx*

ANNEXE C

ÉQUATIONS

C.1 Développement du calcul des coefficients du polynôme quintique

Voici le développement de la matrice présenté par [Macfarlane et Croft \[56\]](#).

$$\begin{bmatrix} 1 & t_A & t_A^2 & t_A^3 & t_A^4 & t_A^5 \\ 0 & 1 & 2t_A & 3t_A^2 & 4t_A^3 & 5t_A^4 \\ 0 & 0 & 2 & 6t_A & 12t_A^2 & 20t_A^3 \\ 1 & t_B & t_B^2 & t_B^3 & t_B^4 & t_B^5 \\ 0 & 1 & 2t_B & 3t_B^2 & 4t_B^3 & 5t_B^4 \\ 0 & 0 & 2 & 6t_B & 12t_B^2 & 20t_B^3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c[0] \\ c[1] \\ c[2] \\ c[3] \\ c[4] \\ c[5] \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} p_A \\ v_A \\ a_A \\ p_B \\ v_B \\ a_B \end{bmatrix} \quad (\text{C.1})$$

Pour simplifier les équations, le temps initial d'une trajectoire est placé à 0.

$$t_A = 0 \quad (\text{C.2})$$

Le temps final est la durée de la trajectoire.

$$t_B = l \quad (\text{C.3})$$

Les équations suivantes sont obtenues :

$$p_A = c[0] \quad (\text{C.4})$$

$$v_A = c[1] \quad (\text{C.5})$$

$$a_A = 2 * c[2] \quad (\text{C.6})$$

$$p_B = c[5] * l^5 + c[4] * l^4 + c[3] * l^3 + c[2] * l^2 + c[1] * l + c[0] \quad (\text{C.7})$$

$$v_B = 5 * c[5] * l^4 + 4 * c[4] * l^3 + 3 * c[3] * l^2 + 2 * c[2] * l + c[1] \quad (\text{C.8})$$

$$a_B = 20 * c[5] * l^3 + 12 * c[4] * l^2 + 6 * c[3] * l + 2 * c[2] \quad (\text{C.9})$$

Les coefficients suivants sont isolés :

$$c[0] = p_A \quad (\text{C.10})$$

$$c[1] = v_A \quad (\text{C.11})$$

$$c[2] = \frac{a_A}{2} \quad (\text{C.12})$$

Le système d'équations des coefficients $c[3]$, $c[4]$ et $c[5]$.

$$c[3] = \frac{-(c[5] * l^5 + c[4] * l^4 + c[2] * l^2 + v_A * l + p_A - p_B)}{l^3} \quad (\text{C.13})$$

$$c[4] = \frac{-(5 * c[5] * l^4 + 3 * c[3] * l^2 + 2 * c[2] * l + v_A - v_B)}{4 * l^3} \quad (\text{C.14})$$

$$c[5] = \frac{-(12 * c[4] * l^2 + 6 * c[3] * l - a_B + 2 * c[2])}{20 * l^3} \quad (\text{C.15})$$

Le coefficient $c[5]$ des équations (C.13) et (C.14) est isolé.

$$c[5] = \frac{-(c[4] * l^4 + c[3] * l^3 + c[2] * l^2 + v_A * l + p_A - p_B)}{l^5} \quad (\text{C.16})$$

$$c[5] = \frac{-(4 * c[4] * l^3 + 3 * c[3] * l^2 + 2 * c[2] * l + v_A - v_B)}{5 * l^4} \quad (\text{C.17})$$

L'équation suivante est obtenue.

$$\frac{-(c[4] * l^4 + c[3] * l^3 + c[2] * l^2 + v_A * l + p_A - p_B)}{l^5} = \frac{-(4 * c[4] * l^3 + 3 * c[3] * l^2 + 2 * c[2] * l + v_A - v_B)}{5 * l^4} \quad (\text{C.18})$$

Les équations où les coefficients $c[3]$ et $c[4]$ sont isolés dans l'équation (C.18).

$$c[3] = \frac{-(5 * p_A - 5 * p_B + 4 * l * v_A + l * v_B + 3 * c[2] * l^2 + c[4] * l^4)}{2 * l^3} \quad (\text{C.19})$$

$$c[4] = \frac{-(5 * p_A - 5 * p_B + 4 * l * v_A + l * v_B + 3 * c[2] * l^2 + 2 * c[3] * l^3)}{l^4} \quad (\text{C.20})$$

L'équation (C.20) est utilisée pour simplifier l'équation (C.13).

$$c[3] = \frac{-(4 * p_A - 4 * p_B + 3 * l * v_A + l * v_B + 2 * c[2] * l^2 - c[5] * l^5)}{l^3} \quad (\text{C.21})$$

L'équation (C.19) est utilisée pour simplifier l'équation (C.14).

$$c[4] = \frac{3 * p_A - 3 * p_B + 2 * l * v_A + l * v_B + c[2] * l^2 - 2 * c[5] * l^5}{l^4} \quad (\text{C.22})$$

Les équations (C.12), (C.21) et (C.22) sont utilisées pour simplifier l'équation (C.15).

$$c[5] = \frac{-(12 * p_A - 12 * p_B + 6 * l * v_A + 6 * l * v_B + a_A * l^2 - a_B * l^2 + 2 * c[2] * l^2)}{2 * l^5} \quad (\text{C.23})$$

$$c[5] = \frac{-12 * (p_B - p_A) + 6 * (v_A + v_B) * l + (a_A - a_B) * l^2}{-2 * l^5} \quad (\text{C.24})$$

L'équation (C.22) est simplifiée.

$$c[4] = \frac{2 * c[5] * l^5 - c[2] * l^2 + 3 * (p_B - p_A) - (2 * v_A + v_B) * l}{-l^4} \quad (\text{C.25})$$

Le coefficient c[3] est isolé de l'équation (C.15).

$$c[3] = \frac{-(20 * b_5 * l^3 + 12 * b_4 * l^2 + a_A - a_B)}{6 * l} \quad (\text{C.26})$$

$$c[3] = \frac{12 * c[4] * l^2 + (a_A - a_B) + 20 * c[5] * l^3}{-6 * l} \quad (\text{C.27})$$

Les équations (C.10), (C.11), (C.12), (C.24), (C.25) et (C.27) sont utilisés pour calculer les coefficients du polynôme quintique. Le choix de simplifier ou non le coefficient c[2] est fait pour minimiser le nombre de multiplications et de divisions. Ces opérateurs sont plus coûteux à exécuter sur le processeur.

LISTE DES RÉFÉRENCES

- [1] Aguirre-Ollinger, G., Colgate, J. E., Peshkin, M. A. et Goswami, A. (2007). A 1-dof assistive exoskeleton with virtual negative damping : Effects on the kinematic response of the lower limbs. Dans *Proc. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*.
- [2] Aguirre-Ollinger, G., Colgate, J. E., Peshkin, M. A. et Goswami, A. (2007). Active-impedance control of a lower-limb assistive exoskeleton. Dans *Proceedings IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, volume 12. p. 188–195.
- [3] Albu-Schaffer, A., Ott, C. et Hirzinger, G. (2004). A passivity based cartesian impedance controller for flexible joint robots – Part II : Full state feedback, impedance design and experiments. Dans *Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation*, volume 3. p. 2666 – 2672.
- [4] American Spinal Injury Association (2015). International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury. Dans American Spinal Injury Association, *ASIA / American Spinal Injury Association*. http://asia-spinalinjury.org/wp-content/uploads/2016/02/International_Std_Diagram_Worksheet.pdf (page consultée le 17 août 2017).
- [5] B-Temia Inc. (2017). Frequently asked questions. Dans B-Temia Inc., *Keeogo™ restores and enhances autonomy in mobility*. <http://www.keego.com/faq-2/> (page consultée le 25 octobre 2017).
- [6] B-Temia Inc. (2017). Keeogo™, a powered walking assistance device. Dans B-Temia Inc., *Keeogo™ restores and enhances autonomy in mobility*. <http://www.keego.com/how-does-keego-work/> (page consultée le 25 octobre 2017).
- [7] B-Temia Inc. (2017). Keeogo™ autonomy for life. Dans B-Temia Inc., *Keeogo™ restores and enhances autonomy in mobility*. <http://www.keego.com/> (page consultée le 21 septembre 2017).
- [8] B-Temia Inc. (2017). Keeogo™ is a motorized walking assistive device worn on the lower body. Dans B-Temia Inc., *Keeogo™ restores and enhances autonomy in mobility*. <http://www.keego.com/what-is-keego/> (page consultée le 24 septembre 2017).
- [9] B-Temia Inc. (2017). Regain your autonomy. Dans B-Temia Inc., *Keeogo™ restores and enhances autonomy in mobility*. <http://www.keego.com/regain-your-autonomy/> (page consultée le 21 septembre 2017).
- [10] Buerger, S. P. et Hogan, N. (2005). Relaxing passivity for human-robot interaction. Dans *Proceedings IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. p. 4570–4575.

-
- [11] Carnegie Mellon University (2017). *CMU Graphics Lab Motion Capture Database*. <http://mocap.cs.cmu.edu/> (page consultée le 09 août 2017).
- [12] Cheuvront, S. N., Carter III, R., Montain, S. J. et Sawka, M. N. (2004). Daily body mass variability and stability in active men undergoing exercise-heat stress. *International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism*, volume 14, p. 532–540.
- [13] Christophe & Dana Reeve Foundation (2017). Spacticity. Dans Christophe & Dana Reeve Foundation, *Christophe & Dana Reeve Foundation*. <https://www.christopherreeve.org/living-with-paralysis/health/secondary-conditions/spasticity> (page consultée le 05 septembre 2017).
- [14] Chun Bo, L. et Pavelescu, D. (1982). The friction-speed relation and its influence on the critical velocity of stick-slip motion. *Wear*, volume 82, p. 277–289.
- [15] Crane, D. (2014). B-Temia/Revision military prowler human augmentation system (has) combat exoskeleton makes the future soldier stronger, faster, better. Dans Defense Review, *DefenseReview.com (DR) : An online tactical technology and military defense technology magazine with particular focus on the latest and greatest tactical firearms news (tactical gun news), tactical gear news and tactical shooting news*. <http://www.defensereview.com/b-temiarevision-military-prowler-human-augmentation-system> (page consultée le 25 octobre 2017).
- [16] CYBERDYNE Inc. (2017). HAL[®] for Care Support (Lumbar). Dans CYBERDYNE Inc., *Cyberdyne*. https://www.cyberdyne.jp/english/products/Lumbar_CareSupport.html (page consultée le 21 septembre 2017).
- [17] CYBERDYNE Inc. (2017). HAL[®] for Labor Support (Lumbar). Dans CYBERDYNE Inc., *Cyberdyne*. https://www.cyberdyne.jp/english/products/Lumbar_LaborSupport.html (page consultée le 21 septembre 2017).
- [18] CYBERDYNE Inc. (2017). HAL[®] for Living Support (Lower Limb Type). Dans CYBERDYNE Inc., *Cyberdyne*. https://www.cyberdyne.jp/english/products/LowerLimb_nonmedical.html (page consultée le 21 septembre 2017).
- [19] CYBERDYNE Inc. (2017). HAL[®] for Living Support (Single Joint Type). Dans CYBERDYNE Inc., *Cyberdyne*. <https://www.cyberdyne.jp/english/products/SingleJoint.html> (page consultée le 21 septembre 2017).
- [20] CYBERDYNE Inc. (2017). HAL[®] for Medical Use (Lower Limb Type). Dans CYBERDYNE Inc., *Cyberdyne*. https://www.cyberdyne.jp/english/products/LowerLimb_medical.html (page consultée le 21 septembre 2017).
- [21] CYBERDYNE Inc. (2017). HAL[®] for Task Support. Dans CYBERDYNE Inc., *Cyberdyne*. <https://www.cyberdyne.jp/english/products/supporting.html> (page consultée le 21 septembre 2017).
-

-
- [22] CYBERDYNE Inc. (2017). The World's first cyborg-type robot HAL[®]. Dans CYBERDYNE Inc., *Cyberdyne*. <https://www.cyberdyne.jp/english/products/HAL/index.html> (page consultée le 21 septembre 2017).
- [23] De Luca, A. et Panzieri, S. (1993). Learning gravity compensation in robots : Rigid arms, elastic joints, flexible links. *International Journal of Adaptive Control and Signal Processing*, volume 7, p. 417–433.
- [24] Duchaine, V. et Gosselin, C. (2008). Investigation of human-robot interaction stability using Lyapunov theory. Dans *Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation*. p. 2189 –2194.
- [25] Duchaine, V. et Gosselin, C. (2009). Safe, stable and intuitive control for physical human-robot interaction. Dans *Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation*. p. 3383 –3388.
- [26] Ekso Bionics (2012). Ekso Bionics' Suit August 2012 Upgrade. Dans Ekso Bionics, *Youtube*. <https://www.youtube.com/watch?v=pzRmNYA8LIY> (page consultée le 07 juillet 2017).
- [27] Ekso Bionics (2017). Patient Stories. *Ekso Bionics*. <http://eksobionics.com/eksohealth/patients/> (page consultée le 05 juillet 2017).
- [28] Ekso Bionics (2017). Products. *Ekso Bionics*. <http://eksobionics.com/eksohealth/products/> (page consultée le 05 juillet 2017).
- [29] Erden, M. et Tomiyama, T. (2010). Human-intent detection and physically interactive control of a robot without force sensors. *IEEE Transactions on Robotics*, volume 26, numéro 2, p. 370 –382.
- [30] Fauteux, P. (2009). *Conception d'un actionneur adapté à l'interaction physique dans un contexte de robotique*. Mémoire de maîtrise, Université de Sherbrooke, Sherbrooke, Québec, Canada, 72 p.
- [31] Filippini, R., Sen, S., Tonietti, G. et Bicchi, A. (2007). A comparative dependability analysis of antagonistic actuation arrangements for enhanced robotic safety. Dans *Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation*. p. 4349 –4354.
- [32] Freeman, D. (2010). Hands on with the Sarcos XOS 2 – The real life Iron Man. Dans Tech, A., *TechCrunch*. <http://techcrunch.com/2010/09/27/sarcos-xos2-the-real-life-iron-man/> (page consultée le 04 octobre 2017).
- [33] Gribovskaya, E., Kheddar, A. et Billard, A. (2011). Motion learning and adaptive impedance for robot control during physical interaction with humans. Dans *Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation*. p. 4326 –4332.
- [34] Haeufle, D., Günther, M., Bayer, A. et Schmitt, S. (2014). Hill-type muscle model with serial damping and eccentric force-velocity relation. *Journal of Biomechanics*, volume 47, numéro 16, p. 1531 –1536.
-

-
- [35] Hasegawa, Y., Jang, J. et Sankai, Y. (2010). Cooperative control of exoskeletal assistive system for paraplegic walk-transferring between sitting posture and standing posture, and going up and down on stairs. Dans *Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*. p. 757–762.
- [36] Hayashi, T., Kawamoto, H. et Sankai, Y. (2005). Control method of robot suit HAL working as operator’s muscle using biological and dynamical information. Dans *Proceedings IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. p. 3063–3068.
- [37] Hayashi, T., Ohta, M. et Sankai, Y. (2002). Construction of a mind model for human-robot cooperation. Dans *Proceedings IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, volume 5. p. 6 pp. vol.5.
- [38] Hogan, N. (1984). Impedance control : An approach to manipulation. Dans *Proceedings American Control Conference*. p. 304–313.
- [39] Hokins, R. E. (2007). Elevator ride quality. *Lift Report*, volume 1, p. 1–10.
- [40] Imai, H., Nozawa, M., Kawamura, Y. et Sankai, Y. (2002). Human motion oriented control method for humanoid robot. Dans *Proceedings 11th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication*. p. 211–216.
- [41] ISO 12100 :2010 (2010). *Safety of Machinery – General Principles for Design – Risk Assessment and Risk Reduction*, 1^{re} édition. International Organization for Standardization, 77 p.
- [42] ISO 13482 (2012). *Robots and Robotic Devices – Safety Requirements for Non-Industrial Robots – Non-Medical Personal Care Robot*, 1^{re} édition. International Organization for Standardization, 88 p.
- [43] Kawabata, T., Satoh, H. et Sankai, Y. (2009). Working posture control of robot suit HAL for reducing structural stress. Dans *Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*. p. 2013–2018.
- [44] Kazerooni, H. (2005). ExoClimber™. Dans University of California–Berkeley, *Berkeley Robotics & Human Engineering Laboratory*. <http://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/exoclimber/> (page consultée le 14 octobre 2017).
- [45] Kazerooni, H. (2005). Exoskeletons for human power augmentation. Dans *Proceedings IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. p. 3459–3464.
- [46] Kazerooni, H. (2009). HULC™. Dans University of California–Berkeley, *Berkeley Robotics & Human Engineering Laboratory*. <http://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/hulc/> (page consultée le 04 octobre 2017).
- [47] Kerrigan, D. C., Deming, L. C. et Holden, M. K. (1996). Knee recurvatum in gait : A study of associated knee. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, volume 77, numéro 7, p. 646–650.
-

- [48] Kim, S.-H. et Sankai, Y. (2005). Task generation for humanoid robot walking using human motion by phase sequence. Dans *Proceedings IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication*. p. 524 – 530.
- [49] Klotz, M. C., Wolf, S. I., Heitzmann, D., Maier, M. W., Braatz, F. et Dreher, T. (2014). The association of equinus and primary genu recurvatum gait in cerebral palsy. *Research in Development Disabilities*, volume 35, p. 1357–1363.
- [50] Ku, N., Kwon, J.-H., Cho, Y.-O., Lee, J.-C., Jo, A.-R., Park, K.-P., Cha, J.-H., Lee, K.-Y. et Ha, S. (2010). Dynamic simulation and experimental study of impedance control for robotic orthosis to assist the overhead operations in the shipbuilding process. Dans *Proceedings of SICE Annual Conference*. p. 131 –136.
- [51] Lauria, M., Legault, M.-A., Lavoie, M.-A. et Michaud, F. (2008). Differential elastic actuator for robotic interaction tasks. Dans *Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation*. p. 3606 –3611.
- [52] Legault, M.-A. (2007). *Développement d'un actionneur différentiel élastique*. Mémoire de maîtrise, Université de Sherbrooke, Sherbrooke, Québec, Canada, 230 p.
- [53] Lemay, V. (2011). *Étude des déterminants de la mobilité en fauteuil roulant manuel et leur association avec la participation sociale d'usagers expérimentés ayant une lésion de la moelle épinière*. Mémoire de maîtrise, Université Laval, Québec, Québec, Canada, 158 p.
- [54] Lockheed Martin Corporation (2012). HULC® Exoskeletons Enhance Mobility and Increase Endurance. Dans Lockheed Martin Corporation, *Lockheed Martin*. <http://www.lockheedmartin.ca/content/dam/lockheed/data/mfc/pc/hulc/mfc-hulc-pc-01.pdf> (page consultée le 04 octobre 2017).
- [55] Lu, W.-S. et Meng, Q.-H. (1991). Impedance control with adaptation for robotic manipulations. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, volume 7, numéro 3, p. 408 – 415.
- [56] Macfarlane, S. et Croft, E. A. (2003). Jerk-bounded manipulator trajectory planning : Design for real-time applications. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, volume 19, numéro 1, p. 42–52.
- [57] Machado de Azevedo, E. R. F. B., Maria, R. M., Alonso, K. C. et Cliquet, A. J. (2015). Posture influence on the pendulum test of spasticity in patients with spinal cord injury. *Artificial Organs*, p. 1–5.
- [58] Marden, C., Obeso, J. et Rothwell, J. (1983). The function of the antagonist muscle during fast limb movements in man. *The Journal of Physiology*, volume 335, p. 1–13.
- [59] Marino, R., Barros, T., Biering-Sorensen, F., Burns, S., Donovan, W. et Graves, D. (2003). International standards for neurological classification of spinal cord injury. *Spinal Cord Med*, volume 26(Suppl 1), p. S50–S56.
-

- [60] Mayorga, R., Wong, A. et Milano, N. (1992). A fast procedure for manipulator inverse kinematics evaluation and pseudoinverse robustness. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, volume 22, numéro 4, p. 790–798.
- [61] McMillan, G. (2010). Raytheon’s XOS2 : I am Iron Man... or the closest thing real life has to offer. Dans Time, *TimeTechland*. <http://techland.time.com/2010/09/27/raytheons-xos2-i-am-iron-man-or-the-closest-thing-real-life-has-to-offer/> (page consultée le 04 octobre 2017).
- [62] Muscle and Joint Clinic (2017). Genu recurvatum. Dans Muscle and Joint Clinic, *Mississauga Pain Clinic*. <http://muscleandjoint.ca/genu-recurvatum/> (page consultée le 02 août 2017).
- [63] Nabeshima, C., Kawamoto, H. et Sankai, Y. (2012). Strength testing machines for wearable walking assistant robots based on risk assessment of robot suit HAL. Dans *Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation*. p. 2743–2748.
- [64] NHK World (2010). Cyberdyne power suit for disabled. Dans Japan Bullet, *Japan Bullet*. <http://www.japanbullet.com/technology/cyberdyne-power-suit-for-disabled> (page consultée le 21 septembre 2017).
- [65] Oatis, C. A. (2013). The use of a mechanical model to describe the stiffness and damping characteristics of the knee joint in healthy adults. *Physical Therapy*, volume 73, numéro 11, p. 740–749.
- [66] Pilarski, P. M., Dawson, M. R., Degris, T., Carcy, J. P., Chan, K. M., Hebert, J. S. et Sutton, R. S. (2013). Adaptive ARTificial Limbs : A Real-Time Approach to Prediction and Anticipation. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, volume 20, numéro 1, p. 53–64.
- [67] Portnoy, S., Frechtel, A., Raveh, E. et Schwartz, I. (2015). Prevention of genu recurvatum in poststroke patients using a hinged soft knee orthosis. *American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation*, volume 7, numéro 10, p. 1042–1051.
- [68] Purves, D. and Augustine, G.J. and Fitzpatrick, D. (2001). The Spinal Cord Circuitry Underlying Muscle Stretch Reflexes. Dans Sunderland (MA) : Sinauer Associates, *Neuroscience. 2nd edition*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK10809/> (page consultée le 08 janvier 2018).
- [69] Rai, J. K. et Tewari, R. (2014). Quintic polynomial trajectory of biped robot for human-like walking. Dans *International Symposium on Communications, Control and Signal Processing 2014*. IEEE, p. 360–363.
- [70] ReWalk Robotics (2017). About Products. Dans ReWalk Robotics, *ReWalk™ - More Than Walking*. <http://rewalk.com/about-products-2/> (page consultée le 20 juillet 2017).
-

- [71] Rewalk Robotics (2017). New ReWalk™ Personal 6.0. Dans Rewalk Robotics, *ReWalk™ - More Than Walking*. <http://rewalk.com/rewalk-personal-3/> (page consultée le 20 juillet 2017).
- [72] Rewalk Robotics (2017). ReWalk™ Rehabilitation. Dans Rewalk Robotics, *ReWalk - More Than Walking*. <http://rewalk.com/rewalk-rehabilitation/> (page consultée le 24 septembre 2017).
- [73] Rex Bionics Ltd. (2017). Clinical use. Dans Rex Bionics Ltd., *Rex Bionics*. <http://www.rexbionics.com/rex-for-clinical-use/> (page consultée le 18 juillet 2017).
- [74] Rex Bionics Ltd. (2017). Home use. Dans Rex Bionics Ltd., *Rex Bionics*. <http://www.rexbionics.com/rex-for-home-use/> (page consultée le 18 juillet 2017).
- [75] Rex Bionics Ltd. (2017). Presentation of rex case report at spinal cord injury conference. Dans Rex Bionics Ltd., *Rex Bionics*. <http://www.rexbionics.com/clinical-trial/presentation-of-rex-case-report-at-spinal-cord-injury-conference/> (page consultée le 20 juillet 2017).
- [76] Rex Bionics Ltd. (2017). Rexercices. Dans Rex Bionics Ltd., *Rex Bionics*. <http://www.rexbionics.com/rexercises/> (page consultée le 20 juillet 2017).
- [77] Reynolds, R. M., Morton, R. P., Walker, M. L., Massaccli, T. L. et Browd, S. R. (2014). Role of dorsal rhizotomy in spinal cord injury-induced spasticity. *J Neurosurg : Pediatrics*, volume 14, p. 266–270.
- [78] Rocon, E., Ruiz, A., Pons, J., Belda-Lois, J. et Sanchez-Lacuesta, J. (2005). Rehabilitation robotics : A wearable exo-skeleton for tremor assessment and suppression. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*. p. 2271 – 2276.
- [79] Ruiz, A., Rocon, E., Raya, R. et Pons, J. (2008). Coupled control of human-exoskeleton systems : An adaptative process. Dans *Proceedings Conference on Human System Interactions*. p. 242 –246.
- [80] Sankai, Y. (2006). Leading edge of cybernics : Robot suit HAL. Dans *Proceedings International Joint Conference SICE-ICASE*. p. 1–2.
- [81] Sarcos Corp. (2017). Guardian™ XO. Dans Sarcos Corp., *Sarcos Robotics - Global Leader in Robotic Technologies & Solutions*. <https://www.sarcos.com/products/guardian-xo/> (page consultée le 21 septembre 2017).
- [82] Schmidt, L., Depper, L. et Kerkhoff, G. (2013). Effects of age, sex and arm on the precision of arm position sense - left-arm superiority in healthy right-handers. *Frontiers in Human Neuroscience*, volume 7, p. 1–11.
- [83] Sensinger, J. W. et Weir, R. F. (2006). Unconstrained impedance control using a compact series elastic actuator. Dans *Proceedings IEEE/ASME International Conference on Mechatronic and Embedded Systems and Applications*. p. 1 –6.
-

- [84] Shadmehr, R. et Wise, S. P. (2004). *The Computational Neurobiology of Reaching and Pointing*, 1^{re} édition. The MIT Press.
- [85] Sharon, A., Hogan, N. et Hardt, D. (1989). Controller design in the physical domain (application to robot impedance control). Dans *Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation*. p. 552 –559 vol.1.
- [86] Shields, G. et Kovalsky, C. (2010). Raytheon unveils lighter, faster, stronger second generation exoskeleton robotic suit. Dans PR Newswire Association LLC, *PR Newswire : Press Release Distribution, Targeting, Monitoring and Marketing*. <http://multivu.prnewswire.com/mnr/raytheon/46273/> (page consultée le 04 octobre 2017).
- [87] The Telegraph (2012). Paralyzed claire lomas finishes london marathon. Dans ReWalk Robotitcs, *ReWalk™ - More Than Walking*. <http://rewalk.com/paralysed-claire-lomas-finishes-london-marathon/> (page consultée le 04 octobre 2017).
- [88] Tonietti, G., Schiavi, R. et Bicchi, A. (2005). Design and control of a variable stiffness actuator for safe and fast physical human/robot interaction. Dans *Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation*. p. 526 – 531.
- [89] Tsoi, Y. et Xie, S. (2009). Impedance control of ankle rehabilitation robot. Dans *Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*. p. 840–845.
- [90] Tsuji, T. et Tanaka, Y. (2005). Tracking control properties of human-robotic systems based on impedance control. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, Part A : Systems and Humans*, volume 35, numéro 4, p. 523 – 535.
- [91] Tsukahara, A., Hasegawa, Y. et Sankai, Y. (2009). Standing-up motion support for paraplegic patient with robot suit HAL. Dans *Proceedings IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. p. 211 –217.
- [92] Tsumugiwa, T., Kamiyoshi, A., Yokogawa, R. et Shibata, H. (2006). Development of human motion detecting device for human-machine interface. Dans *Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*. p. 239–244.
- [93] Van Cooten, I., Snock, G., Nene, A., de Groot, S. et Post, M. (2015). Functionnal hindrance due to spasticity in individuals with spinal cord injury during inpatient rehabilitation and 1 year thereafter. *Spinal Cord*, p. 1–5.
- [94] Vukobratović, M. et Borovac, B. (2005). Zero-Moment Point - Thirty five years of its life. *International Journal of Humanoid Robotics*, volume 1, numéro 1, p. 157–173.
- [95] Vuong, N. D., Ang, M., Lim, T. M. et Lim, S. Y. (2010). An analysis of the operational space control of robots. Dans *Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation*. p. 4163–4168.
-

-
- [96] Wang, R.-J. et Huang, H.-P. (2010). Active variable stiffness elastic actuator : Design and application for safe physical human-robot interaction. Dans *Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*. p. 1417–1422.
- [97] Yang, S. (2004). UC Berkeley researchers developing robotic exoskeleton that can enhance human strength and endurance. Dans University of California–Berkeley Media Relation, *UCBerkeleyNews*. http://www.berkeley.edu/news/media/releases/2004/03/03_exo.shtml (page consultée le 04 octobre 2017).
- [98] Yang, Z., Zhu, Y., Yang, X. et Zhang, Y. (2009). Impedance control of exoskeleton suit based on adaptive RBF neural network. Dans *Proceedings International Conference on Intelligent Human-Machine Systems and Cybernetics*, volume 1. p. 182–187.
- [99] Zoss, A., Kazerooni, H. et Chu, A. (2006). Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, volume 11, numéro 2, p. 128–138.
-

