

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE
Faculté de génie
Département de génie mécanique

CONTRÔLE D'UN EXOSQUELETTE À
EMBRAYAGES
MAGNÉTORHÉOLOGIQUES PAR CARTE
D'ÉTAT POUR ASSISTER LA MARCHE,
LE SAUT ET L'ATTERRISSAGE

Mémoire de maîtrise
Spécialité : génie mécanique

Charles KHAZOOM

Sherbrooke (Québec) Canada

Juillet 2019

MEMBRES DU JURY

Jean-Sébastien PLANTE

Directeur

Alexandre GIRARD

Codirecteur

Jean-Philippe LUCKING BIGUÉ

Évaluateur

Denis RANCOURT

Évaluateur

RÉSUMÉ

Les exosquelettes et les orthèses peuvent augmenter ou restaurer la performance humaine. Leur utilisabilité est grandement limitée par la technologie d'actionnement ainsi que par la stratégie de contrôle utilisée pour assister l'humain. Les actionneurs à embrayages magnétorhéologiques (EMRs) développés à l'Université de Sherbrooke se démarquent des actionneurs conventionnels pour interagir avec l'humain et pour fournir une assistance multifonctionnelle grâce à leur bande passante en force élevée, leur réversibilité et leur grande densité de puissance.

Par ailleurs, la majorité des contrôleurs d'exosquelettes actuels ne remplissent pas tous les requis pour assister une variété de mouvements humains : ces contrôleurs dépendent souvent des mouvements antérieurs, sont limités à la locomotion et sont peu adaptables aux aléas du mouvement humain.

Dans ce mémoire, une approche de contrôle multifonctionnelle par carte d'état est proposée. Cette approche consiste à relier la commande aux actionneurs en fonction de l'état biomécanique présent. L'objectif de ce projet est d'évaluer la performance d'un exosquelette pour chevilles actionné par des EMRs et de son contrôleur multifonctionnel par carte d'état pour assister la flexion plantaire pour les trois mouvements ciblés.

Le contrôleur par carte d'état proposé utilise l'angle et la vitesse angulaire de chaque tibia pour discriminer et assister chaque mouvement. Le déphasage entre les deux tibias est utilisé pour discriminer la marche du saut et de l'atterrissage. L'angle de phase de chaque tibia est utilisé pour assister la marche. Pour le saut et l'atterrissage, une commande de force proportionnelle à la vitesse angulaire des tibias est fournie.

La multifonctionnalité du système est démontrée dans une séquence de marche, de saut et d'atterrissage. Le système s'adapte instantanément à des changements de démarche rapides et peut fournir 90 N·m par cheville avec une puissance totale de 1.4 kW lors du saut tout en freinant l'impact à l'atterrissage. Le système de 6.2 kg incluant 0.9 kg sur chaque jambe réduit le coût métabolique à la marche de 5.6 %.

La multifonctionnalité de l'exosquelette à EMRs et du contrôleur par carte d'état pourrait être étendue pour fournir une assistance multi-articulaire globale.

Mots-clés : Exosquelette, contrôle, carte d'état, interaction homme-machine, robotique portable, embrayages magnétorhéologiques

TABLE DES MATIÈRES

1	INTRODUCTION	1
1.1	Mise en contexte et problématique	1
1.2	Question de recherche	3
1.3	Objectifs du projet de recherche	3
1.4	Contributions originales	3
1.5	Plan du document	4
2	ÉTAT DE L'ART	5
2.1	Biomécanique de la marche	5
2.2	Contrôleurs d'exosquelettes	5
2.2.1	Contrôleurs temporels	7
2.2.2	Générateurs de trajectoire	8
2.2.3	Contrôleurs par modèles dynamiques	9
2.2.4	Contrôleurs myoélectriques	10
2.2.5	Contrôleur avec l'angle de phase	11
2.2.6	Contrôle hybride par machine d'états finis pour la marche	13
2.2.7	Contrôle par machine d'états finis pour plusieurs mouvements	13
2.3	Conclusion sur l'état de l'art	16
3	Design and Control of a Multifunctional Ankle Exoskeleton Powered by Magnetorheological Actuators to Assist Walking, Jumping and Landing	17
3.1	Préambule	17
3.2	Abstract	19
3.3	Introduction	19
3.3.1	Motivation	19
3.3.2	Background	20
3.3.3	Approach	22
3.4	MR Exoskeleton Design	23
3.5	State Map Controller	25
3.5.1	Task Classification	25
3.5.2	Task Assistance	26
3.6	Experimental Setup	28
3.6.1	System Implementation	28
3.6.2	Testing Protocol	28
3.6.3	Data Analysis and Processing	30
3.7	Results and Discussion	31
3.7.1	Phase Angle Parameterization of Walking	31
3.7.2	Adaptability to Transient Walking	31
3.7.3	Vertical Jump and Landing	33
3.7.4	Multifunctionality of the MR Exoskeleton	36
3.7.5	Metabolic Cost Reduction for Steady Walking	37

3.8	Conclusion	38
4	CONCLUSION	39
4.1	Sommaire	39
4.2	Contributions originales	40
4.3	Perspectives	40
A	FONDEMENTS SUR L’ACTIONNEMENT MAGNÉTORHÉOLOGIQUE	42
A.1	Fluide magnétorhéologique	42
A.2	Architecture mécanique	42
B	CERTIFICAT D’ÉTHIQUE POUR LES ESSAIS DE COÛT MÉTABOLIQUE	44
C	CERTIFICAT D’ÉTHIQUE POUR LES ESSAIS DE COÛT MÉTABOLIQUE	47
D	CARACTÉRISTIQUES DES PARTICIPANT AUX ESSAIS DE COÛT MÉTABOLIQUE	55
	LISTE DES RÉFÉRENCES	56

LISTE DES FIGURES

1.1	(a) Système de distribution de puissance hydrostatique utilisé pour actionner la cheville. (b) Exosquelette avec l'unité de puissance délocalisée (adaptée de [53])	2
2.1	Cycle de marche (adaptée de [48])	6
2.2	Angle, puissance et moment typiques à la cheville d'un cycle de marche dans le plan sagittal (adaptée de [48])	6
2.3	Paramètres d'assistance de l'exosquelette de la cheville (a) généraux et (b) optimaux, variables d'un individu à l'autre (adaptée de [59])	7
2.4	Architecture typique d'un générateur de trajectoire pour assister la marche humaine (adaptée de [28])	8
2.5	Contrôleur myoélectrique proportionnel (adaptée de [7])	10
2.6	Angle de phase Φ basé sur le plan de phase du tibia (adaptée de [24])	11
2.7	Angle de phase de la cuisse en fonction du temps pour un sujet pour différentes vitesses de marche (1-4 mph) et de course (5-9 mph). L'angle de phase à l'instant <i>Toe-Off</i> est similaire, peu importe la vitesse de la locomotion (adaptée de [45])	12
2.8	(a) La courbe nominale de l'angle de la cheville est segmentée en cinq zones. Un contrôle en rigidité ou en vitesse est implémenté selon chaque zone (b) La machine d'états finis pour contrôler la prothèse nécessite de passer d'une case à l'autre de manière cyclique et dans le même ordre, selon un historique d'événements préétabli (adaptée de [5])	14
2.9	Machine d'états finis pour déterminer l'intention de l'utilisateur pour assister la marche et la transition assis/debout. (adaptée de [52])	15
3.1	Design of the MR exoskeleton. a) Delocalization of the power unit from the actuated joint. b) Power unit with a cross-sectional view of the MR clutch inner mechanism. c) Portion of the power unit with cable/pulley outer mechanism hiding the MR clutch. d) Attachment of the slave cylinder on the shank and foot. e) Schematic representation of the power distribution system. The red arrows show the direction of the force on the piston rod that creates a plantar-flexion torque.	24
3.2	Architecture of the state map controller.	25
3.3	a) Phase plane representation of walking key events and phases in the limit cycle formed by the shank's angle and angular velocity scaled by ω . The angle γ between \mathbf{x}_L and \mathbf{x}_R is used to distinguish walking from jumping/landing. b) Walking and jumping/landing trajectories are overlapping in the phase plane. c) Adding a third γ vertical axis to the phase plane clearly separates walking from jumping/landing.	27
3.4	Clutch current vs phase angle assistance map for walking.	28

3.5	Right and left phase angles and discrete heel strikes while being assisted by the state map controller in real time (during test 1). The curves include normal step periods of ~ 0.99 s, short step periods of ~ 0.80 s and transition.	32
3.6	Phase angle as a function of %GC averaged over 250 gait cycles.	32
3.7	Comparison of the state map (real) and time-based (simulated) control commands for the left leg during unsteady walking (test 1) when the subject transitions a) from normal to short step periods and b) from normal to large step periods.	34
3.8	Clutch current, ankle torque and ankle power on the right leg for vertical jump (a, b, c) and landing (d, e, f) (during test 2). Red solid lines on (b, c, e, f) are computed from the slave cylinder pressure. Green dash-dotted line on (b) is the ankle torque computed from the pressure measured at the master cylinder. Blue dashed line on (e) is the ankle torque computed from the slave cylinder pressure when landing without assistance.	35
3.9	Left and right ankle torque for a sequence of walking, jumping and landing test 3. The controller classifies walking, jumping and landing instantaneously and the MR exoskeleton assists accordingly. A false detection occurs at 5.5 s, where a small torque of 15 N·m was transmitted to the user.	37
3.10	Average exoskeleton ankle power and torque as a function of %GC for all subjects during the last 5 min walking during the metabolic testing protocol (test 4). Curves are normalized by the average body weight of the subjects. Shaded areas are the standard errors across subject population	38
A.1	Fonctionnement de la magnétorhéologie. (a) couple total (actif+visqueux) transmis par l'EMR selon le modèle de Bingham (b) État inerte du fluide magnétorhéologique (c) Etat actif du fluide magnétorhéologique. (tirée de [36])	43
A.2	Vue en coupe d'une architecture multitambours typique d'un embrayage magnétorhéologique (adaptée de [36])	43

CHAPITRE 1

INTRODUCTION

1.1 Mise en contexte et problématique

Les exosquelettes et les orthèses actifs pour les membres inférieurs sont utilisés dans le domaine militaire, en réadaptation ou en milieu de travail pour augmenter ou pour restaurer la performance humaine [14, 17]. La majorité des exosquelettes sont conçus pour faciliter la locomotion. Grâce à ces robots portables, les soldats portent des charges plus lourdes [31], parcourent des distances plus grandes avec charge [41, 43] ou sans charge [40]. En réadaptation, les exosquelettes rétablissent plusieurs démarches pathologiques comme le pied tombant [3], assistent les personnes âgées [18], font marcher les paralysés et les victimes d'AVC [2]. Certains exosquelettes assistent d'autres mouvements comme le squat [20], la transition assis/debout [44], la course à pied [9, 33] ou préviennent les chutes [39]. Ainsi, plusieurs exosquelettes ont été commercialisés ces dernières années pour remplir ces fonctions variées. Malgré leur utilité et les récentes avancées dans le domaine, l'utilisabilité de ces dispositifs robotiques portables est encore limitée.

Premièrement, ces dispositifs augmentent souvent le coût métabolique de la marche [14, 23]. Le fardeau énergétique est souvent si élevé que l'utilisateur délaisse souvent l'exosquelette pour réadopter une démarche humaine non assistée, normale ou pathologique [25]. D'une part, l'ajout de masse aux extrémités distales a un effet considérable sur le coût de la locomotion [6, 40, 41]. D'autre part, la stratégie de contrôle utilisée influence également le coût métabolique de la marche [14, 23, 28].

Deuxièmement, la performance des exosquelettes est limitée par la technologie d'actionnement utilisée. Plusieurs exosquelettes actuellement sur le marché sont actionnés par des motoréducteurs non réversibles et aux performances dynamiques modestes [25]. Le couplage d'embrayages magnétorhéologiques (EMR) avec l'humain est particulièrement prometteur, puisqu'ils sont réversibles, ont une grande densité de couple et ont d'excellentes performances dynamiques¹. Leur pertinence pour les exosquelettes a déjà été étudiée en profondeur par notre groupe de recherche [53] et un système de distribution de puissance hydrostatique a été conçu à cet effet. Ce dernier délocalise l'unité de puissance à proximité

1. L'annexe A présente les principes de fonctionnement fondamentaux de l'actionnement par EMRs

du centre de masse (fig. 1.1(a)), de manière à minimiser la masse aux extrémités distales (fig. 1.1(b)).

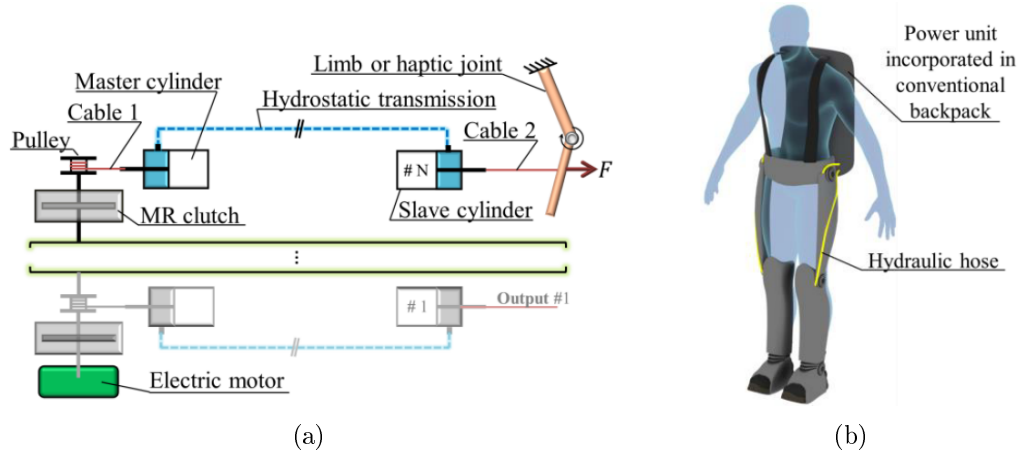


Figure 1.1 (a) Système de distribution de puissance hydrostatique utilisé pour actionner la cheville. (b) Exosquelette avec l'unité de puissance délocalisée (adaptée de [53])

La grande densité de couple des EMR permet de générer un couple élevé à l'articulation avec un faible masse totale, ce qui assure une bonne portabilité. La réversibilité de l'actionneur permet de marcher sans assistance et de contrôler l'énergie dissipée. De plus, le temps de réponse très faible des actionneurs minimise le délai d'actionnement et confère à l'actionneur une grande bande passante en force. La grande contrôlabilité de la force qui en résulte [54, 56] permet d'explorer rapidement plusieurs stratégies de contrôle [58] et fait des EMRs une technologie d'actionnement pertinente pour interagir avec l'humain. En somme, ces caractéristiques mécaniques propres aux EMR offrent une grande multifonctionnalité qui permettrait non seulement de diminuer le coût métabolique de la marche, mais également d'assister l'humain dans d'autres tâches variées, hautement dynamiques comme le saut vertical, l'atterrissage, la course, etc.

Finalement, la multifonctionnalité du système dépend également de la stratégie de contrôle utilisée pour assister l'humain. La plupart des exosquelettes sont contrôlés selon des approches spécifiques à une tâche et offrent peu d'interactivité avec l'utilisateur. **Il y a un besoin clair pour des exosquelettes multifonctionnels, tant mécaniquement qu'au niveau de leur contrôleur.** Idéalement, ce contrôleur doit assister l'humain de manière interactive dans une variété de tâches, sujettes aux aléas du mouvement humain [49].

1.2 Question de recherche

De la problématique découle la question de recherche suivante :

Quelle est la performance d'un exosquelette à embrayages magnétorhéologiques contrôlé par une carte d'état $\tau = \mathbf{F}(\mathbf{X})$ pour assister la marche, le saut vertical et l'atterrissage ?

La marche, le saut et l'atterrissage ont été choisis, puisqu'ils exploitent les forces de la technologie d'actionnement magnétorhéologique :

- La marche nécessite une grande contrôlabilité de la force [8, 59] ;
- le saut nécessite un temps de réponse minimal, une grande vitesse et une grande puissance [4, 51] ;
- l'atterrissage nécessite un actionneur réversible, compliant aux impacts.

Le tout doit être réalisable dans une architecture mécanique portable.

1.3 Objectifs du projet de recherche

L'objectif principal de ce projet est d'évaluer le potentiel d'un exosquelette actionné par des EMRs et de son contrôleur multifonctionnel par carte d'état pour assister la flexion plantaire à la marche, au saut et à l'atterrissage.

De cet objectif principal découlent les objectifs secondaires suivants :

1. Déterminer les mesures biomécaniques nécessaires pour discriminer les mouvements ciblés et pour paramétrer chaque mouvement en temps réel (trouver \mathbf{X}).
2. Établir une loi de contrôle qui assiste adéquatement chaque mouvement en fonction de l'état biomécanique (trouver $\mathbf{F}(\mathbf{X})$ pour former l'égalité $\tau = \mathbf{F}(\mathbf{X})$).
3. Quantifier l'assistance fournie par le contrôleur pour la marche, le saut vertical et l'atterrissage et évaluer la multifonctionnalité de l'exosquelette contrôlé par la carte d'état.

1.4 Contributions originales

La contribution principale de ce projet de recherche est le **contrôleur multifonctionnel par carte d'état, qui assiste l'humain en fonction de l'état présent** pour la marche, le saut et l'atterrissage.

De cette contribution principale découlent trois contributions secondaires :

L'assistance du saut et de l'atterrissage , qui n'a jamais été étudiée auparavant.

L'utilisation de l'angle de phase du tibia pour un exosquelette pour paramétriser l'état biomécanique de l'utilisateur lors de la marche.

Un classificateur pour détecter la marche, le saut/atterrissage et l'arrêt basé le déphasage entre les phases des tibias.

1.5 Plan du document

Le chapitre 2 présente l'état de l'art sur les stratégies de contrôle pour exosquelettes pour membres inférieurs. Le chapitre 3 présente un article actuellement publié dans le journal IEEE Robotics and Automation Letters et accepté pour la conférence IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2019) qui aura lieu à Macoa (Chine) du 4 au 8 novembre 2019. Finalement, le chapitre 4 conclut sur le projet de recherche en mettant en lumière les perspectives et applications futures du contrôleur par carte d'état.

CHAPITRE 2

ÉTAT DE L'ART

Le contrôle des exosquelettes représente un défi de taille, puisque le système agit en parallèle avec l'être humain [26]. D'une part, le contrôleur devrait s'adapter à l'intention humaine tout en fournissant l'assistance optimale. D'autre part, l'être humain doit s'adapter au système, notamment en adaptant son contrôle moteur pour fonctionner conjointement à la machine [49]. Cette adaptation peut avoir lieu (ou non) de manière différente pour chaque personne. Cela met en évidence la complexité de développement d'un contrôleur interagissant en synchronie avec les mouvements humains, dont la réponse à l'assistance varie dans le temps et selon l'utilisateur. Ce chapitre présente d'abord les éléments clés de la biomécanique de la marche, puis les contrôleurs d'exosquelettes, d'orthèses et de prothèses existants pour assister la marche et d'autres mouvements.

2.1 Biomécanique de la marche

Le cycle de marche (fig. 2.1) est un mouvement quasi périodique. Le cycle de marche est généralement paramétrisé par le pourcentage du cycle de marche (*%Gait Cycle ; p*). Ce dernier correspond à un temps normalisé par la période de marche et varie de 0% à 100%, où 0% correspond au contact initial du talon au sol et 100% correspond au contact initial suivant du même talon. Plusieurs événements se répètent de façon périodique pendant le cycle de marche à une valeur de p plus ou moins fixe. La figure 2.2 illustre l'angle, la puissance et le couple typiques générés à la cheville lors d'un cycle de marche complet dans le plan sagittal. La ligne pleine correspond à la valeur moyenne en fonction de p et la partie ombragée représente l'écart-type dû à la variabilité naturelle du cycle de marche. Pour la cheville, la puissance est négative de 0% à 40% et positive de 40% à 62%. La puissance à la cheville est nulle pendant la phase de recouvrement (62% à 100%).

2.2 Contrôleurs d'exosquelettes

Cette section présente une revue des contrôleurs pour exosquelettes conçus pour assister le mouvement humain. La majorité des contrôleurs sont conçus exclusivement pour la marche.

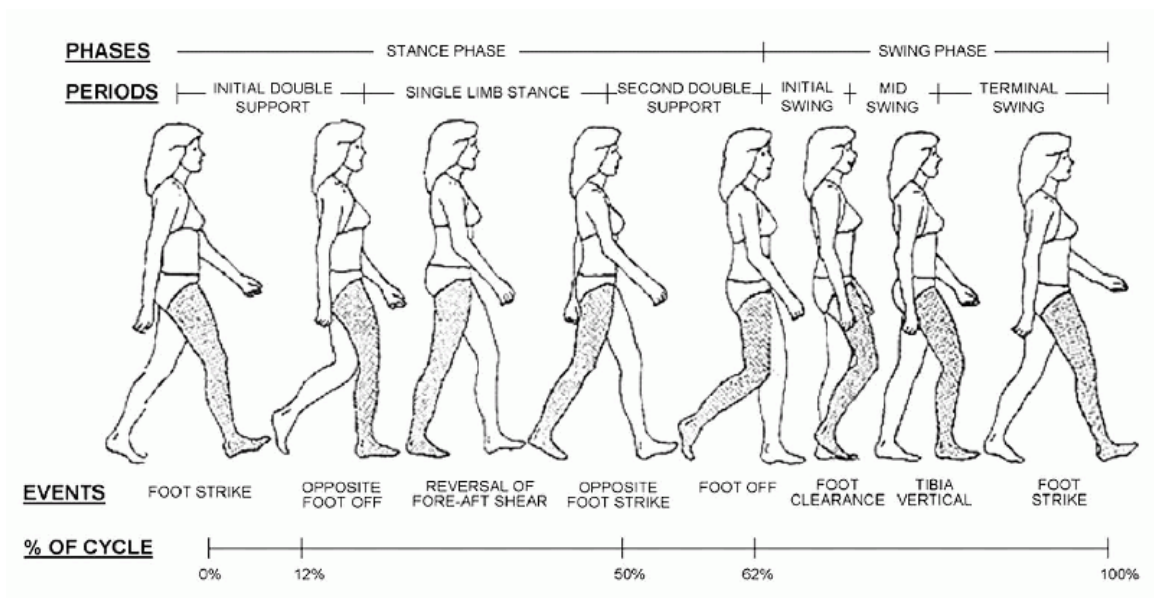


Figure 2.1 Cycle de marche (adaptée de [48])

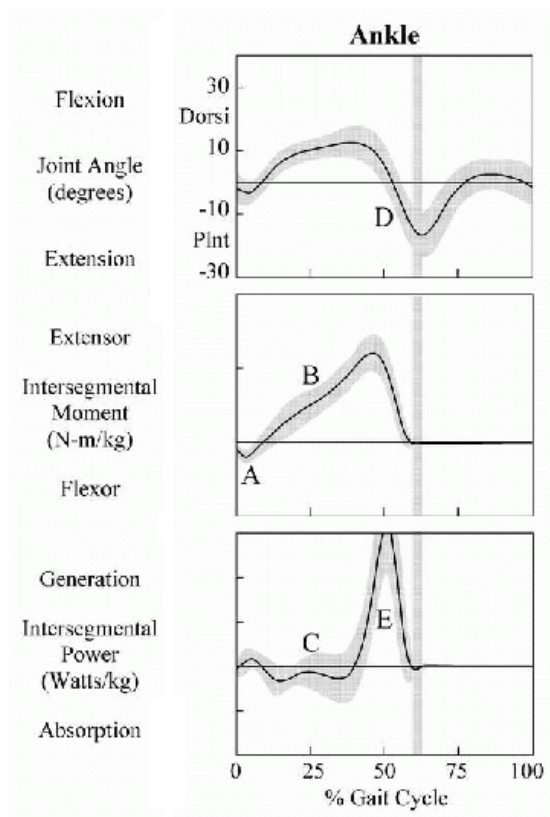


Figure 2.2 Angle, puissance et moment typiques à la cheville d'un cycle de marche dans le plan sagittal (adaptée de [48])

2.2.1 Contrôleurs temporels

Étant donnée la nature périodique de la marche, plusieurs approches de contrôle d'exosquelettes consistent à estimer le pourcentage du cycle de marche p afin de déterminer la commande à envoyer aux actionneurs. Pour ce faire, p est calculé selon

$$p = \frac{t}{T} \times 100\% \quad (2.1)$$

La période de marche T est estimée en mesurant le temps entre deux contacts de talon successifs. Une moyenne glissante sur quelques pas est utilisée pour adapter le contrôleur à la vitesse de marche. Le temps t correspond au temps depuis le dernier contact de talon. Un profil de commandes aux actionneurs en fonction de p est alors généré (fig. 2.3(a)). Les paramètres d'assistance (*peak time*, *rise time*, *fall time*, *peak torque*) peuvent être ajustés de plusieurs façons : à la main, en mesurant le coût métabolique, etc.

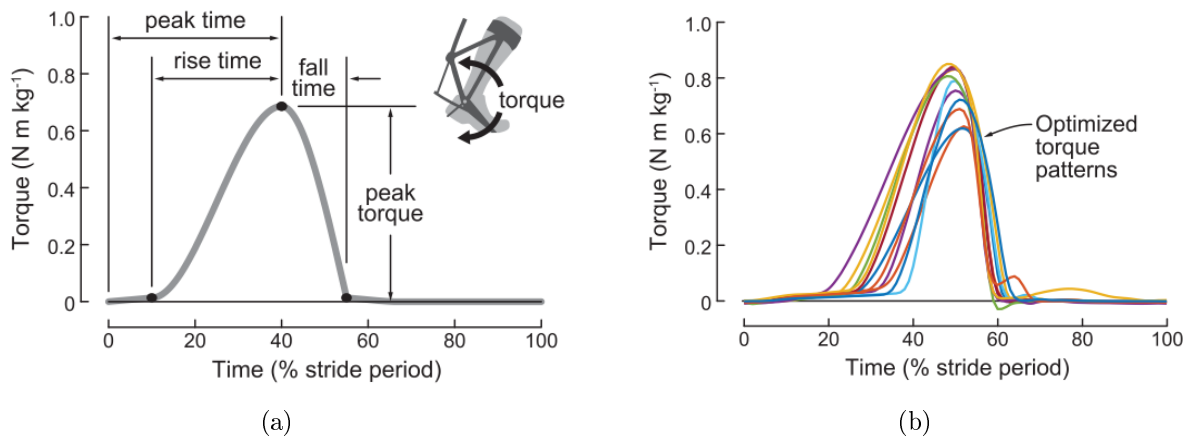


Figure 2.3 Paramètres d'assistance de l'exosquelette de la cheville (a) généraux et (b) optimaux, variables d'un individu à l'autre (adaptée de [59])

Plusieurs groupes de recherche ont adopté ce type de contrôleur pour assister la marche dans le but de diminuer le coût métabolique de la marche. L'exosquelette pour chevilles de Mooney et al. a été le premier système autonome à réduire le coût métabolique de la marche normale [40] et avec charge [41]. Une approche biomimétique a été utilisée pour ajuster les paramètres d'assistance : une puissance négative ou positive est fournie à l'articulation dans la plage de p pour laquelle l'articulation applique une puissance négative ou positive lors d'un cycle de marche normal (fig. 2.2) [41] de manière à remplacer l'effort normalement fourni par les muscles. Cette stratégie est également utilisée pour l'exosquelette du groupe de Walsh et al. [1, 34], où p est estimé à deux instants clés à l'intérieur d'un même cycle de marche, ce qui augmente l'adaptabilité de l'exosquelette en temps réel. De nombreuses

études démontrent l'efficacité de ce système à diminuer le coût métabolique de la marche et de la course à pied sur un tapis roulant [13, 43] et à l'extérieur [33, 35].

Bien qu'efficace en conditions contrôlées, cette stratégie de contrôle fonctionne uniquement pour des mouvements périodiques comme la marche ou la course. En effet, ce type de contrôleur est conçu pour détecter un ou plusieurs événements clés (comme le contact du talon) qui se répètent successivement d'un cycle à l'autre afin d'estimer p pour les cycles suivants. Ainsi, l'estimation de p (et donc le timing de l'actionnement) dépend uniquement du **passé**. Pour ces raisons, une telle conception est mal adaptée aux aléas du mouvement humain et de l'environnement extérieur, qui nécessitent un contrôleur pouvant réagir aux perturbations instantanées du cycle de marche en fonction de l'état biomécanique **présent**.

2.2.2 Générateurs de trajectoire

De façon similaire aux contrôleurs temporels (sect. 2.2.1), une variable biomécanique (e.g. p [57]) est estimée pour déterminer la trajectoire de référence à suivre afin de reproduire la cinématique d'une marche normale non assistée. Un contrôleur haut niveau génère la commande pour suivre la trajectoire désirée. La figure 2.4 illustre la structure générale de ce type de contrôleur. Cette approche restreint grandement l'interactivité entre l'exosquelette et l'utilisateur. Outre l'inaptitude la variable biomécanique p pour déterminer l'état actuel (voir section 2.2.1), cette approche restreint l'adaptabilité du contrôleur et le potentiel d'interaction homme-machine, puisqu'une trajectoire est imposée dans le temps, peu importe l'intention de l'utilisateur, les perturbations du cycle de marche et la nature du terrain.

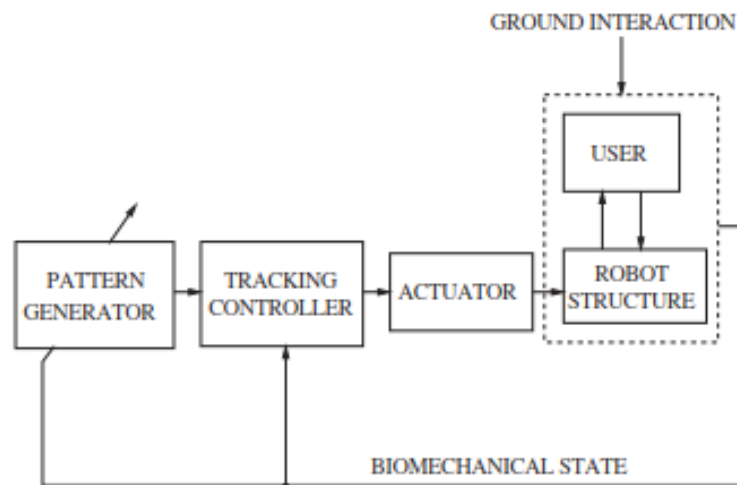


Figure 2.4 Architecture typique d'un générateur de trajectoire pour assister la marche humaine (adaptée de [28])

2.2.3 Contrôleurs par modèles dynamiques

En robotique, la connaissance de la dynamique du système à contrôler est utile pour concevoir un contrôleur. Pour les exosquelettes, l'interaction entre l'homme et la machine est changeante et imprévisible. La réaction de l'humain est difficile à prévoir et à modéliser.

Berkeley Lower Extremity Exoskeleton

Dans le cas du *Berkeley Lower Extremity Exoskeleton* (BLEEX) [30], les forces humaines appliquées par les membres inférieurs sur la structure de l'exosquelette sont considérées comme des perturbations à amplifier. Cette amplification des forces humaines se fait par l'entremise d'une boucle de rétroaction positive. Cette approche de contrôle diminue la robustesse du système, de sorte que le modèle dynamique doit être très fidèle à la réalité. Ainsi, les paramètres doivent souvent être déterminés par identification de système [21]. De plus, trois modèles dynamiques sont requis pour trois phases du cycle de marche.

Modelage de l'intégrale de l'admittance

Cette approche, proposée par Nagarajan et al. [42], consiste à moduler la réponse dynamique du système en modulant l'intégrale de l'admittance du système en boucle fermée. Il s'agit de la relation couple $\tau_{\text{sys}}(s)$ vs angle $\theta_{\text{sys}}(s)$, donnée par la fonction de transfert $X_{\text{sys}}(s)$

$$X_{\text{sys}}(s) = \frac{\theta_{\text{sys}}(s)}{\tau_{\text{sys}}(s)} \quad (2.2)$$

où s est la variable de Laplace. Selon l'auteur, une assistance bénéfique se traduit par une amplitude angulaire plus grande pour un couple donné ou par un couple plus faible pour une amplitude angulaire donnée. Cette méthode a été mise en oeuvre pour un exosquelette de la hanche avec un modèle de pendule simple [42]. Malheureusement, très peu de données sont fournies sur l'assistance fournie à l'humain par ce contrôleur.

Modelage d'énergie

La méthode par modelage d'énergie (*energy shaping*) proposée par Lv et al. [37] consiste à modéliser trois phases du cycle de marche et à asservir l'énergie mécanique totale (potentielle gravitationnelle et cinétique) du système (composé de l'utilisateur et de l'exosquelette) plutôt qu'une force ou une trajectoire. À ce jour, ce contrôleur a seulement été testé par simulation.

Bref, les contrôleurs conçus à l'aide de modèles dynamiques ont l'avantage d'être multifonctionnels, car, en théorie, il peuvent assister plusieurs mouvements sans changer de

contrôleur spécifique à une tâche. Cependant, peu de données existent dans la littérature sur la performance des contrôleurs par modèles dynamiques et sur l'augmentation de la performance humaine associée.

2.2.4 Contrôleurs myoélectriques

Les contrôleurs myoélectriques consistent à fournir une assistance qui dépend du signal électromyographique (EMG) mesuré à la surface de la peau à l'aide d'électrodes. Dans le cas d'un contrôleur myoélectrique proportionnel, une commande proportionnelle à l'EMG traité génère un couple à l'articulation (fig. 2.5).

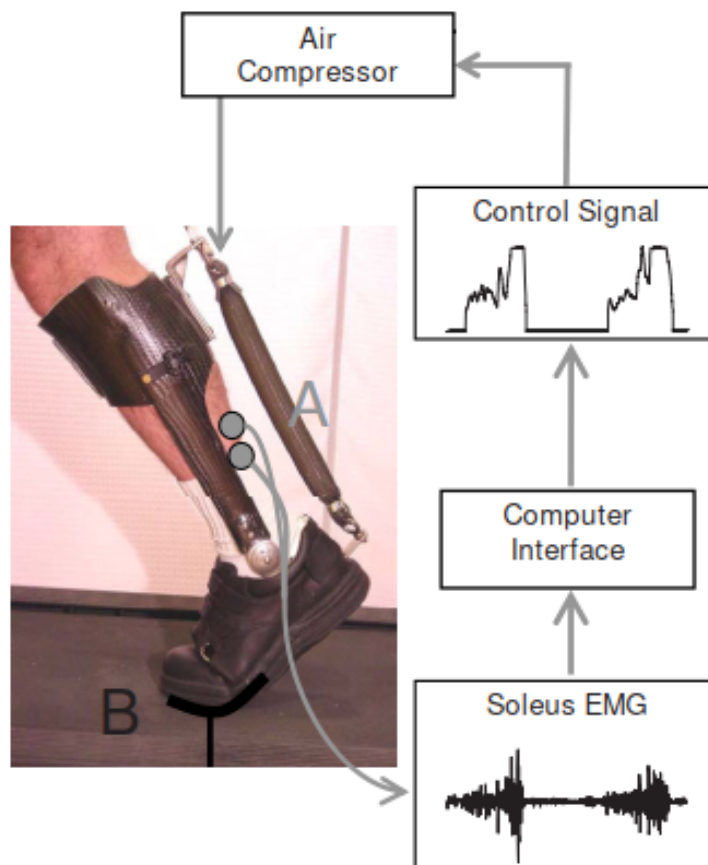


Figure 2.5 Contrôleur myoélectrique proportionnel (adaptée de [7])

Selon Ferris et al. [17], les principes de la locomotion sont encodés dans le cerveau humain et dans la moelle épinière. Ainsi, un contrôleur myoélectrique placerait l'humain dans la boucle de contrôle. Cela favoriserait l'adaptation de l'humain à la machine en exploitant sa capacité à optimiser la locomotion, de manière à minimiser le coût métabolique de la marche.

Par ailleurs, dans l'étude de Cain et al. [7], une plus grande réduction de l'activité musculaire a été observée avec un contrôleur myoélectrique proportionnel par rapport à un contrôleur **temporel** (sect. 2.2.1).

Malgré le potentiel des contrôleurs myoélectriques, ces derniers présentent plusieurs inconvénients pratiques. La qualité et la force du signal mesuré dépendent de l'utilisateur et du placement des électrodes. Le signal doit donc être calibré pour chaque individu et dès que la position des électrodes change. De plus, l'amplitude du signal peut changer pour un même mouvement à mesure que l'humain s'adapte à l'exosquelette. Ces inconvénients limitent l'utilisabilité de l'EMG pour des applications réelles.

2.2.5 Contrôleur avec l'angle de phase

L'intérêt pour un contrôleur indépendant du temps a mené les chercheurs et biomécaniciens à trouver une variable biomécanique unifiante représentative de l'état biomécanique présent dans le cycle de marche.

La pertinence d'une variable de phase pour contrôler une prothèse été mise en évidence par Holgate et al. [24]. Ces derniers ont utilisé l'angle de phase du tibia Φ , illustré dans le plan de phase de la figure 2.6. Les courbes de différentes couleurs représentent différentes vitesses de marche.

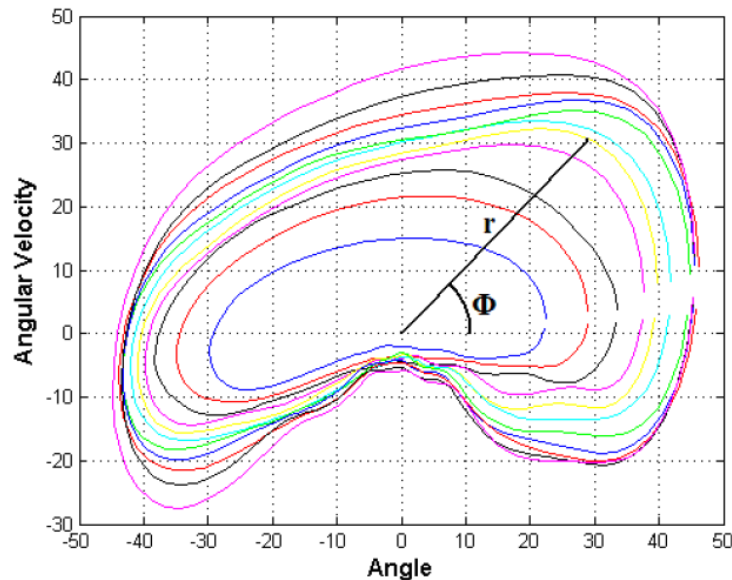


Figure 2.6 Angle de phase Φ basé sur le plan de phase du tibia (adaptée de [24])

Selon l’auteur, l’évolution de la variable Φ dans le cycle de marche est indépendante de la longueur de pas. Dans cette étude, l’angle Φ est utilisé afin de commander la position d’une prothèse de la cheville, comme illustré à la figure 2.4. Bien qu’aucun résultat n’est présenté pour le démontrer, l’auteur prétend que cette méthode permet à l’utilisateur d’augmenter ou de diminuer soudainement la longueur de ses pas tout en étant assisté adéquatement et même de marcher à l’envers. De plus, elle fonctionne bien pour plusieurs utilisateurs.

La paramétrisation continue du cycle de marche avec un angle de phase a été étudiée en profondeur par Villarreal et al. [55]. Ces derniers ont étudié la variable de phase issue du plan de phase de la cuisse et ont démontré sa supériorité pour représenter le cycle de marche en présence de perturbations par rapport à la variable p (voir section 2.1). La figure 2.7 illustre l’évolution de la variable de phase de la cuisse en fonction du temps pour différentes vitesses. Le moment où l’orteil quitte le sol est très similaire pour toutes les vitesses de marche (1-4 mph) et pour toutes les vitesses de course (5-9 mph). La phase permettrait donc d’identifier les instants clés de la marche et de la course sans avoir recours à une machine d’états finis (voir section 2.2.6).

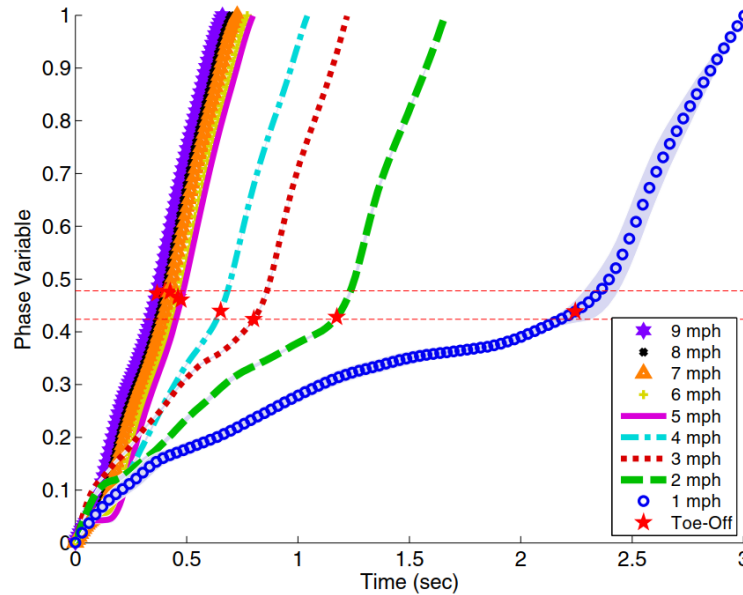


Figure 2.7 Angle de phase de la cuisse en fonction du temps pour un sujet pour différentes vitesses de marche (1-4 mph) et de course (5-9 mph). L’angle de phase à l’instant *Toe-Off* est similaire, peu importe la vitesse de la locomotion (adaptée de [45])

Similairement à Holgate et al., cette variable de phase a été utilisée dans un générateur de trajectoire (fig. 2.4) pour contrôler une prothèse avec des amputés [46].

À ce jour, cette variable n'a pas été utilisée pour le contrôle d'exosquelettes. Par contre, elle est hautement prometteuse pour assister l'humain dans un environnement incertain, puisqu'elle est indépendante du temps et représentative de l'instant présent. Par contre, bien que l'angle de phase soit approprié pour les mouvements périodiques comme la marche et la course, il l'est moins pour d'autres mouvements humains comme le saut. La généralisation d'une méthode de contrôle indépendante du temps permettrait d'assister l'humain pour de nombreux mouvements non limités à la locomotion avec une grande flexibilité en fonction de l'état biomécanique **présent**.

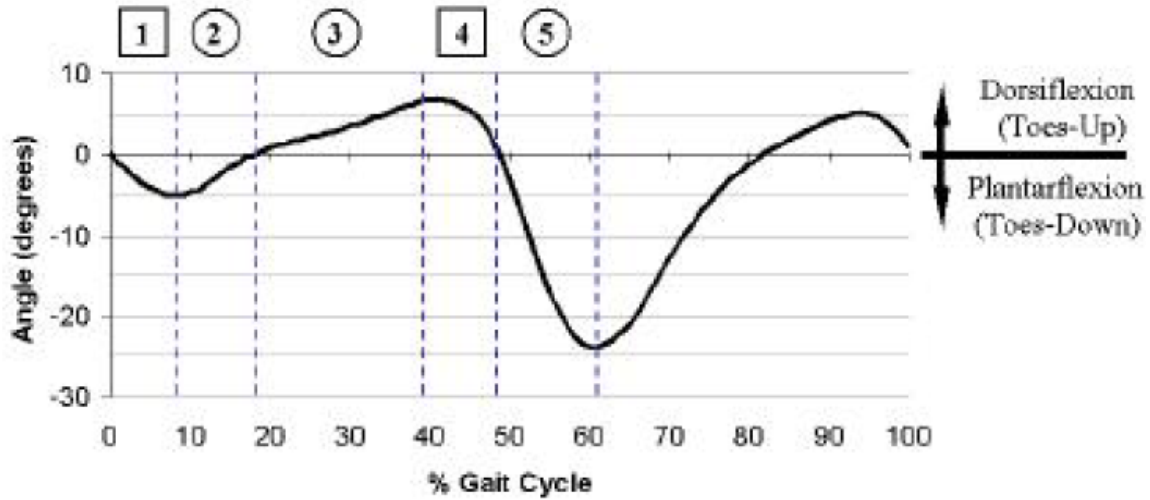
2.2.6 Contrôle hybride par machine d'états finis pour la marche

Boehler et al. [5] ont implémenté un contrôle hybride impliquant un contrôle en rigidité ou en vitesse selon certaines zones du cycle de marche. La trajectoire nominale de l'angle de la cheville sur un cycle de marche complet est utilisée pour concevoir le contrôleur (fig. 2.8(a)). Puisque la trajectoire n'est pas inversible (la même valeur d'angle se répète à plusieurs instants dans le cycle de marche), une machine d'états finis est utilisée pour segmenter le cycle de marche en plusieurs zones (fig. 2.8(b)). Cette méthode nécessite de passer d'une case (état fini) à l'autre de manière cyclique et dans l'ordre prescrit à chaque pas. De plus, pour chaque zone, les consignes de vitesses sont adaptées en fonction du cycle précédent.

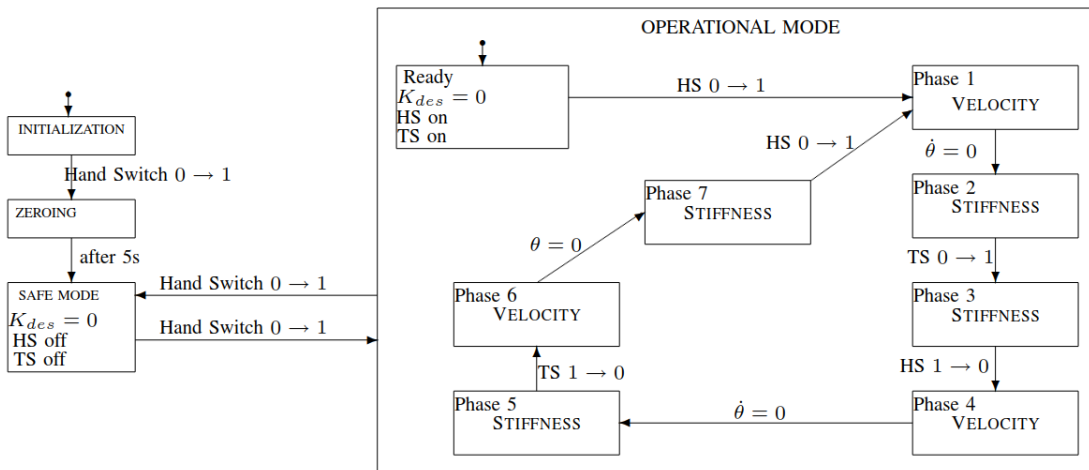
Ce contrôleur est spécifique à la marche, dépend du temps et du passé et suppose un historique d'événements préétabli dans le cycle de marche. De plus, la segmentation en plusieurs contrôleurs augmente le nombre de paramètres à ajuster [46]. De plus, à chaque état fini, le contrôleur « attend » la transition pour savoir quoi faire ensuite. Le franchissement accidentel d'un état fini à l'autre peut entraîner des blessures [49]. Finalement, les transitions unidirectionnelles rendent le contrôleur peu robuste aux perturbations et aux imprévus, qui peuvent amener la machine dans le mauvais état [46].

2.2.7 Contrôle par machine d'états finis pour plusieurs mouvements

Typiquement, l'assistance de plusieurs mouvements est effectuée à l'aide de plusieurs contrôleurs spécifiques à la tâche et le choix de contrôleur est effectué à l'aide d'une machine d'états finis similaire à la figure 2.9. Les règles de transition sont déterminées de manière à détecter l'intention de l'humain d'effectuer une tâche donnée. Les mêmes inconvénients que ceux décrits à la section 2.2.6 y sont rattachés.



(a)



(b)

Figure 2.8 (a) La courbe nominale de l'angle de la cheville est segmentée en cinq zones. Un contrôle en rigidité ou en vitesse est implémenté selon chaque zone (b) La machine d'états finis pour contrôler la prothèse nécessite de passer d'une case à l'autre de manière cyclique et dans le même ordre, selon un historique d'événements préétabli (adaptée de [5])

Ainsi, les règles de transition doivent être robustes et tenir compte de toutes les possibilités, peu importe les perturbations et les aléas du mouvement humain. D'ailleurs, les transitions d'un état à l'autre dépendent d'un historique préétabli et ne peuvent pas se produire en tout temps. Pour être robuste, ce type de contrôleur peut devenir rapidement complexe.

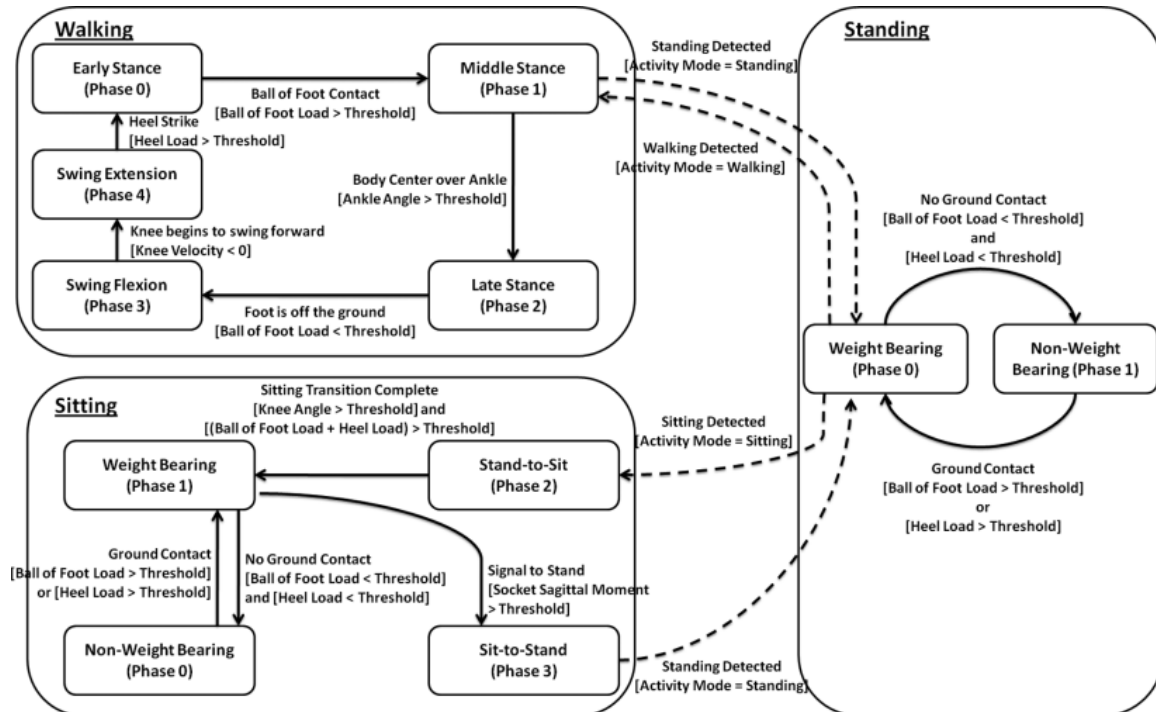


Figure 2.9 Machine d'états fins pour déterminer l'intention de l'utilisateur pour assister la marche et la transition assis/debout. (adaptée de [52])

2.3 Conclusion sur l'état de l'art

Les approches de contrôle décrites dans l'état de l'art (sect. 2) mettent en évidence le besoin clair pour des contrôleurs pour exosquelettes :

1. simples ;
2. non limités à la locomotion ;
3. indépendants du temps et de tout historique ;
4. uniquement dépendants de l'état présent ;
5. adaptables aux aléas du mouvement humain ;
6. qui augmentent (ou restaurent) la performance humaine.

Les contrôleurs cinématiques (sect. 2.2.1) et les générateurs de trajectoire (sect. 2.2.2) échouent à plusieurs de ces requis. Les contrôleurs basés sur des modèles dynamiques (sect. 2.2.3) sont complexes et ne sont pas particulièrement reconnus pour augmenter (ou restaurer) la performance humaine. Les contrôleurs myoélectriques (sect. 2.2.4) échouent à simplifier l'utilisation de l'exosquelette et les machines d'états finis (sect. 2.2.6 et 2.2.7) sont souvent complexes, peu robustes et imposent un historique préétabli.

Finalement, l'approche de contrôle par l'angle de phase (sect. 2.2.5) remplit la majorité des requis listés ci-dessus. Cependant, elle est spécifique à la marche. **Une approche similaire basée sur l'état présent, mais non limitée à la locomotion est donc requise pour assister l'humain dans plusieurs tâches.**

CHAPITRE 3

Design and Control of a Multifunctional Ankle Exoskeleton Powered by Magnetorheological Actuators to Assist Walking, Jumping and Landing

3.1 Préambule

Auteurs et affiliation

Charles Khazoom : Étudiant à la maîtrise, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, département de génie mécanique, Institut interdisciplinaire d'innovation technologique (3IT)

Catherine Véronneau : Étudiante au doctorat, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, département de génie mécanique, Institut interdisciplinaire d'innovation technologique (3IT)

Jean-Philippe Lucking Bigué : Chargé de projet, Exonetik, Sherbrooke

Jordane Grenier : Chargé de projet, Safran Electronics & Defense, Site de Valence

Alexandre Girard : Professeur adjoint, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, département de génie mécanique, Institut interdisciplinaire d'innovation technologique (3IT)

Jean-Sébastien Plante : Professeur, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, département de génie mécanique, Institut interdisciplinaire d'innovation technologique (3IT)

Date d'acceptation : 16 juin 2019

Revue : IEEE Robotics and Automation Letters

Référence : Khazoom, C., C. Veronneau, J. Lucking Bigué, J. Grenier, A. Girard, and J. Plante. "Design and Control of a Multifunctional Ankle Exoskeleton Powered by Magnetorheological Actuators to Assist Walking, Jumping and Landing." IEEE Robotics and Automation Letters, 2019

Titre français : Conception et contrôle d'un exosquelette multifonctionnel pour chevilles actionné par des embrayages magnétorhéologiques pour assister la marche, le saut et l'atterrissage.

Résumé français :

Les exosquelettes pour membres inférieurs ont démontré un potentiel croissant pour augmenter la performance humaine pour plusieurs tâches de locomotion. Par contre, la majorité de ces exosquelettes utilisent des actionneurs non réversibles, avec une puissance et une bande passante limitées afin d'être suffisamment légers pour être transportés sans pénalité métabolique excessive. De plus, ces exosquelettes sont contrôlés par des approches qui dépendent du passé pour assister l'utilisateur, ce qui limite leur multifonctionnalité. Ici, nous étudions le potentiel d'embrayages magnétorhéologiques (EMR) délocalisés pour fournir une assistance exosquelettique multifonctionnelle et transparente, sans compromettre la vitesse et la puissance de l'assistance. Un seul moteur rapide et léger est couplé avec deux EMRs qui modulent le couple de flexion plantaire à chaque cheville. L'exosquelette est contrôlé par un contrôleur par carte d'état qui peut assister les utilisateurs en temps réel lors de la marche, du saut et de l'atterrissage. Les résultats confirment le potentiel de l'actionnement magnétorhéologique. Ils démontrent une adaptation instantanée aux changements de démarche et produisent un couple maximal de 90 N·m par cheville avec une puissance totale de 1.4 kW lors du saut. Le système peut également freiner l'impact à l'atterrissage et fournir une assistance multifonctionnelle lors d'une séquence de marche, de saut et d'atterrissage. Avec une masse totale de 6.2 kg dont 0.9 kg sur chaque jambe, l'exosquelette réduit le coût métabolique de la marche par 5.6% en moyenne avec l'électronique et la source d'électricité non embarquées.

Contribution au document : Cet article représente la principale contribution à ce projet de recherche. Ce dernier présente d'abord les principaux actionneurs et transmissions utilisées pour les exosquelettes pour membres inférieurs, puis une vue d'ensemble des stratégies de contrôle connues est présentée. La conception mécanique de l'exosquelette est présentée et le contrôleur par carte d'état (*state map*) proposé pour discriminer et assister la marche et le saut est détaillé. L'article détaille l'implémentation de l'électronique pour contrôler les actionneurs et mesurer l'état biomécanique. Le protocole expérimental effectué pour évaluer l'adaptabilité du contrôleur, les performances de l'exosquelette et sa multifonctionnalité est décrit. Les résultats de ces essais sont présentés et discutés.

3.2 Abstract

Lower-limb exoskeletons have shown increasing potential to augment human performance in many locomotion tasks. However, most lower-limb exoskeletons use highly-g geared, non-back-drivable actuators with limited power and force bandwidth in order to be light enough to be carried without metabolic penalty. Moreover, they rely on controllers that depend on past motion history to assist the user, which limits the multifunctional capabilities of exoskeletons. Here we study the potential of delocalized magnetorheological (MR) clutches to provide transparent but yet powerful multifunctional exoskeleton assistance. A single high-speed, lightweight motor is coupled with two MR clutches that modulate the plantar-flexion torque at each ankle. The exoskeleton is controlled by a state map controller that can assist users in real time while walking, jumping and landing. Results confirm the potential of the magnetorheological actuation approach by demonstrating instantaneous adaptation to transient walking and by producing a maximal torque of 90 N·m per ankle with a total power of 1.4 kW when jumping. The system also actively braked landing impact and achieved multifunctional assistance in a sequence of walking, jumping and landing. With a total mass of 6.2 kg including 0.9 kg on each leg, the system reduces metabolic cost of walking by 5.6% on average with tethered electronics and power supply.

3.3 Introduction

3.3.1 Motivation

Lower-limb exoskeletons (LLEs) have shown a promising potential for rehabilitation and military applications to enhance or restore human performance [17]. Most LLE systems are designed and controlled to assist walking locomotion tasks. These wearable robots can increase the user’s strength in order to carry heavier weights [30] or reduce metabolic cost of loaded [41, 43] and unloaded walking [40]. Some exoskeletons can provide assistance for running [33] and squatting [20] or make stroke victims walk again [2].

To interact with humans in real-world, uncertain environments, LLEs require multifunctional, strong, fast, portable and transparent actuation [38, 53] along with interactive control that adapts to the user regardless of the task [38]. Moreover, the metabolic burden of wearing the device should be minimal regardless of its functional goal [17]. Thus, total mass, and notably distal mass, should be minimized [41]. Despite recent progress, the multifunctionality of exoskeletons outside one specific task realized in well-controlled environments is still limited, both by actuation technology and control strategies.

3.3.2 Background

Actuation of Active Lower-Limb Exoskeletons

Many actuation technologies have been used in LLEs, including electromechanical [29, 38], hydraulic [30, 60] and pneumatic actuators [19]. These technologies always exhibit trade-offs in power- and torque-to-weight ratios, back-drivability, force bandwidth, efficiency and portability [53], which limit their range of applications.

Hydraulic actuators offer high force density and high bandwidth (50-100 Hz [53]), but the servo-valves that control hydraulic pressure suffer from low efficiency (14% [60]). Artificial pneumatic muscles are well-suited to interact with humans due to their compliance [10, 19], but have low force bandwidth [10] and face portability issues since they require voluminous air tanks and a compressor to be autonomous.

For portability considerations, most LLE systems have set priority on torque density and, thus, exploit solutions such as geared motors, which have high torque-to-weight ratios and high efficiency. Consequently, most LLEs are speed limited and destined for low power applications such as walking or slow running (e.g. 2.5 m/s [33]). Moreover, their high reflected inertia and increased friction limit their force bandwidth and response time. These systems have limited compliance (e.g. towards impacts) and are not back-drivable without control compensation [38], which can become a safety concern in the case of controller malfunction or power breakdown. In contrast, direct drive motors have high force bandwidth and fast response time and are back-drivable, but suffer from poor torque-to-weight ratios unless highly optimized [54]. Geared and direct drive motors are often worn directly on the distal actuated joints [29, 38], but the added distal mass increases the energetic cost of wearing the device [41].

To minimize metabolic burden, a multiarticular soft exosuit uses delocalized 200 W motor units worn close to the center of mass coupled to Bowden cables to remotely assist hip and ankle joints [1]. Because both legs are out of phase during locomotion, only two actuators are used for the four joints. Additionally, the limited back-drivability of geared motors can be cleverly overcome by actively reversing motor direction at the right time (e.g. during swing phase) to provide cable slack [1, 41]. Although effective to reduce metabolic cost of walking [40, 41, 43], these approaches lack flexibility to assist other tasks since actuators are not always available for assistance (e.g. when there is cable slack).

Series Elastic Actuators (SEAs) can offer high force bandwidth at high force amplitudes [58] and are used with a single ankle exoskeleton for force control to shape the assistance profile to minimize metabolic cost of walking by as much as 24% [59]. However, the high

18 Hz bandwidth at 50 N·m is mainly due to a 1.6 kW, 14 kg off-board motor [8]. Portable exoskeletons with SEAs exhibit lower torque, power and bandwidth performances (~ 8 Hz [11]). Also, SEAs need control compensation to be back-drivable.

Magnetorheological (MR) clutch actuators have shown great potential for high-power but yet highly controllable human interactions [54]. Their principle consists in maintaining a clutch under continuous slippage with an input speed always higher than the output speed. This allows to transfer a variable torque from the MR clutch by controlling the magnetic field strength [16]. A particular architecture for an exoskeleton system combines MR actuators with a hydrostatic transmission using low-friction rolling diaphragms to distribute power around the body [53]. This architecture delocalizes the power source away from distal limbs and has good back-drivability and high force bandwidth (> 40 Hz). Due to the MR clutch decoupling the driving motor and gearbox from the actuated output, lightweight, power-dense, high-speed motors in the multi-kilowatt range can be used with a high reduction ratio without adversely affecting force quality [54]. Moreover, several MR clutches can share the same power source to actuate multiple degrees of freedom, which can further increase the torque- and power-to-weight ratios of multi-joint exoskeletons. Finally, MR actuators can be used as a source of force in open loop, which simplifies low-level control.

In this paper, it is hypothesized that MR actuated LLEs, when combined with a suitable multifunctional interactive controller, have the potential to assist a broad spectrum of human tasks that require high force controllability (e.g. walking [58]), high power (e.g. vertical jump), high back-drivability (e.g. landing) along with low response time.

Control Strategies for Lower-Limb Assistive Devices

Exploiting the full potential of an exoskeleton capable of multifunctional assistance requires a controller that can safely and instantly adapt to the ongoing task as well as to transient regimes. A common approach to multifunctional assistance with lower-limb wearable devices is the use of finite state machines (FSMs) to switch between task-specific controllers [52] and to organize discrete events to estimate the actual phase of a given task like walking [52], sitting [52] or stairs climbing [29]. FSM can become a safety hazard when used in unpredictable environments, because they rely on a sequence of events expected to occur in a particular order and can end up in the wrong state as a result of short-term unexpected motion [46].

Alternative strategies for multifunctional assistance are model-based controllers such as sensitivity amplification control [30], energy shaping [38] or integral admittance shaping

[42]. These controllers can potentially assist any task as a function of the *present* state rather than as a function of *past* motion. However, several accurate dynamic models must often be used for the various phases of walking [30]. Also, tests on humans using model-based controllers are scarce and it is unknown whether a single model-based controller can assist any specific task equally well.

Controllers specifically designed for walking often use an independent variable to synchronize actuation events [50]. Time is the most common variable and requires the detection of discrete events like heel strike [19, 41] or maximal hip flexion angle [12]. The percentage of the gait cycle (%GC) is then estimated from the frequency of the last few steps and actuators are fired according to a predefined force vs %GC map. When tuned with proper timing and with enough power [19, 59], time-based control strategies proved to be effective to reduce metabolic cost of walking at constant speed [19, 40, 59]. However, a natural consequence of gait parameterization with %GC is that the command intrinsically depends on the *past*. Thus, time-based strategies are not best suited for transient regimes such as changing gait speed, stopping or climbing a sidewalk [50].

Phase variables can robustly parameterize the walking gait cycle in real time and better address transient regimes, as opposed to %GC [55]. Hip and shank phase angles allowed amputees to walk with prosthetic legs at various speeds and inclines with minimal tuning [24, 46]. A hip exoskeleton used a phase angle with a virtual phase oscillator to apply a torque in synchrony with the walking or running gait [32], but the command was limited to the shape of a square wave that can hardly be customized for a specific user.

To date, LLEs used for locomotion tasks almost exclusively focused on walking and running. Other impulsive tasks such as jumping and landing have not been studied. For walking, phase angle approaches are promising for assistance in unpredictable environments because assistance only depends on the *present* state. To fully exploit the potential of an exoskeleton actuated with MR clutches, this paper proposes a controller that exclusively depends on the *present* state but, yet, capable of multifunctional interactive assistance.

3.3.3 Approach

This paper studies the potential of an exoskeleton powered with MR actuators and a hydraulic transmission to assist plantar flexion in combination with a multifunctional state map controller that assists walking, jumping and landing.

Section II describes the exoskeleton design. Section III details the state map control approach. Section IV presents the experimental setup. Section V shows and discusses the

results regarding 1) the ability of the shank’s phase angle to parameterize the walking gait cycle, 2) the controller’s adaptability to transient walking, 3) the power and back-drivability capabilities of the exoskeleton during vertical jump and landing, 4) the multifunctionality of the system as a whole during a sequence of overground walking, jumping and landing and 5) the metabolic cost of steady walking with tethered electronics and electrical power supply.

3.4 MR Exoskeleton Design

Fig. 3.1 shows the proposed exoskeleton design using MR actuators to assist plantar flexion. The power unit is located at the top of a conventional backpack (fig. 3.1a). It consists in a 5.5 kW brushless motor (KDE600XF-1100-G3, KDE Direct, fig. 3.1b) coupled with a 13.53 :1 planetary gearbox (PM 42/LN, IMS Gear). A timing belt transmits the power to the input stages of two MR clutches designed to provide a torque of 4 N·m at a current of 8 A in the clutch’s coil. The power unit’s inner mechanism composed of clutch input and output stages, coil and shear zone (containing the controllable MR fluid) of one MR clutch is illustrated in the cross-sectional view of fig. 3.1b.

At each clutch output, a spool with a diameter of 12 mm winds a cable (fig. 3.1b and 3.1c) around a movable pulley that pulls the master cylinder’s piston rod to build pressure in the master cylinder of effective area of 11.8 cm². Fig. 3.1c illustrates a portion of the power unit containing the cable/pulley outer mechanism hiding the inner MR clutch mechanism.

A hydrostatic transmission transmits the pressure in the master cylinder to the 6.7 cm² slave cylinder, attached between the shank and foot through a lever arm of about 0.1 m to assist plantar flexion (fig. 3.1d). All cylinders use low friction rolling diaphragms (4-162-CBJ and 4-125-CBJ respectively, Marsh Bellofram). The overall MR exoskeleton mechanism is schematized in fig. 3.1e.

The overall reduction ratio from motor to ankle is 252 :1, but only 18.6 :1 from MR clutch output to ankle. The 18.6 :1 ratio is due to the spool, movable pulley, master and slave cylinders’ effective areas and maximal 0.1 m slave cylinder lever arm with respect to the ankle joint, which decreases by at most 10% at maximal plantar-flexion angle ($\sim 30^\circ$ [51]) at the end of the jump phase. Since the input inertia reflected at the output of a transmission scales with the reduction ratio squared, the MR clutch is highly advantageous as it decouples the inertia of the geared motor from the actuated output. This allows for good back-drivability and force bandwidth and increased multifunctionality without

sacrificing power density. These benefits come with the drawback of the clutch's added weight (600 g per clutch), but a single motor is used for multiple joints.

The MR exoskeleton is designed to generate a nominal plantar-flexion torque of 74 N·m for a clutch current of 8 A with the slave cylinder blocked. It is fast and powerful enough to assist the ankles at angular velocities for walking and jumping of 250°/s [47] and 900°/s [4] respectively. Total mass of the system is 6.2 kg, with 3.95 kg delocalized at the back and 0.9 kg worn on each shank, the rest being the hydraulic lines distributed on the body.

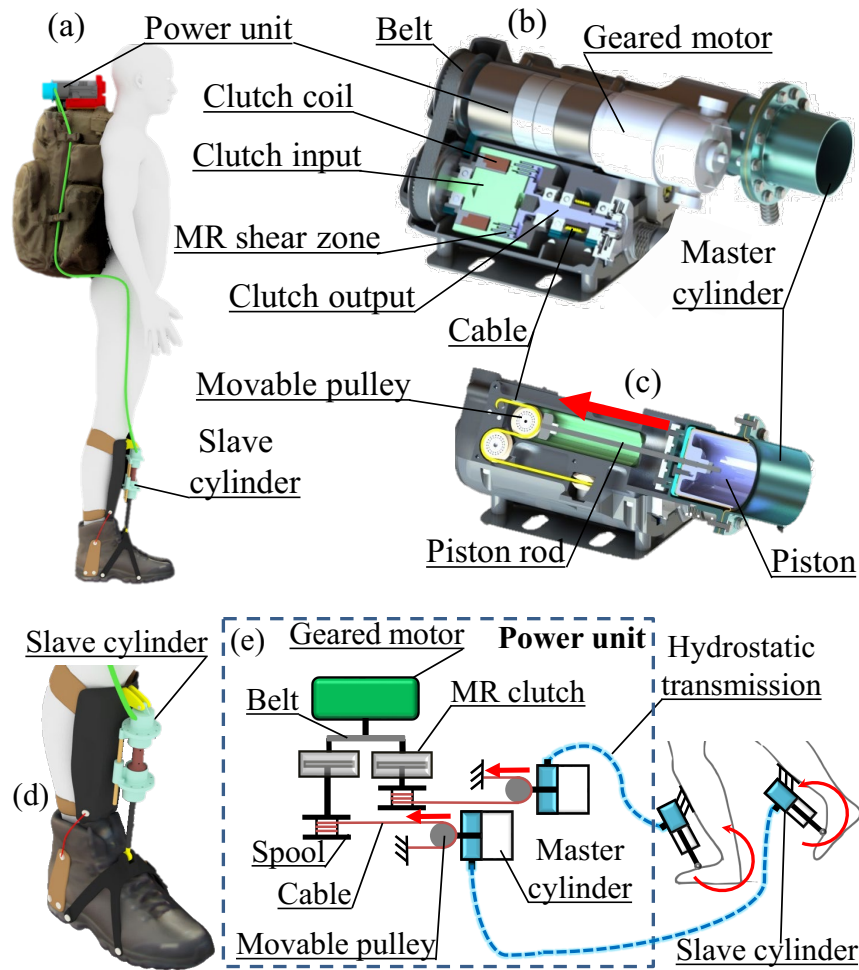


Figure 3.1 Design of the MR exoskeleton. a) Delocalization of the power unit from the actuated joint. b) Power unit with a cross-sectional view of the MR clutch inner mechanism. c) Portion of the power unit with cable/pulley outer mechanism hiding the MR clutch. d) Attachment of the slave cylinder on the shank and foot. e) Schematic representation of the power distribution system. The red arrows show the direction of the force on the piston rod that creates a plantar-flexion torque.

3.5 State Map Controller

In this study, the multifunctionality of the MR exoskeleton is studied by performing walking, jumping and landing tasks. A multifunctional controller capable of assisting each task and of switching between them as a function of the *present* state is developed hereafter.

The proposed controller is a state map control approach where the map \mathbf{f} relates the MR clutches current vector $\boldsymbol{\tau}$ to the shanks' state vector \mathbf{x} such that

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{f}(\mathbf{x}). \quad (3.1)$$

The vector $\boldsymbol{\tau}$ corresponds to the input current commanded in the left and right MR clutches respectively :

$$\boldsymbol{\tau} = [\tau_L, \tau_R]. \quad (3.2)$$

The vector \mathbf{x} is chosen as

$$\mathbf{x} = [\theta_L, \theta_R, \dot{\theta}_L, \dot{\theta}_R], \quad (3.3)$$

where θ and $\dot{\theta}$ are the angle and the angular velocity of the shank in the sagittal plane (fig. 3.2). The subscripts L and R denote left and right sides respectively. The shanks' states were chosen because the sensors could be easily placed on the mechanical structure that attaches the slave cylinder to the shank (fig. 3.1d).

The state map controller \mathbf{f} performs two types of operations at every time step as a function of the shanks' state \mathbf{x} : task classification (walking, jumping or landing) and command shaping for each specific task (fig. 3.2).

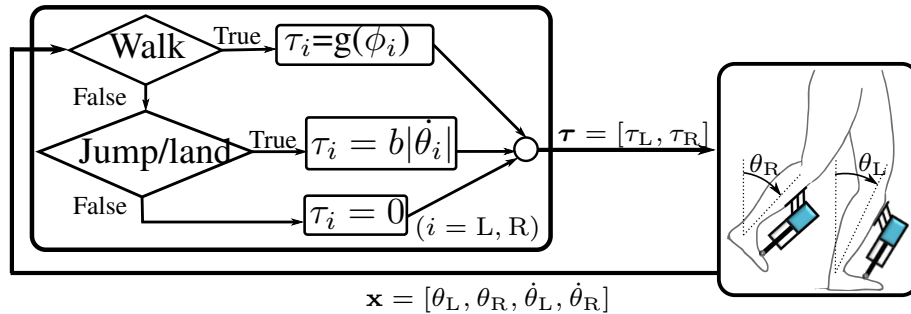


Figure 3.2 Architecture of the state map controller.

3.5.1 Task Classification

The four-dimensional space of vector \mathbf{x} can be represented by 2 two-dimensional vectors corresponding to the left and right shanks' states (\mathbf{x}_L and \mathbf{x}_R), which can be visualized

in a phase plane composed of a horizontal angle axis and a vertical angular velocity axis (fig. 3.3a). The angular velocity is multiplied by a scaling factor chosen as $1/8$ s to make the walking limit cycle as circular as possible, which improves task classification and parameterization of walking with the phase angle ϕ [46] (fig. 3.3a).

Since walking and jumping/landing trajectories are overlapping in a single shank's phase plane, they should be distinguished to select the proper assistance strategy (fig. 3.3b). To discriminate walking from jumping and landing, the phase difference between both shanks is used since they are out of phase when walking and in phase when jumping and landing. This phase difference is represented by the angle γ , defined as the angle between vectors \mathbf{x}_L and \mathbf{x}_R (fig. 3.3a). This angle is always large when walking (fig. 3.3a) but is small when jumping and landing. A clear separation appears between walking and jumping/landing trajectories when adding a third vertical γ axis to a shank's phase plane (fig. 3.3c). Thus, walking is considered to occur when $\gamma > 30^\circ$ and jump or landing is assumed otherwise.

Standing is considered to occur when not walking, jumping or landing. An additional discriminant is required to classify standing since the angle γ can have any value between 0° and 180° when standing because \mathbf{x}_L and \mathbf{x}_R are close to the origin. However, the sum of their norms Σ , computed with

$$\Sigma = |\mathbf{x}_L| + |\mathbf{x}_R|, \quad (3.4)$$

is always small when standing whereas it is always large when walking, jumping or landing. Thus, zero assistance is provided when $\Sigma < 25^\circ$. The evolution of γ and Σ in the phase plane when walking, jumping and landing can be visualized in the accompanying video.

3.5.2 Task Assistance

Walking assistance is provided for each leg as a function of its respective shank's phase angle ϕ (fig. 3.3a). To compute ϕ , $\dot{\theta}$ is multiplied by $\omega = 1/8$ s and a center of coordinates (10,-25) is selected to increase the linearity of the phase angle with respect to %GC (or time) during the stance phase, composed of single support and double support phases (fig. 3.3a). Simple rotations are used to ensure that ϕ resets from 360° to 0° at heel strike, which was found to occur at an angle of 49° clockwise with respect to the θ axis (fig. 3.3a).

Inspired from a time-based control strategy [59], the clutch current vs phase angle map ($g(\phi_i)$ on fig. 3.2) is shaped with 4 points using linear interpolation (fig. 3.4) : 0 A at $\phi = 0^\circ$, an initial current τ_0 at $\phi = \phi_0$, a peak current τ_p at $\phi = \phi_p$ and 0 A at $\phi = \phi_{\text{toeoff}}$. Parameters τ_0 , ϕ_0 , τ_p , ϕ_p and ϕ_{toeoff} are tuned for a given subject according to his comfort.

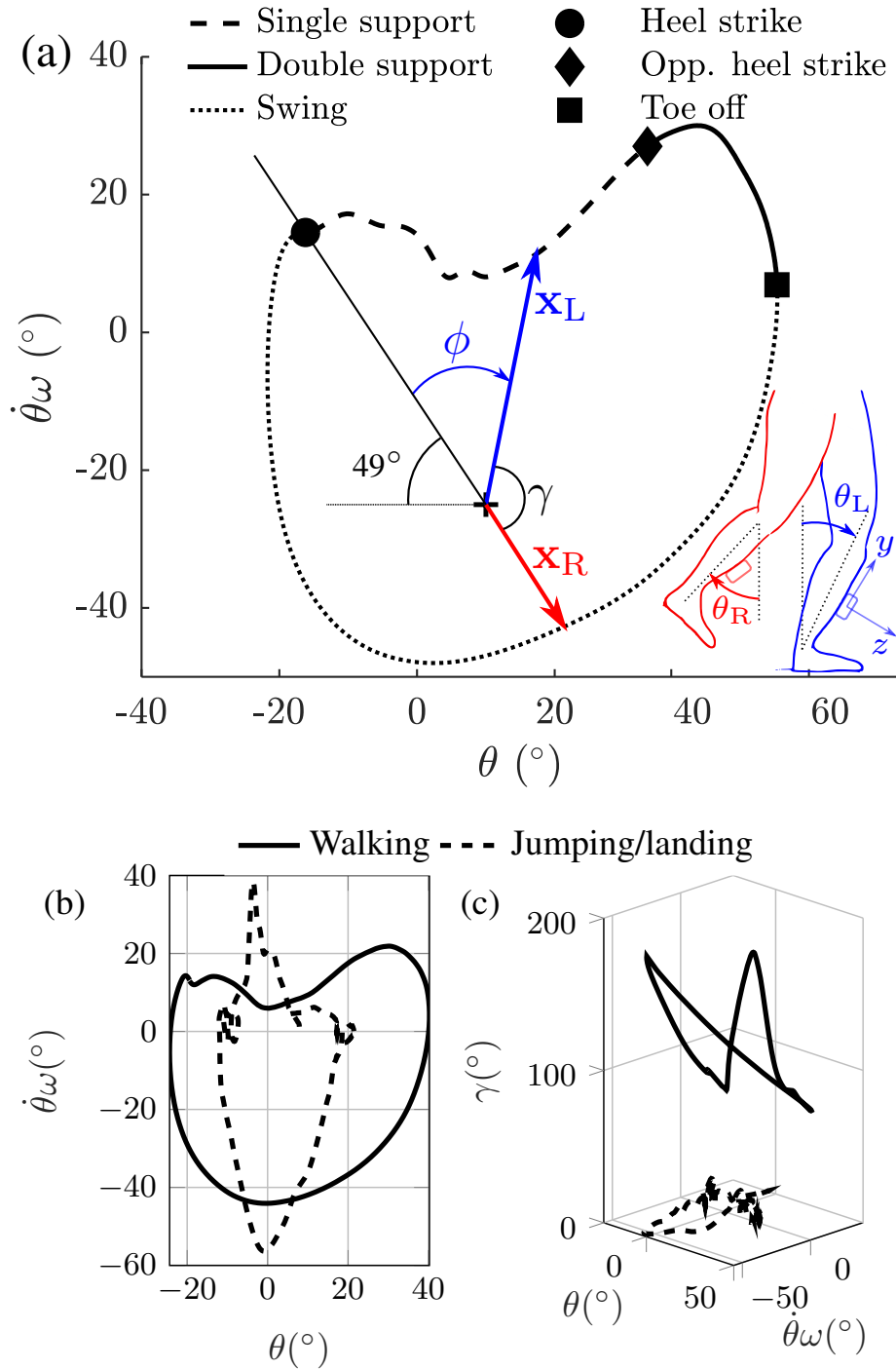


Figure 3.3 a) Phase plane representation of walking key events and phases in the limit cycle formed by the shank's angle and angular velocity scaled by ω . The angle γ between \mathbf{x}_L and \mathbf{x}_R is used to distinguish walking from jumping/landing. b) Walking and jumping/landing trajectories are overlapping in the phase plane. c) Adding a third γ vertical axis to the phase plane clearly separates walking from jumping/landing.

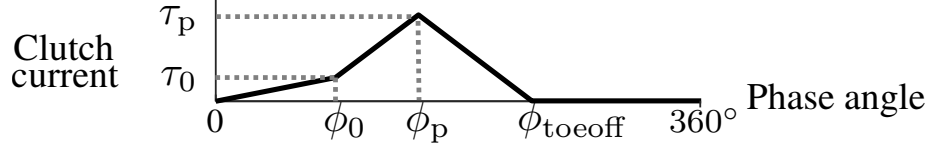


Figure 3.4 Clutch current vs phase angle assistance map for walking.

Jump and landing assistance $\tau_{\text{jump/land}}$ is provided at each ankle according its respective shank’s angular velocity as

$$\tau_{\text{jump/land}} = \max(b|\dot{\theta}|, 14 \text{ A}), \quad (3.5)$$

where $b = 0.16 \text{ A}\cdot\text{s}/^\circ$ if $\dot{\theta} < 0$ (jumping) and $b = 0.10 \text{ A}\cdot\text{s}/^\circ$ if $\dot{\theta} > 0$ (landing). Based on the biomechanics of jumping [4, 51], eq. (3.5) is designed to provide positive power when jumping (when $\dot{\theta} < 0$) and negative power when landing (when $\dot{\theta} > 0$). The absolute value and $\max()$ function in (3.5) constrain the clutch command to always be between 0 and the maximal clutch current of 14 A. Additionnaly, $b = 0$ when $|\dot{\theta}| < 60 \text{ }^\circ/\text{s}$ to ensure that no force is applied when the shanks only have a small positive angular velocity.

3.6 Experimental Setup

3.6.1 System Implementation

The motor is kept at a constant speed that matches the maximal ankle angular velocity of the classified task with an electronic speed controller (EZrun-150-A-pro, Hobbywing) supplied with 6S LiPo batteries. Exoskeleton torque is commanded in open loop by regulating each MR clutch input current with two servo drives (AMC30A8, Advanced Motion Controls). The controller was implemented at 2 kHz on a real-time simulation platform (OP4510, Opal-RT). The drives regulating clutch current, motor controller, electrical power supply and real-time simulation platform were tethered.

An inertial measurement unit (SN-IMU5D-LC, Cytron) measures the shank’s angular velocity in the sagittal plane and accelerations in the y and z axes (fig. 3.3a). A complementary filter estimates the shank’s angle in the sagittal plane using angular velocity and acceleration signals [27].

3.6.2 Testing Protocol

Four separate tests were performed to assess the performance of the MR exoskeleton with its state map controller. The first three tests (tests 1,2 and 3) were performed with a single

male subject (60 kg, 160 cm, 26 years old). The fourth test (test 4) was performed on 9 subjects. The corresponding tests are described hereafter.

Test 1 :The adaptability of the controller to transient walking was tested on a single male subject wearing the exoskeleton powered on and controlled by the state map controller. The subject walked on a treadmill (H70T, HealthRider) at a constant belt speed of 1.4 m/s. The subject initially walked normally for a few seconds and suddenly reduced his step period (taking smaller steps). The test was repeated with a transition from normal walking to an increase in step period (taking longer steps). The command signal to the MR clutches from the state map controller is compared to a simulated time-based controller command similar to [59], computed in post-processing. The stride period was determined by the time between consecutive heel strikes of the same leg, averaged over the last five steps. Heel strikes were detected from a peak in the z acceleration measured by the inertial measurement unit (fig. 3.3a).

Test 2 :To characterize the power and back-drivability capabilities of the exoskeleton, the same single subject performed a vertical jump with the maximal clutch current set at 14 A and landed with assistance.

Test 3 :To show the multifunctionality of the exoskeleton and controller, the same single subject walked overground in a 7 m straight line for a few steps, stopped, jumped vertically, landed and walked again.

Test 4 :The effectiveness of the tethered MR exoskeleton at reducing the metabolic cost of walking was evaluated on 9 subjects (8 males, 1 female, 81 ± 4.6 kg ; 179 ± 3 cm ; 32 ± 2.3 years old ; mean \pm standard error). Subject specific mass, age and gender are detailed in appendix D. The protocol was approved by the Comité d'éthique de la recherche du CIUSSS de l'Estrie (ethical certificate in appendix B). All subjects were healthy and gave their informed consent after potential risks and consequences of the experiment were explained (consent form in appendix C).

On their first session, the subjects wore the exoskeleton and walked on a treadmill (TMX428, Trackmaster) at 1.4 m/s. The assistance magnitude was increased progressively and the assistance map (fig. 3.4) was tuned for each subject based on their personal appreciation expressed orally. This tuning process lasted about 15 minutes. The goal of this process was that each subject is familiarized with the exoskeleton system on test day and to determine the assistance parameters to be used on test day. The assistance parameters were typically tuned by hand for each subject, with peak current τ_{peak} fixed between 7 A and

8 A at around $\phi_{\text{peak}} = 57^\circ$ (fig. 3.4), corresponding to 50% of the gait cycle. These values are consistent with prior work with time-based controlled exoskeletons [41, 59] .

On the two subsequent sessions, subjects walked on a treadmill (TMX428, Trackmaster) at 1.4 m/s without the exoskeleton (NoExo) and while wearing the exoskeleton powered on (Exo). Each condition (NoExo and Exo) was performed on different days and in a random order. Each condition consisted in 10 min standing followed by 20 min walking. For practical reasons, the standing tests for the Exo and NoExo conditions were respectively performed with and without the exoskeleton, as the standing metabolic rate does not change significantly for loads of up to 50% of body weight [22, 47]. Metabolic energy consumption was measured by indirect calorimetry (Quark CPET, Cosmed) during each test.

3.6.3 Data Analysis and Processing

Pressure sensors (PX3AN1BH667PSAAX, Honeywell) measure the pressure in each hydraulic transmission. The exoskeleton ankle torque is estimated from the gauge pressure multiplied by the slave cylinder area and multiplied by the approximate lever arm of 0.1 m. An optical sensor (GP2Y0A51SK0F, Sharp) measures the slave cylinder stroke and finite central differences are used to compute its rate of extension. The power in each leg is estimated by the product of the force on the slave cylinder with its rate of extension.

For test 4, the metabolic rate (in Watts) was calculated by the metabolic analyzer software from the indirect calorimetry measurements. The cost of walking for each condition (C_{NoExo} and C_{Exo}) is given by the walking metabolic rate (averaged over the last 3 minutes) minus the standing metabolic rate (averaged over the last 5 minutes) [22, 41, 43] :

$$(C_i = (\text{Walking Metabolic Rate} - \text{Standing Metabolic Rate})_i. \quad (3.6)$$

$$(i = \text{Exo, NoExo})$$

Then, the metabolic cost reduction relative to walking without exoskeleton (MCR) [40, 41] was computed using

$$MCR = (C_{\text{NoExo}} - C_{\text{Exo}})/C_{\text{NoExo}} \times 100\%. \quad (3.7)$$

Positive and negative signs correspond respectively to a reduction and an augmentation of metabolic cost.

The effect of NoExo and Exo conditions on the metabolic cost was tested with a repeated-measures ANOVA with a level of significance of 0.05. NoExo and Exo conditions were treated as fixed factors and the subject as a random factor.

3.7 Results and Discussion

3.7.1 Phase Angle Parameterization of Walking

Fig. 3.5 illustrates left and right phase angles for 6 gait cycles when the subject transitions from normal to short step periods while being assisted by the exoskeleton in real time (during test 1). The corresponding discrete accelerometer heel strikes are also shown. The time difference between the accelerometer heel strike and the time where ϕ reached 360° for 91 gait cycles was 14 ms on average with a maximum of 32 ms. Such small time delay between heel strike occurrences and the corresponding predictions from the phase angle (when it reaches 0°) is consistent with other findings which showed that a hip phase angle could robustly and continuously parameterize the gait cycle, even across gait perturbations [55].

Additionally, the phase angle monotonically increases as the gait cycle progresses and exhibits low variability with respect to the gait cycle. (fig. 3.6). Thus, the shank phase angle developed here for walking can be used as an independent biomechanical variable to define the walking gait cycle and to synchronize actuation as a function of the *present* biomechanical state. This is supported by the findings from another study showing that the relationship between the shank's phase angle and %GC exhibited low variability for different stride lengths [24]. Such continuous parameterization enables instantaneous interactivity between the user and the exoskeleton during walking as the controller can adjust its commands with respect to the present biomechanical state instead of waiting for the detection of discrete events such as heel strike or toe off, which occur on a much slower time scale (~ 1 Hz).

3.7.2 Adaptability to Transient Walking

To visualize in which walking phase the command is sent during test 1, the commanded clutch current is added on a third vertical axis to the shank phase plane representation (fig. 3.7). Fig. 3.7a shows that, as the subject transitions from normal step periods (~ 0.99 s) to short step periods (~ 0.80 s) while being assisted by the state map controller, the state map commands peak at 8 A at the targeted walking phase for all steps and decrease to 0 A at toe off. In contrast, the simulated command that would have resulted from a time-based

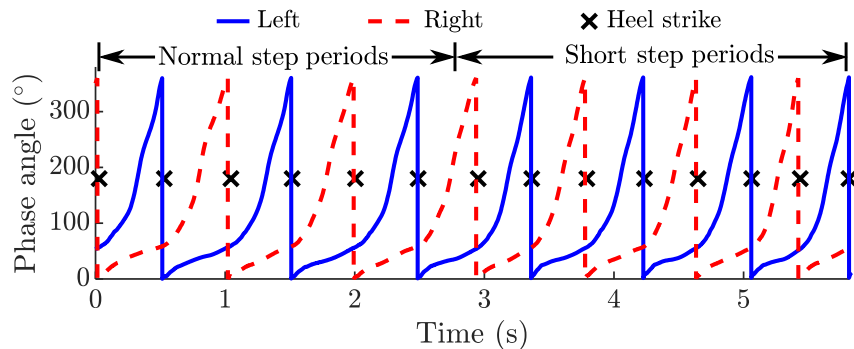


Figure 3.5 Right and left phase angles and discrete heel strikes while being assisted by the state map controller in real time (during test 1). The curves include normal step periods of ~ 0.99 s, short step periods of ~ 0.80 s and transition.

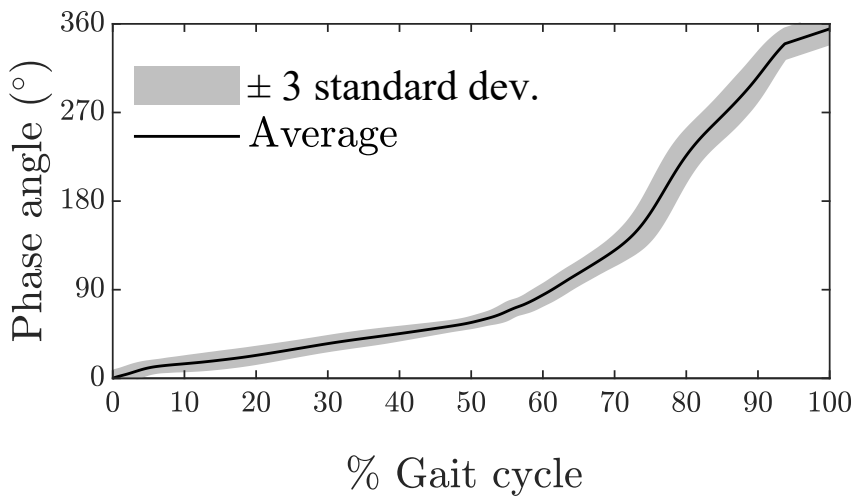


Figure 3.6 Phase angle as a function of %GC averaged over 250 gait cycles.

control strategy adapts to the new walking pattern in about 5 steps (fig. 3.7a). During transition, peak assistance occurs approximately at toe off and assistance extends to a portion of the swing phase, which is undesirable for performance (e.g. to reduce metabolic cost), comfort and safety. Similarly, when transitioning from normal step periods (~ 0.96 s) to high step periods (~ 1.1 s), the state map commands still align at the targeted walking phase while the simulated time-based commands peak prematurely and end before toe off (fig. 3.7b).

These results support our assumption about the instantaneous adaptability of the state map controller that exclusively depends on the present biomechanical state, compared to time-based control strategies that slowly adapt to changes in walking pattern from the knowledge of past motion history. Indeed, during preliminary experiments, walking with the exoskeleton controlled by a time-based strategy resulted in the users having to “fight” the device in an attempt to change their walking pattern (e.g. taking longer steps), since the assistance provided by time-based controllers lags behind true human intention due to their slow adaptive nature. This resulted in discomfort and possibly sub-optimal assistance during gait transition. In contrast, the assistance from the state map controller during test 1 appeared comfortable to the subject despite the rapid step transitions. In this regard, the proposed state map controller may be better suited to assist walking in unpredictable environments outside the laboratory than the most common time-based controllers.

Whether the alignment of the state map commands is only due to the adaptability of the controller cannot be ascertained, as complex human-machine interaction may have led the subject to adapt his walking pattern to the assistance provided. Nonetheless, these results support that the state map controller that exclusively depends on the *present* state promotes instantaneous human-exoskeleton interactivity, as opposed to time-based control strategies that slowly adapt to changes in walking pattern from the knowledge of the *past*.

3.7.3 Vertical Jump and Landing

Vertical jump requires high torque and power and low response time. During test 2, when jumping with the maximal command of 14 A to the MR clutches (fig. 3.8a), the exoskeleton generates an ankle torque of 90 N·m per ankle (fig. 3.8b) and the peak ankle angular velocity is ~ 600 °/s. The corresponding peak power is 677 W (fig. 3.8c) and total delivered power is 1.4 kW for both legs. There is a delay of 19 ms before the rising clutch command generates a force to the slave cylinder. This short delay may be due to the compliance

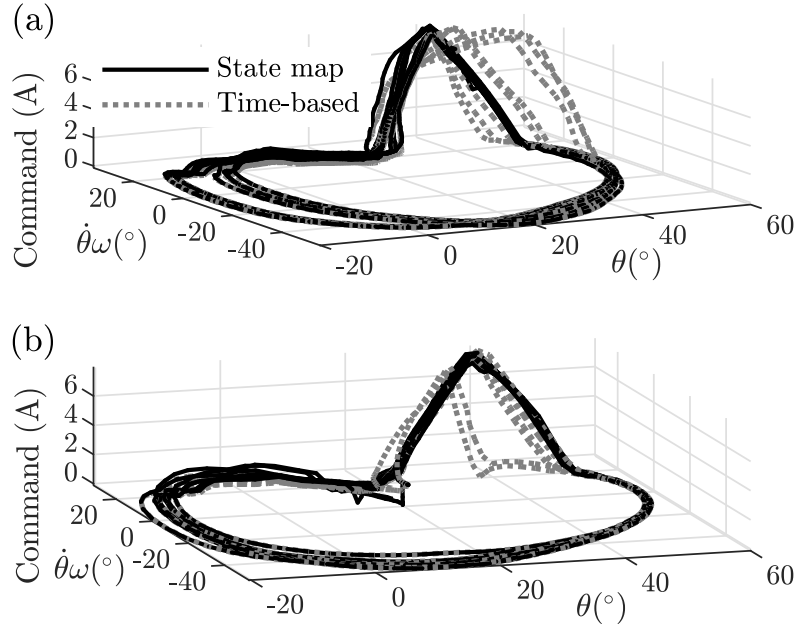


Figure 3.7 Comparison of the state map (real) and time-based (simulated) control commands for the left leg during unsteady walking (test 1) when the subject transitions a) from normal to short step periods and b) from normal to large step periods.

in the transmission, notably from the hydraulic line [53] and the attachment of the slave cylinder on the shank and foot.

Jumping requirements are met by the MR exoskeleton, that generates substantial assistive ankle torque and power that compare favorably to biological levels ($\sim 75\%$ of peak biological ankle torque of $120 \text{ N}\cdot\text{m}$ and $\sim 94\%$ of biological ankle peak power of $\sim 720 \text{ W}$ [51]) with response time within 15% of the jump phase duration (132 ms). Upon landing, the subject back-drives the actuators while a maximal command of 10 A (fig. 3.8d) controls the dissipative assistive torque. A peak torque of $82 \text{ N}\cdot\text{m}$ (fig. 3.8e) is generated with a corresponding peak dissipative power of -87 W (fig. 3.8f).

Total ankle torque generated by the exoskeleton is composed of two components : an active component due to the commanded clutch current and a passive component that includes viscous friction from the MR fluid [16], inertial forces and friction [53]. To investigate the contribution of each component when jumping, the torque computed from both slave and master cylinders pressure is compared on fig. 3.8b. The similarity of both torque profiles demonstrates the efficiency and transparency of the hydraulic transmission, which transmits the force to the ankle with small delay.

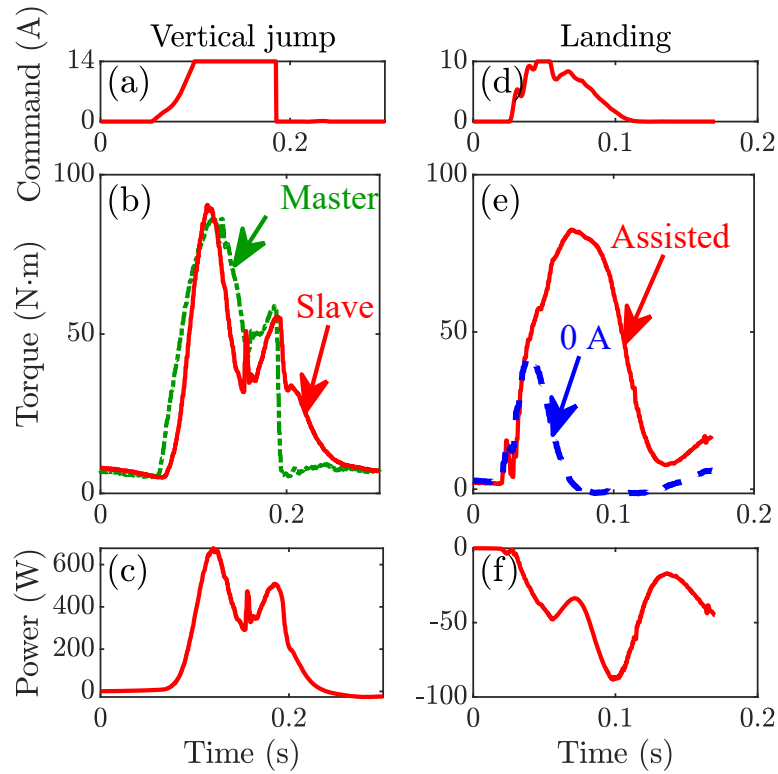


Figure 3.8 Clutch current, ankle torque and ankle power on the right leg for vertical jump (a, b, c) and landing (d, e, f) (during test 2). Red solid lines on (b, c, e, f) are computed from the slave cylinder pressure. Green dash-dotted line on (b) is the ankle torque computed from the pressure measured at the master cylinder. Blue dashed line on (e) is the ankle torque computed from the slave cylinder pressure when landing without assistance.

Furthermore, landing without assistance, at 0 A, was performed to compare the passive ankle torque without assistance to the total assisted landing ankle torque (fig. 3.8e). A 50 ms impulse with maximal passive ankle torque of 42 N·m was measured at 0 A. Compared to a conventional geared motor, this passive impact torque is relatively small. As an example, with the same global reduction ratio of 252 :1 without a MR clutch, the motor inertia alone ($\sim 0.925 \text{ kg}\cdot\text{cm}^2$) would appear 252^2 times greater to the wearer. With the maximum rate of extension slope of the slave cylinder measured at landing (25.5 m/s^2), the reflected inertial ankle torque could rise as high as 1550 N·m. Slippage between MR clutch input and output eliminates this effect and only the inertial and friction forces from clutch output to slave cylinder remain, which are 36 times smaller. Therefore, the back-drivable MR exoskeleton is compliant to impacts and, besides the first 50 ms, can control most of the dissipative ankle torque at landing without causing discomfort or material damage. As a comparison, the back-drive torque is $\sim 3.2 \text{ N}\cdot\text{m}$ when walking with the MR exoskeleton powered off, which is similar to other back-drivable exoskeletons and prostheses designed for walking [15, 38].

The subject who performed tests 2 and 3 intuitively succeeded to safely jump and land without issues. Indeed, the jumping/landing control law is designed to assist the user only when the angular velocity is high. This was achieved by setting $b = 0$ when $|\dot{\theta}| < 60 \text{ }^\circ/\text{s}$ (that is, when the absolute value of the shank angular velocity is small). This ensured that the exoskeleton produced no assistance when slowly leaning forward in preparation to jumping, when airborne or when standing.

Since we did not measure jump height, we do not know at this point whether the assistance provided during vertical jump increased jump height or whether the biological work to jump at a given height was reduced compared to jumping without an exoskeleton or with the exoskeleton powered off. Future studies should assess the performance of the exoskeleton in this regard, as the MR exoskeleton represents a unique portable platform to study human-exoskeleton interaction and assistance in high power movements like jumping.

3.7.4 Multifunctionality of the MR Exoskeleton

The ability of the state map controller to classify and assist walking, jumping and landing without delay is observed during a continuous sequence composed of walking, stopping, jumping and landing shown in fig. 3.9 (test 3). Walking initiation is detected and assisted right from the start of the first step without requiring any knowledge of prior steps (fig. 3.9). Jump and landing were also detected successfully, which resulted in comfortable

assistance provided at the right time during the entire sequence. The proposed state map controller that only depends on the *present* state is highly responsive to transients. Since no FSM is required, the controller can safely operate in unpredictable environments since it cannot be stuck in wrong finite states. Our experience with a time-based controller for walking with a FSM during preliminary experiments confirms this assertion. Undetected heel strikes happen occasionally, causing the FSM to be stuck in the wrong walking phase until the next heel strike resets the sequence, which sometimes led to tripping and/or material damage.

Nonetheless, misclassifications can occur during task transitions. For example, when transitioning from standing to walking at 5.5 s (fig. 3.9), a torque of 15 N·m is transmitted to the subject due to a misclassification as “landing”. This confusion occurs as γ (fig. 3.3) rises over the threshold value of 30° at walking initiation. Since the misclassification is short (54 ms), it did not hurt or destabilize the user.

In all, the multifunctionality of the state map controller is enhanced by the transparency of the MR exoskeleton. The user could initiate vertical jump by easily back-driving the actuator, which is also compliant to landing impacts. The high actuator bandwidth allows for minimal delay between task initiation and assistance. The high force controllability can be exploited to properly assist transient or impulsive tasks or shape an assistance map with any profile.

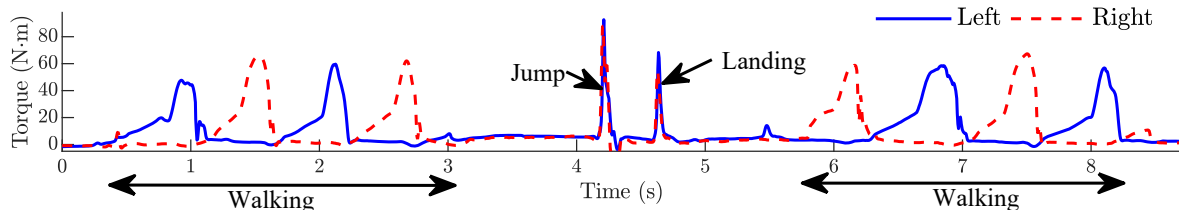


Figure 3.9 Left and right ankle torque for a sequence of walking, jumping and landing test 3. The controller classifies walking, jumping and landing instantaneously and the MR exoskeleton assists accordingly. A false detection occurs at 5.5 s, where a small torque of 15 N·m was transmitted to the user.

3.7.5 Metabolic Cost Reduction for Steady Walking

The tethered MR exoskeleton reduced metabolic cost of walking for 7 out of 9 subjects test 4. Results from one subject were rejected as the user reported uneasiness and discomfort to walk with the exoskeleton. For the remaining 8 subjects, *MCR* ranges between -2.2% and 16.2% , and average *MCR* is $5.6 \pm 2.1\%$ (mean \pm standard error). On average, the cost of walking in the NoExo and Exo conditions normalized by each subject’s body weight was

3.5 ± 0.2 W/kg and 3.3 ± 0.2 W/kg respectively (ANOVA, $p < 0.05$) as the exoskeleton provided a peak torque of 0.65 ± 0.04 N·m/kg and a peak power of 1.5 ± 0.1 W/kg at $51.2 \pm 0.5\%$ of the gait cycle (fig. 3.10). The injected power averaged over the whole gait cycle is 0.13 ± 0.02 W/kg. Thus, the proposed exoskeleton system, with its delocalized architecture, is efficient to reduce the metabolic cost of walking with control electronics and electrical power supply tethered.

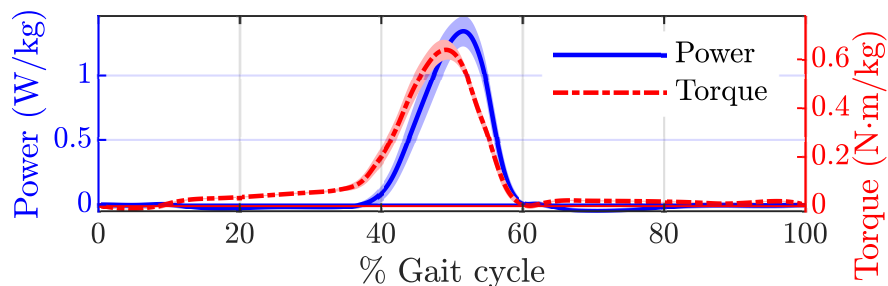


Figure 3.10 Average exoskeleton ankle power and torque as a function of %GC for all subjects during the last 5 min walking during the metabolic testing protocol (test 4). Curves are normalized by the average body weight of the subjects. Shaded areas are the standard errors across subject population

3.8 Conclusion

This paper studied the potential of MR actuators combined with a state map controller for multifunctional exoskeleton assistance of transient walking, jumping and landing. With its high power- and torque-to-weight ratios (peaks of 1.4 kW (both legs) and 90 N·m (per leg) for a total weight of 6.2 kg), the MR exoskeleton can instantaneously assist a broad range of tasks that require high force controllability (e.g. walking), high power (e.g. vertical jump) or high back-drivability (e.g. landing) with low response time. This is achieved in a wearable architecture that reduces metabolic cost of walking by 5.6% on average with control electronics and electrical power supply tethered. Combined with the proposed state map controller, the back-drivable MR exoskeleton has the potential to promote human-exoskeleton interactivity by exhibiting instantaneous adaptability to transient walking and by assisting multiple tasks freely initiated by the user.

Future work should investigate human-exoskeleton interaction for jumping and landing, task switching, energy efficiency and multi-joint assistance with the state map controller and embedded electronics to fully exploit the potential of MR actuators technology for multifunctional assistance in real-world environments.

CHAPITRE 4

CONCLUSION

4.1 Sommaire

L'objectif de ce projet de recherche était d'évaluer le potentiel d'un exosquelette actionné par des EMRs et de son contrôleur multifonctionnel par carte d'état pour assister la flexion plantaire à la marche, au saut et à l'atterrissage.

Le contrôleur par carte d'état ainsi développé utilise les mesures d'angle et de vitesse angulaire de chaque tibia pour classifier la marche du saut et de l'atterrissage, puis pour déterminer la commande de courant dans chaque EMR en fonction de la tâche effectuée à chaque instant. La classification est basée sur le déphasage entre les deux jambes dans leur plan de phase respectif (γ). L'assistance de la marche est basée sur l'angle de phase ϕ de chaque tibia. Finalement, l'assistance du saut et de l'atterrissage est basée sur la vitesse angulaire de chaque tibia.

Le contrôleur par carte d'état a été testé expérimentalement à la marche, au saut et à l'atterrissage. Le contrôleur s'adapte instantanément aux changements de démarche en fonction de l'*état présent* grâce à la paramétrisation du cycle de marche avec l'angle de phase. De plus, la multifonctionnalité de la carte d'état a été démontrée dans une séquence de marche, arrêt, saut, atterrissage, marche, puis arrêt, où, chaque mouvement est classifié et assisté sans délai. L'exosquelette contrôlé par la carte d'état démontre une grande densité de puissance (jusqu'à 1.4 kW transmis lors du saut vertical pour une masse totale de 6.2 kg) et un temps de réponse suffisamment court (19 ms) pour assister des mouvements très rapides comme le saut (durée de ~ 130 ms). Finalement, l'exosquelette offre suffisamment de compliance pour contrôler la dissipation d'énergie lors de l'atterrissage.

En somme, la combinaison de l'exosquelette à embrayages magnétorhéologiques avec le contrôleur par carte d'état favorise la multifonctionnalité du système et l'interactivité entre l'humain et l'exosquelette en démontrant une adaptabilité instantanée aux changements de démarche ou de mouvement et en assistant plusieurs tâches librement initiées par l'utilisateur.

4.2 Contributions originales

La contribution principale de ce projet de recherche est le **contrôleur multifonctionnel par carte d'état, qui assiste l'humain en fonction de l'état présent** pour la marche, le saut et l'atterrissage. Ce contrôleur favorise l'interactivité instantanée entre l'utilisateur et l'exosquelette, contrairement aux contrôleurs temporels typiquement utilisés pour la marche, qui s'adaptent lentement aux changements de démarche en fonction du *passé*. Cette approche s'oppose à la majorité des contrôleurs multifonctionnels qui utilisent des machines d'états finis pour déterminer la phase de la marche ou le mouvement effectué basés sur la détection d'événements discrets à certains instants clés.

De cette contribution principale découlent trois contributions secondaires :

L'assistance du saut et de l'atterrissage, qui n'a jamais été étudiée auparavant.

À cet effet, l'exosquelette constitue une plateforme embarquée unique pour explorer l'assistance de mouvements qui nécessitent de développer une grande puissance et une grande compliance (réversibilité). La puissance totale (1.4 kW) transmise au saut se démarque particulièrement de la majorité des exosquelettes embarqués spécifiques à la marche qui utilisent des moteurs de 200 W [41, 43].

L'utilisation de l'angle de phase du tibia pour un exosquelette pour paramétriser l'état biomécanique de l'utilisateur lors de la marche et assister l'humain en fonction de cet état. Cette paramétrisation du cycle de marche par l'angle de phase évite la détection explicite de moments clés dans le cycle de marche (contact de talon, levée des orteils, etc.)

Un classificateur pour détecter la marche, le saut/atterrissage et l'arrêt basé le déphasage entre les phases des tibias. Contrairement à plusieurs classificateurs par machines d'états finis, le classificateur développé peut déterminer la tâche à chaque instant en fonction de l'*état présent*.

4.3 Perspectives

Ce projet de recherche démontre le potentiel de l'exosquelette à embrayages magnétorhéologiques contrôlé par la carte d'état pour assister la flexion plantaire pour la marche, le saut et l'atterrissage.

La multifonctionnalité de l'exosquelette et de son contrôleur pourrait être étendue à d'autres applications :

Assister la course : l'assistance de la course lente (2.5 m/s) avec un exosquelette actif a déjà été étudiée [33]. La capacité de l'exosquelette MR à assister des mouvements rapides et le temps de réponse très court des actionneurs démontrés lors du saut permettraient d'assister la course à pied à plus de 2.5 m/s. Le contrôleur par carte d'état pourrait être étendu à la course à pied.

Assistance multi-articulaire : la technologie d'actionnement magnétorhéologique est très prometteuse pour actionner plusieurs degrés de liberté, car plusieurs embrayages peuvent partager la même source de puissance. À cet effet, l'angle de phase de chaque tibia pourrait être utilisé comme une variable unifiante pour synchroniser l'actionnement de plusieurs EMRs en harmonie avec le cycle de marche.

Interaction homme-machine lors du saut : l'assistance du saut avec un exosquelette n'a jamais été étudiée auparavant. L'exosquelette MR constitue une plateforme embarquée unique pour étudier l'interaction homme-machine à des puissances d'assistance élevées comme au saut vertical.

ANNEXE A

FONDEMENTS SUR L'ACTIONNEMENT MAGNÉTORHÉOLOGIQUE

L'actionnement magnétorhéologique permet de moduler rapidement le couple transmis par un mécanisme par l'entremise d'un embrayage. Les fondements de l'actionnement magnétorhéologique sont présentés dans cette section.

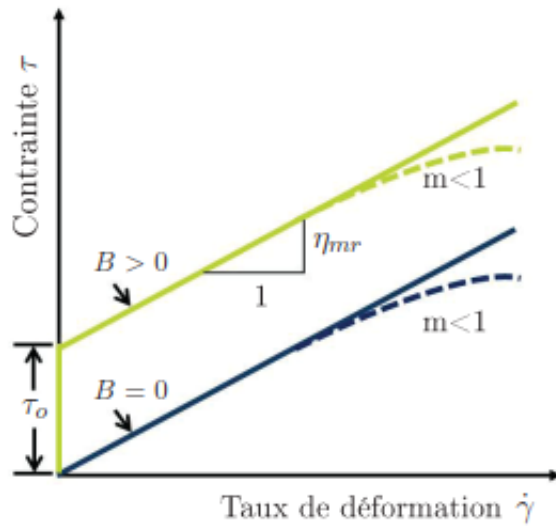
A.1 Fluide magnétorhéologique

Un fluide magnétorhéologique est constitué d'une huile contenant des additifs et dans laquelle baignent des particules de fer. Une bobine de cuivre permet de moduler le champ magnétique dans le fluide en contrôlant le courant électrique I qui y circule. Les figures contenues dans cette section sont tirées de la thèse de J-P L. Bigué. [36]. De nombreux détails sur le fonctionnement de la magnétorhéologie y sont fournis.

À l'état inerte ($I = 0$), le fluide magnétorhéologique agit comme un fluide newtonien de viscosité η_{mr} : la contrainte de cisaillement est proportionnelle au taux de cisaillement (fig. A.1(a)), mais le couple actif (τ_0) est nul. À cet état inerte, les particules de fer n'ont aucune organisation (fig. A.1(b)) et seul un couple visqueux (généralement négligeable par rapport à τ_0) est alors transmis entre l'entrée et la sortie de l'embrayage. À l'état actif ($I > 0$), les particules de fer s'agglomèrent (fig. A.1(c)) de manière à augmenter le couple actif τ_0 . Plus le courant augmente, plus cette agglomération est importante et plus la force de cisaillement et τ_0 sont grands.

A.2 Architecture mécanique

Pour exploiter les propriétés des fluides magnétorhéologique dans un mécanisme typiquement actionné par un moteur électrique, une architecture « multitambours » est souvent utilisée (fig. A.2). L'entrée (entraînée par un motoréducteur) et la sortie cisailent le fluide magnétorhéologique contrôlable à leur interface, au niveau des tambours. La contrainte de cisaillement dans le fluide magnétorhéologique au niveau des tambours permet de générer un couple hautement contrôlable entre l'entrée et la sortie de l'embrayage en modulant le courant dans la bobine de l'embrayage. Ainsi, le motoréducteur et l'embrayage peuvent être considérés comme une source de vitesse et de force, respectivement.



(a)

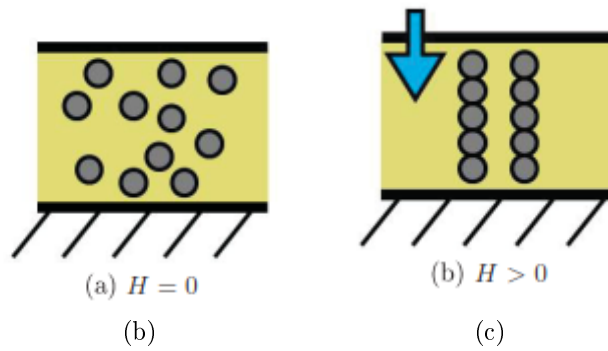


Figure A.1 Fonctionnement de la magnétorhéologie. (a) couple total (actif+visqueux) transmis par l'EMR selon le modèle de Bingham (b) État inerte du fluide magnétorhéologique (c) État actif du fluide magnétorhéologique. (tirée de [36])

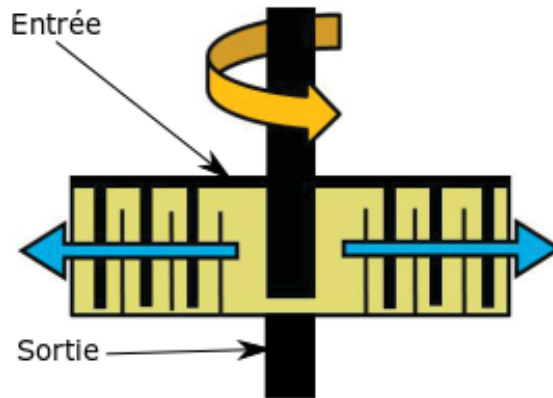


Figure A.2 Vue en coupe d'une architecture multitambours typique d'un embrayage magnétorhéologique (adaptée de [36])

ANNEXE B

CERTIFICAT D'ÉTHIQUE POUR LES ES- SAIS DE COÛT MÉTABOLIQUE

Sherbrooke, le 23 mars 2018

Pre Nathalie Gaudreault
FMSS École de réadaptation
CIUSSS de l'Estrie - CHUS

**Objet : Approbation d'une demande de modification - F1 - 19533 par le
Comité d'éthique de la recherche du CIUSSS de l'Estrie - CHUS**

Projet #2018-2590 - Exosquelette

Étude de la réduction du coût métabolique à la marche avec un exosquelette de cheville actionné par embrayages à fluide magnétorhéologique (MR)

Bonjour Pre Gaudreault,

Suite à la réception de votre demande de modification, le Comité d'éthique de la recherche du CIUSSS de l'Estrie - CHUS a approuvé, **via révision accélérée le 23 mars 2018**, les documents ci-dessous.

- *Protocole (FINAL Protocole projet exosquelette amendement v7mars2018.docx)*
- *FIC principal FR final 7 mars 2018*
- *(Affiche recrutement v 7mars18.pdf)*

Veillez noter que la modification est approuvée sur le plan éthique mais qu'il est de la responsabilité du chercheur d'obtenir toutes les autorisations nécessaires (convenance institutionnelle) avant de débuter son recrutement.


Il est à noter qu'aucun membre du comité d'éthique participant à l'évaluation et à l'approbation de ce projet n'est impliqué dans celui-ci.

Attestation du CÉR (REBA) :

En ce qui concerne ce projet de recherche, à titre de représentant du Comité d'éthique de la recherche, je certifie que:

1. La composition de ce comité d'éthique satisfait aux exigences pertinentes prévues dans le titre 5 de la partie C du Règlement sur les aliments et drogues.
 2. Le comité d'éthique de la recherche exerce ses activités de manière conforme aux bonnes pratiques cliniques.
 3. Ce comité d'éthique a examiné et approuvé le formulaire de consentement et le protocole d'essai clinique qui sera mené par le chercheur susmentionné, au lieu d'essai indiqué. L'approbation et les opinions du présent comité ont été consignées par écrit.
 4. Ce Comité est conforme aux normes américaines. (FWA #00005894 et IRB #00003849)
-

Espérant le tout à votre convenance, je vous prie d'agréer, Pre Gaudreault, mes salutations distinguées.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Annabelle Cumyn'.

Annabelle Cumyn, MDCM, MHPE

Co-Présidente du CÉR du CIUSSS de l'Estrée - CHUS

ANNEXE C

CERTIFICAT D'ÉTHIQUE POUR LES ES- SAIS DE COÛT MÉTABOLIQUE

FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT A LA RECHERCHE

Titre du projet: Étude de la réduction du coût métabolique à la marche avec un exosquelette de cheville actionné par embrayages à fluide magnétorhéologique (MR)

Numéro du projet : PRJ17-04 (2018-2590)

Commanditaire : Exonetik Inc.

Chercheuse principale: Nathaly Gaudreault, pht, PhD, Faculté de médecine et des sciences de la santé, École de réadaptation

Chercheur associé: Jean-Sébastien Plante, eng., Faculté de génie, département de génie mécanique

Collaborateurs : Jean-Philippe Lucking Bigué, Exonetik; Pierre Boulay, Université de Sherbrooke; Jordan Grenier, Safran Electronics & Defense

POUR INFORMATION

Du lundi au vendredi entre 8h et 16h, vous pouvez communiquer avec le coordonnateur du projet:

M. Jean-Philippe Lucking Bigué

Tel : (819) 481-2317 x 114

Nous sollicitons votre participation à un projet de recherche parce que nous souhaitons étudier l'effet d'une orthèse de la cheville sur l'énergie dépensée lors de la marche chez des adultes en santé. Cependant, avant d'accepter de participer à ce projet, veuillez prendre le temps de lire, de comprendre et de considérer attentivement les renseignements qui suivent. Si vous acceptez de participer au projet de recherche, vous devrez signer le formulaire de consentement à la fin du présent document et nous vous en remettrons une copie pour vos dossiers.

Ce formulaire d'information et de consentement vous explique le but de ce projet de recherche, les procédures, les risques et inconvénients ainsi que les avantages, de même que les personnes avec qui communiquer au besoin. Il peut contenir des mots que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions

nécessaires au chercheur responsable du projet ou aux autres personnes affectées au projet de recherche et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement qui n'est pas clair.

NATURE ET OBJECTIFS DU PROJET DE RECHERCHE

Plusieurs recherches sont consacrées à préserver ou améliorer la performance à la marche, une activité essentielle chez l'humain. Pour ce faire, des recherches se concentrent sur la conception d'appareillages orthopédiques externes appelés exosquelettes. Les exosquelettes peuvent assister les mouvements des articulations de la jambe lors de la marche. Malgré les progrès technologiques importants au cours des dernières années, la majorité des exosquelettes demeurent lourds et mécaniquement complexes. Ceci se traduit généralement par un inconfort et une dépense d'énergie plus importante pour l'utilisateur. L'objectif de cette étude est de comparer la dépense d'énergie à la marche assistée d'un prototype d'exosquelette de cheville à celle de la marche sans aucune assistance technologique chez 10 personnes en santé.

DÉROULEMENT DU PROJET DE RECHERCHE

Votre participation requiert 5 visites réparties sur une période d'environ 1 à 2 semaines planifiées en fonction de votre disponibilité. Vous devrez d'abord vous présenter aux locaux d'Exonétik, situé au 400 rue marquette à Sherbrooke pour une première visite d'une durée d'environ 2 heures. Une fois sur place, le formulaire de consentement vous sera présenté et expliqué par le responsable du projet afin d'obtenir votre consentement libre et éclairé à participer. Ensuite, un membre de l'équipe de recherche recueillera des données comme votre âge et votre poids et de l'information sur vos activités physiques vous sera demandée. L'équipe de recherche ajustera l'exosquelette à votre cheville. Vous serez ensuite familiarisé avec la marche sur le tapis roulant alors que vous porterez cet appareillage de même qu'un masque qui recouvre la bouche et le nez qui servira à collecter des données sur votre dépense d'énergie.

Les 4 autres visites dureront environ 1 heure et vous devrez vous présenter à la Faculté des sciences de l'activité physique, Université de Sherbrooke, situé au 2500 boulevard Université, Sherbrooke. Ces visites serviront à collecter les données sur votre dépense d'énergie lors de la marche sur un tapis roulant. Ces visites devront être planifiées sur quatre jours différents et elles se dérouleront de façon similaire. Vous porterez un short, un t-shirt et une paire de bottes fournie par le projet de recherche. On vous installera aussi un masque sur le visage. Vous devrez ensuite faire un essai de marche d'environ une demi-heure sur le tapis roulant selon deux des 4 conditions suivantes : avec exosquelette, sans exosquelette, avec charge (30 kg) et sans charge (30kg). L'ordre des conditions sera déterminé au hasard. Au terme des quatre essais, les quatre combinaisons de conditions auront été essayées. **SVP, vous référer au calendrier à la fin de ce document pour une vision d'ensemble des examens et procédures effectués durant le projet de recherche.**

COLLABORATION DU PARTICIPANT

Dans les 24 heures précédant chaque essai, nous vous demanderons de vous alimenter, de vous exercer et de vous reposer selon vos habitudes régulières.

RISQUES POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION AU PROJET DE RECHERCHE

Il y a un risque minimal de se blesser en perdant l'équilibre sur le tapis roulant. Toutefois, l'expérimentation se fera sous surveillance et un membre de l'équipe de recherche sera près du participant en tout temps lors de la marche sur le tapis roulant.

INCONVÉNIENTS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION AU PROJET DE RECHERCHE

Le déplacement et le temps requis afin de participer à cette étude peuvent constituer des inconvénients. Il peut également être inconfortable de porter un masque recouvrant votre nez et votre bouche, lors des essais de marche. Une sensation de courbature dans les mollets peut-être ressentie dans les jours qui suivront votre participation à l'étude. Ces sensations sont normales et elles s'atténueront dès le troisième jour.

AVANTAGES POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION AU PROJET DE RECHERCHE

Vous ne retirerez aucun bénéfice personnel de votre participation à ce projet de recherche. Toutefois, les résultats obtenus pourraient contribuer à l'avancement des connaissances dans le développement d'exosquelettes.

PARTICIPATION VOLONTAIRE ET POSSIBILITÉ DE RETRAIT

Votre participation à ce projet de recherche est volontaire. Vous êtes donc libre de refuser d'y participer. Vous pouvez également vous retirer de ce projet à n'importe quel moment, sans avoir à donner de raisons, en informant l'équipe de recherche.

Les chercheurs responsables de ce projet de recherche, le comité d'éthique de la recherche, ou le commanditaire peuvent mettre fin à votre participation, sans votre consentement. Cela peut se produire si de nouvelles découvertes ou informations indiquent que votre participation au projet n'est plus dans votre intérêt, si vous ne respectez pas les consignes du projet de recherche ou encore s'il existe des raisons administratives d'abandonner le projet.

Si vous vous retirez du projet ou êtes retiré du projet, l'information et le matériel déjà recueillis dans le cadre de ce projet seront néanmoins conservés, analysés ou utilisés pour assurer l'intégrité du projet.

Toute nouvelle connaissance acquise durant le déroulement du projet qui pourrait avoir un impact sur votre décision de continuer à participer à ce projet vous sera communiquée rapidement.

CONFIDENTIALITÉ

Cueillette – Fins pour lesquelles des renseignements personnels sont demandés

Durant votre participation à ce projet de recherche, le chercheur responsable de ce projet ainsi que son personnel recueilleront, dans un dossier de recherche, les renseignements vous concernant et nécessaires pour répondre aux objectifs scientifiques de ce projet de recherche.

Cueillette – Quels renseignements personnels sont demandés

Ces renseignements peuvent comprendre les informations concernant votre état de santé passé et présent, vos habitudes de vie ainsi que les résultats de tous les procédures qui seront réalisés. Votre dossier peut aussi comprendre d'autres renseignements tels que votre nom, votre sexe, votre date de naissance.

Conservation des renseignements/données – Protection

Tous les renseignements recueillis demeureront confidentiels dans les limites prévues par la loi. Vous ne serez identifié que par un numéro de code. La clé du code reliant votre nom à votre dossier de recherche sera conservée par le chercheur responsable de ce projet de recherche.

Durée de conservation

Ces données de recherche seront conservées pendant au moins 5 ans par le chercheur responsable de ce projet de recherche et le commanditaire.

Diffusion des résultats

Les données de recherche pourront être publiées ou faire l'objet de discussions scientifiques mais il ne sera pas possible de vous identifier.

Droit d'accès pour des fins de contrôle et sécurité

À des fins de surveillance, de contrôle, de protection et de sécurité et de mise en marché de l'exosquelette à l'étude, votre dossier de recherche pourrait être consulté par une personne mandatée par des organismes réglementaires, au Canada ou à l'étranger, tel que Santé Canada, ainsi que par des représentants du commanditaire, de l'établissement ou du comité d'éthique de la recherche. Ces personnes et ces organismes adhèrent à une politique de confidentialité.

Vous avez le droit de consulter votre dossier de recherche pour vérifier les renseignements recueillis, et les faire rectifier au besoin. Par ailleurs, l'accès à certaines informations avant la fin de l'étude pourrait impliquer que vous soyez retiré du projet afin d'en préserver l'intégrité.

POSSIBILITÉS DE COMMERCIALISATION / RENONCIATION

Votre participation au projet de recherche pourrait mener à la création de produits commerciaux ou autres qui pourraient éventuellement être protégés par des brevets ou autres droits de propriété intellectuelle. Cependant, vous ne pourrez en retirer aucun avantage financier.

COMPENSATION

Vos frais de repas (un repas par visite) et de stationnement (ou de transport en commun) en lien avec votre participation au projet de recherche seront remboursés sur présentation de facture à la fin de la troisième visite. Les frais de repas et de déplacement seront couverts jusqu'à un maximum de 20\$ par journée de visite.

EN CAS DE PRÉJUDICE

Si vous deviez subir quelque préjudice que ce soit par suite de votre participation à ce

projet de recherche, vous recevrez tous les soins et services requis par votre état de santé.

En acceptant de participer à ce projet de recherche, vous ne renoncez à aucun de vos droits et vous ne libérez pas le chercheur responsable de ce projet de recherche, le commanditaire et l'établissement de leur responsabilité civile et professionnelle.

FINANCEMENT DU PROJET DE RECHERCHE

Les co-chercheurs responsable du projet et l'établissement ont reçu un financement du commanditaire pour mener a bien ce projet de recherche. Les montants versés en couvrent tous les frais.

PERSONNES-RESSOURCES

Si vous avez des questions ou éprouvez des problèmes en lien avec le projet de recherche ou si vous souhaitez vous en retirer, vous pouvez communiquer avec le chercheur responsable ou avec une personne de l'équipe de recherche SVP vous référer à l'encadré de la page 1.

Pour toute question concernant vos droits en tant que participant à ce projet de recherche ou si vous avez des plaintes à formuler, vous pouvez communiquer avec le Bureau des plaintes et de la qualité des services du CIUSSS de l'Estrie-CHUS au numéro suivant : 1-866-917-7903.

SURVEILLANCE DES ASPECTS ÉTHIQUES

Le Comité d'éthique de la recherche du CIUSSS de l'Estrie - CHUS a approuvé le projet et en assurera le suivi.

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

CONSENTEMENT

J'ai pris connaissance du formulaire d'information et de consentement. On m'a expliqué le projet de recherche et le présent formulaire d'information et de consentement. On a répondu à mes questions et on m'a laissé le temps voulu pour prendre une décision. Après réflexion, je consens à participer à ce projet de recherche aux conditions qui y sont énoncées.

Nom du participant (lettres moulées)	Signature du participant	Date
---	--------------------------	------

J'ai expliqué au participant le projet de recherche et le présent formulaire d'information et de consentement et j'ai répondu aux questions qu'il m'a posées.

Nom de la personne qui obtient le consentement (lettres moulées)	Signature	Date
---	-----------	------

ENGAGEMENT DU CHERCHEUR

Je certifie qu'on a expliqué au participant le présent formulaire d'information et de consentement, que l'on a répondu aux questions qu'il avait.

Je m'engage, avec l'équipe de recherche, à respecter ce qui a été convenu au formulaire d'information et de consentement et à en remettre une copie signée et datée au participant.

Nom du chercheur (lettres moulées)	Signature	Date
---------------------------------------	-----------	------

CALENDRIER DES VISITES ET INTERVENTIONS

Visites	Description	Durée
1	Consentement et familiarisation	2 heures
2	Essai 1 (selon une des conditions A,B,C ou D, sélectionnée au hasard)	1 heure
3	Essai 2 (selon une des conditions A,B,C ou D, sélectionnée au hasard)	1 heure
4	Essai 3 (selon une des conditions A,B,C ou D, sélectionnée au hasard)	1 heure
5	Essai 4 (selon une des conditions A,B,C ou D, sélectionnée au hasard)	1 heure

Les conditions sont les suivantes :

- A) Sans exosquelette, sans charge
- B) Sans exosquelette, avec charge
- C) Avec exosquelette, sans charge
- D) Avec exosquelette, avec charge

Chaque essai se déroulera selon la séquence suivante :

Étapes	Description	Durée	Début	Fin
0	Préparation (bottes, sac à dos, exosquelette, système respiratoire)	15 minutes	00 :00	00 :15
1	Debout à l'arrêt (0 km/h)	10 minutes	15:00	25:00
2	Marche - 5.0 km/h	20 minutes	25:00	45:00
3	Conclusion (enlèvement accessoires)	15 minutes	45 :00	60 :00

ANNEXE D

CARACTÉRISTIQUES DES PARTICIPANT AUX ESSAIS DE COÛT MÉTABOLIQUE

Le tableau D.1 indique la masse, l'âge et le sexe des huit sujets ayant participé aux essais de coût métabolique ((test 4, section 3.6.2)

Tableau D.1 Masse, âge et genre des individus pour les essais de coût métabolique (test 4, section 3.6.2)

Sujet	Masse (kg)	Âge	Genre
1	104.6	23	Mâle
2	82.3	35	Mâle
3	56.9	24	Mâle
4	80.5	44	Mâle
5	84.6	33	Mâle
6	89.1	35	Mâle
7	84.1	30	Mâle
8	63.4	25	Femelle
9	84.9	35	Mâle

LISTE DES RÉFÉRENCES

- [1] Asbeck, A. T., Schmidt, K., Galiana, I., Wagner, D. et Walsh, C. J. (2015). Multi-joint soft exosuit for gait assistance. Dans *2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. p. 6197–6204.
- [2] Awad, L. N., Bae, J., O'Donnell, K., Rossi, S. M. M. D., Hendron, K., Sloom, L. H., Kudzia, P., Allen, S., Holt, K. G., Ellis, T. D. et Walsh, C. J. (2017). A soft robotic exosuit improves walking in patients after stroke. *Sci. Transl. Med.*, volume 9, numéro 400, p. eaai9084.
- [3] Blaya, J. A. et Herr, H. (2004). Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, volume 12, numéro 1, p. 24–31.
- [4] Bobbert, M. F. et van Ingen Schenau, G. J. (1988). Coordination in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, volume 21, numéro 3, p. 249–262.
- [5] Boehler, A. W., Hollander, K. W., Sugar, T. G. et Shin, D. (2008). Design, implementation and test results of a robust control method for a powered ankle foot orthosis (AFO). Dans *2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. p. 2025–2030.
- [6] Browning, R. C., Modica, J. R., Kram, R. et Goswami, A. (2007). The Effects of Adding Mass to the Legs on the Energetics and Biomechanics of Walking :. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, volume 39, numéro 3, p. 515–525.
- [7] Cain, S. M., Gordon, K. E. et Ferris, D. P. (2007). Locomotor adaptation to a powered ankle-foot orthosis depends on control method. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, volume 4, p. 48.
- [8] Caputo, J. M. et Collins, S. H. (2014). A Universal Ankle-Foot Prosthesis Emulator for Human Locomotion Experiments. *J Biomech Eng*, volume 136, numéro 3, p. 035002–035002–10.
- [9] Cherry, M., Kota, S., Young, A. et Ferris, D. (2016). Running with an elastic lower limb exoskeleton. *J Appl Biomech*, volume 32, numéro 3, p. 269–277.
- [10] Davis, S., Tsagarakis, N., Canderle, J. et Caldwell, D. G. (2003). Enhanced Modelling and Performance in Braided Pneumatic Muscle Actuators. *The International Journal of Robotics Research*, volume 22, numéro 3-4, p. 213–227.
- [11] Dijk, W. v., Meijneke, C. et Kooij, H. v. d. (2017). Evaluation of the Achilles Ankle Exoskeleton. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, volume 25, numéro 2, p. 151–160.

-
- [12] Ding, Y., Galiana, I., Siviyy, C., Panizzolo, F. A. et Walsh, C. (2016). Imu-based iterative control for hip extension assistance with a soft exosuit. Dans *2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. p. 3501–3508.
- [13] Ding, Y., Kim, M., Kuindersma, S. et Walsh, C. J. (2018). Human-in-the-loop optimization of hip assistance with a soft exosuit during walking. *Science Robotics*, volume 3, numéro 15, p. eaar5438.
- [14] Dollar, A. M. et Herr, H. (2008). Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses : Challenges and State-of-the-Art. *IEEE Trans. Robot.*, volume 24, numéro 1, p. 144–158.
- [15] Elery, T., Rezazadeh, S., Nesler, C., Doan, J., Zhu, H. et Gregg, R. D. (2018). Design and Benchtop Validation of a Powered Knee-Ankle Prosthesis with High-Torque, Low-Impedance Actuators. Dans *2018 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. p. 2788–2795.
- [16] Fauteux, P., Lauria, M., Heintz, B. et Michaud, F. (2010). Dual-Differential Rheological Actuator for High-Performance Physical Robotic Interaction. *IEEE Trans. Robot.*, volume 26, numéro 4, p. 607–618.
- [17] Ferris, D. P., Sawicki, G. S. et Daley, M. A. (2007). A physiologist’s perspective on robotic exoskeletons for human locomotion. *Int J HR*, volume 4, numéro 3, p. 507–528.
- [18] Galle, S., Derave, W., Bossuyt, F., Calders, P., Malcolm, P. et De Clercq, D. (2017). Exoskeleton plantarflexion assistance for elderly. *Gait & Posture*, volume 52, p. 183–188.
- [19] Galle, S., Malcolm, P., Collins, S. H. et De Clercq, D. (2017). Reducing the metabolic cost of walking with an ankle exoskeleton : interaction between actuation timing and power. *J NeuroEngineering Rehabil*, volume 14, numéro 1, p. 35.
- [20] Gams, A., Debevec, T., Petric, T. et Babic, J. (2012). Metabolic Cost of Squatting using Robotic Knee Exoskeleton. *International Conference on Robotics in Alpe-Adria-Danube Region*, p. 8.
- [21] Ghan, J. et Kazerooni, H. (2006). System identification for the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). Dans *Proceedings 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006*. p. 3477–3484.
- [22] Griffin, T. M., Roberts, T. J. et Kram, R. (2003). Metabolic cost of generating muscular force in human walking : Insights from load carrying and speed experiments. *J. Appl. Physiol.*, volume 95, numéro 1, p. 172–183.
- [23] Herr, H. (2009). Exoskeletons and orthoses : classification, design challenges and future directions. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, volume 6, p. 21.
- [24] Holgate, M. A., Sugar, T. G. et Bohler, A. W. (2009). A novel control algorithm for wearable robotics using phase plane invariants. Dans *2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. p. 3845–3850.
-

-
- [25] Huo, W., Mohammed, S., Moreno, J. C. et Amirat, Y. (2016). Lower Limb Wearable Robots for Assistance and Rehabilitation : A State of the Art. *IEEE Systems Journal*, volume 10, numéro 3, p. 1068–1081.
- [26] Jackson, R. W. et Collins, S. H. (2015). An experimental comparison of the relative benefits of work and torque assistance in ankle exoskeletons. *Journal of Applied Physiology*, volume 119, numéro 5, p. 541–557.
- [27] Jensen, A., Coopmans, C. et Chen, Y. (2013). Basics and guidelines of complementary filters for small UAS navigation. Dans *International Conference on Unmanned Aircraft Systems*. IEEE, p. 500–507.
- [28] Jiménez-Fabián, R. et Verlinden, O. (2012). Review of control algorithms for robotic ankle systems in lower-limb orthoses, prostheses, and exoskeletons. *Medical Engineering & Physics*, volume 34, numéro 4, p. 397–408.
- [29] Kawamoto, H. et Sankai, Y. (2005). Power assist method based on Phase Sequence and muscle force condition for HAL. *Advanced Robotics*, volume 19, numéro 7, p. 717–734.
- [30] Kazerooni, H., Racine, J. L., Huang, L. et Steger, R. (2005). On the Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX). Dans *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. p. 4353–4360.
- [31] Kazerooni, H. et Steger, R. (2005). The Berkeley Lower Extremity Exoskeleton. *J. Dyn. Sys., Meas., Control*, volume 128, numéro 1, p. 14–25.
- [32] Kerestes, J., Sugar, T. G. et Holgate, M. (2014). Adding and Subtracting Energy to Body Motion : Phase Oscillator. *Mechanisms and Robotics Conference*.
- [33] Kim, J., Heimgartner, R., Lee, G., Karavas, N., Perry, D., Ryan, D. L., Eckert-Erdheim, A., Murphy, P., Choe, D. K., Galiana, I. et Walsh, C. J. (2018). Autonomous and Portable Soft Exosuit for Hip Extension Assistance with Online Walking and Running Detection Algorithm. Dans *2018 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. p. 1–8.
- [34] Lee, S., Crea, S., Malcolm, P., Galiana, I., Asbeck, A. et Walsh, C. (2016). Controlling negative and positive power at the ankle with a soft exosuit. Dans *2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. p. 3509–3515.
- [35] Lee, S., Karavas, N., Quinlivan, B. T., LouiseRyan, D., Perry, D., Eckert-Erdheim, A., Murphy, P., Goldy, T. G., Menard, N., Athanassiu, M., Kim, J., Lee, G., Galiana, I. et Walsh, C. J. (2018). Autonomous Multi-Joint Soft Exosuit for Assistance with Walking Overground. Dans *2018 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. p. 2812–2819.
- [36] Lucking Bigué, J.-P. (2016). *Étude du comportement des fluides magnétorhéologiques (MR) en compression-cisaillement simultanée*. Thèse de doctorat.
-

-
- [37] Lv, G. et Gregg, R. D. (2017). Towards total energy shaping control of lower-limb exoskeletons. *IEEE*, p. 4851–4857.
- [38] Lv, G., Zhu, H. et Gregg, R. D. (2018). On the Design and Control of Highly Back-drivable Lower-Limb Exoskeletons : A Discussion of Past and Ongoing Work. *IEEE Control Syst*, volume 38, numéro 6, p. 88–113.
- [39] Monaco, V., Tropea, P., Aprigliano, F., Martelli, D., Parri, A., Cortese, M., Molino-Lova, R., Vitiello, N. et Micera, S. (2017). An ecologically-controlled exoskeleton can improve balance recovery after slippage. *Scientific Reports*, volume 7, p. 46721.
- [40] Mooney, L. M., Rouse, E. J. et Herr, H. M. (2014). Autonomous exoskeleton reduces metabolic cost of human walking. *J NeuroEngineering Rehabil*, volume 11, p. 151.
- [41] Mooney, L. M., Rouse, E. J. et Herr, H. M. (2014). Autonomous exoskeleton reduces metabolic cost of human walking during load carriage. *J NeuroEngineering Rehabil*, volume 11, p. 80.
- [42] Nagarajan, U., Aguirre-Ollinger, G. et Goswami, A. (2016). Integral admittance shaping : A unified framework for active exoskeleton control. *Robotics and Autonomous Systems*, volume 75, p. 310–324.
- [43] Panizzolo, F. A., Galiana, I., Asbeck, A. T., Siviý, C., Schmidt, K., Holt, K. G. et Walsh, C. J. (2016). A biologically-inspired multi-joint soft exosuit that can reduce the energy cost of loaded walking. *J NeuroEngineering Rehabil*, volume 13, p. 43.
- [44] Patil, G., Rigoli, L. M., Chamnikar, A., Miller, A., Ralescu, A., Kiefer, A. W., Richardson, M. J., Lorenz, T. et Kumar, M. (2017). Control Strategy for an Assistive Exoskeleton for Sit-to-Stand Transition, p. V001T30A005.
- [45] Quintero, D., Lambert, D. J., Villarreal, D. J. et Gregg, R. D. (2017). Real-Time continuous gait phase and speed estimation from a single sensor. *IEEE*, p. 847–852.
- [46] Quintero, D., Villarreal, D. J., Lambert, D. J., Kapp, S. et Gregg, R. D. (2018). Continuous-Phase Control of a Powered Knee–Ankle Prosthesis : Amputee Experiments Across Speeds and Inclines. *IEEE Transactions on Robotics*, p. 1–16.
- [47] Rose, J. et Gamble, J. (2006). *Human Walking*. LWW medical book collection, Lippincott Williams & Wilkins.
- [48] Rose, J., Gamble, J. G. et Inman, V. T. (2006). *Human walking. [ressource électronique]*. Books@Ovid, Philidelphia : Lippincott Williams and Wilkins, c2006.
- [49] Stirling, L., Siu, H. C., Jones, E. et Duda, K. (2018). Human Factors Considerations for Enabling Functional Use of Exosystems in Operational Environments. *IEEE Systems Journal*, p. 1–12.
-

-
- [50] Tucker, M. R., Olivier, J., Pagel, A., Bleuler, H., Bouri, M., Lambercy, O., Millán, J. d. R., Riener, R., Vallery, H. et Gassert, R. (2015). Control strategies for active lower extremity prosthetics and orthotics : a review. *J NeuroEngineering Rehabil*, volume 12, numéro 1, p. 1.
- [51] Vanrenterghem, J., Lees, A. et Clercq, D. D. (2008). Effect of Forward Trunk Inclination on Joint Power Output in Vertical Jumping :. *Journal of Strength and Conditioning Research*, volume 22, numéro 3, p. 708–714.
- [52] Varol, H. A., Sup, F. et Goldfarb*, M. (2010). Multiclass Real-Time Intent Recognition of a Powered Lower Limb Prosthesis. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, volume 57, numéro 3, p. 542–551.
- [53] Veronneau, C., Lucking Bigue, J.-P., Lussier-Desbiens, A. et Plante, J.-S. (2018). A High-Bandwidth Back-Drivable Hydrostatic Power Distribution System for Exoskeletons Based on Magnetorheological Clutches. *IEEE Robot. Autom. Lett.*, volume 3, numéro 3, p. 2592–2599.
- [54] Viau, J., Chouinard, P., Bigue, J.-P. L., Julio, G., Michaud, F. et Plante, J.-S. (2016). Tendon-Driven Manipulator Actuated by Magneto-Rheological Clutches Exhibiting Both High-Power and Soft Motion Capabilities. *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*.
- [55] Villarreal, D. J., Poonawala, H. A. et Gregg, R. D. (2017). A Robust Parameterization of Human Gait Patterns Across Phase-Shifting Perturbations. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, volume 25, numéro 3, p. 265–278.
- [56] Véronneau, C. (2018). Étude de faisabilité d’un système de distribution de puissance hydrostatique utilisant des embrayages magnétorhéologiques destiné aux exosquelettes.
- [57] Ward, J. A., Hitt, J., Sugar, T. et Bharadwaj, K. (2006). Dynamic Pace Controller for the Robotic Gait Trainer, p. 575–581.
- [58] Witte, K. A., Zhang, J., Jackson, R. W. et Collins, S. H. (2015). Design of two lightweight, high-bandwidth torque-controlled ankle exoskeletons. Dans *2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. p. 1223–1228.
- [59] Zhang, J., Fiers, P., Witte, K. A., Jackson, R. W., Poggensee, K. L., Atkeson, C. G. et Collins, S. H. (2017). Human-in-the-loop optimization of exoskeleton assistance during walking. *Science*, volume 356, numéro 6344, p. 1280–1284.
- [60] Zoss, A. B., Kazerooni, H. et Chu, A. (2006). Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, volume 11, numéro 2, p. 128–138.