



UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE  
Faculté de génie  
Département de génie mécanique

Étude de faisabilité d'un système de  
distribution de puissance hydrostatique  
utilisant des embrayages magnétorhéologiques  
destiné aux exosquelettes

Mémoire de maîtrise  
Spécialité : génie mécanique

Catherine VÉRONNEAU

Jury : Jean-Sébastien Plante (co-directeur)  
Alexis Lussier-Desbiens (co-directeur)  
Patrice MASSON  
François MICHAUD



À toutes les femmes qui se sont battues pour que  
je puisse m'épanouir dans ce fabuleux domaine  
qu'est le génie mécanique...





# RÉSUMÉ

Les exosquelettes sont des robots mobiles assistant les humains de multiples façons, que ce soit pour la réadaptation, l'augmentation de la force ou la réduction du coût métabolique. Plusieurs exosquelettes sont maintenant commercialisés et utilisés dans des domaines militaires, médicaux et industriels. Ces dispositifs doivent interagir avec l'humain, et donc posséder un haut niveau de transparence mécanique qui est atteint ultimement lorsque les mouvements humains ne sont pas affectés par le robot. Cette aptitude constitue en fait le plus grand défi de conception d'un exosquelette. Les deux caractéristiques qui définissent une bonne transparence sont une bande passante élevée et une bonne réversibilité du mécanisme. Pour atteindre ces deux critères, le système de distribution de puissance, constitué de l'actionnement et de la transmission, doit être léger, doit posséder peu d'inertie reflétée et peu de friction. Les systèmes de distribution de puissance utilisés actuellement dans les exosquelettes comportent par contre un compromis fondamental entre une bonne densité de force et un bon niveau de transparence; en général, les exosquelettes forts ne sont pas transparents, et vice-versa. Certaines applications requièrent par contre à la fois force et transparence, un exosquelette pour la course en est un bon exemple.

Dans le but de pallier cette problématique, ce mémoire présente le développement et la caractérisation d'un système de distribution de puissance possédant une bonne densité de force ainsi qu'un bon niveau de transparence. Ce système est composé d'embrayages magnétorhéologiques (MR) couplés à une transmission hydrostatique comportant des cylindres à membranes déroulantes. Les embrayages MR possèdent une bonne bande passante (>50 Hz), une bonne densité de force et peu d'inertie reflétée. Couplée aux embrayages MR, la transmission hydrostatique est très rigide, possède peu de friction ainsi qu'une faible inertie.

La transparence a été évaluée expérimentalement et à l'aide d'un modèle analytique et numérique. Les résultats obtenus démontrent que le système est à la fois fort et transparent, ce qui lui confère un haut potentiel d'être employé dans les exosquelettes. Les essais expérimentaux ont été effectués sur une interface haptique à un degré de liberté prenant la forme d'un *joystick*. Les résultats démontrent une bonne transparence du système avec une bande passante supérieure à 40 Hz et des niveaux des forces restrictives (inertie et friction) ne dépassant pas 11 % de la force maximale (bonne réversibilité du mécanisme) de 112 N au bout du joint haptique. Le modèle analytique et numérique élaboré confirme ces résultats et sert également de guide à la conception en fournissant des tendances de bande passante et de forces restrictives en fonctions de différents paramètres de la transmission hydrostatique. Enfin, les performances de ce système ouvrent la voie à de nombreuses applications d'exosquelettes transparents, forts, peu coûteux et versatiles.

**Mots-clés :** Exosquelettes, embrayages magnétorhéologiques, transmission hydrostatique, cylindres à membrane déroulante, transparence, haute bande passante, réversibilité.





# REMERCIEMENTS

J'aimerais d'abord remercier mon co-directeur de recherche, Jean-Sébastien Plante qui, depuis maintenant 5 ans, me transmet sa passion pour le génie à travers ses propositions toujours plus innovantes. Merci de m'avoir fait confiance dans la réalisation de mes anciens projets, mes projets actuels et de mes futurs projets, que j'entends ici par le doctorat!

Un merci tout spécial à mon co-directeur Alexis Lussier-Desbiens qui a su donner une vision très intéressante au projet en proposant plusieurs bonnes idées. Merci également pour tes conseils en modélisation et ton cours passionnant de dynamique avancée.

Un énorme merci à tous mes collègues du groupe de recherche Créatek. Vous savez comment rendre une atmosphère de travail captivante et enrichissante. Je remercie particulièrement Jean-Philippe Lucking-Bigué pour son esprit critique, son recul et ses bons conseils sur les études graduées. Aussi, mention spéciale à Raphaël Pilon, mon voisin de bureau, pour nos nombreuses discussions philosophiques sur notre avenir.

J'aimerais également profiter de cet espace pour remercier mes parents, Marie-France et Steeve, pour leur amour des sciences et pour m'avoir constamment encouragée dans mes études, et ce, depuis la maternelle.

Je souligne également le soutien moral de Marianne, ma tendre moitié et future femme, durant cette période marquée par de nombreuses fins de semaines au 3IT.

Je termine en soulignant le support financier sous forme de bourses d'études fournies par le CRSNG et le FRQNT tout au long de mes études.



# TABLE DES MATIÈRES

## 1. INTRODUCTION

1.1. Mise en contexte et problématique .....	1
1.2. Définition du projet de recherche .....	1
1.3. Objectifs du projet de recherche.....	2
1.4. Contributions originales .....	2
1.5. Plan du document.....	3

## 2. SYSTÈMES DE DISTRIBUTION DE PUISSANCE POUR EXOSQUELETES

2.1. Requis de conception des systèmes de distribution de puissance pour exosquelettes ...	4
2.2. Systèmes de distribution de puissance actuels pour exosquelettes .....	5
2.2.1. Actionnement électromécanique .....	5
2.2.2. Actionnement à combustion chimique.....	6
2.2.3. Transmission à câbles.....	6
2.2.4. Transmission pneumatique.....	7
2.2.5. Transmission hydraulique .....	8
2.2.6. Transmission hydrostatique à membranes déroulantes .....	8
2.2.7. Embrayages MagnétoRhéologiques .....	9
2.3. Conclusion sur l'état de l'art.....	11

## 3. SYSTÈME DE DISTRIBUTION DE PUISSANCE

3.1. Abstract.....	14
3.2. Introduction .....	14
3.2.1. Background – Exoskeleton Actuation .....	15
3.2.2. Goal of This Paper .....	17
3.3. Proposed Power Distribution System.....	18
3.3.1. System Description.....	18
3.3.2. Analytical Model.....	19
3.4. Experimental Set-Up.....	27
3.5. Results and Discussion.....	29
3.5.1. Open-Loop Performance .....	29
3.5.2. Hydrostatic Back-Drivability .....	32
3.6. Conclusion .....	34
3.7. Acknowledgment.....	34

## 4. CONCLUSION

4.1. Sommaire.....	35
4.2. Contributions originales .....	36
4.3. Perspectives.....	36

# LISTE DES FIGURES

Figure 1. Exosquelette de genou développé par Shepherd et Rouse [8].....	6
Figure 2. a) Exo-bras CAREX [26] b) Exo-gant SNU [27] c) Exosquelette de jambe de l'Université d'Harvard [28] .....	7
Figure 3. a) Exosquelette de jambe pneumatique développé par l'Université d'Harvard [31] .....	7
Figure 4. Exosquelette de jambe hydraulique BLEEX [14].....	8
Figure 5. a) cylindres conventionnels, b) cylindres à membrane déroulante [18], c) robot télé-opéré de Disney Research utilisant des cylindres à membranes déroulantes [19]......	9
Figure 6. Principe de l'embrayage MR a) sans champ magnétique, aucun couple transmis et b) avec champ magnétique, couple variable transmis. Les particules ferromagnétiques s'alignent avec le champ magnétique. ....	10
Figure 7. Exosquelette de jambe de l'Université de Hong Kong utilisant des freins MR aux joints [39].....	10
Figure 8. Lower-limb exoskeleton with a centralized MR-Hydrostatic power distribution. ....	18
Figure 9. Kinematic drawing of the MR-Hydrostatic system. ....	19
Figure 10. Model of one half (one hydrostatic line) DOF of MR-Hydrostatic system.....	19
Figure 11. Influence of the hose length and internal diameter on the back-drivable force. ....	26
Figure 12. Influence of hose length and internal diameter on the $f_n$ .....	26
Figure 13. a) MR-Hydrostatic laboratory prototype: master power-unit and the one-DOF slave haptic joystick. b) Cross-sectional view and illustration of a custom rolling diaphragm cylinder used. ....	27
Figure 14. Torque transmitted by an MR clutch in relation to the applied current. MR clutch is driven at 800 RPM. ....	28
Figure 15. ETFEs of the system in response to a current chirp signal with an amplitude of 2 to 4 A and a frequency ranging from 1 to 50 Hz. Three hydrostatic hoses are tested: $\emptyset$ 3.81 mm $\times$ 1m, $\emptyset$ 3.81 mm $\times$ 8m and $\emptyset$ 6.99 mm $\times$ 1m. a) Global ETFE b) Hydraulic ETFE.....	30
Figure 16. a) Schematic view of the friction characterization experiment b) Force-displacement curve. ....	31
Figure 17. a) Passive back-drivable force when the haptic joystick is manually back-driven and no control is applied. b) Active back-drivable force when the haptic joystick is manually back-driven and a force controller is used to reduce the force to zero. c) Force measured when a virtual spring control is applied. ....	33

# LISTE DES TABLEAUX

Table 1. Physical Data Used in the Analytical Model.....	26
Table 2. Experimental and Analytical Hydraulic Natural Frequencies.....	31



# CHAPITRE 1

## INTRODUCTION

### 1.1. Mise en contexte et problématique

Les progrès technologiques des trois dernières décennies ont permis de développer une large gamme d'exosquelettes pour assister les êtres humains. Ces exosquelettes peuvent à la fois aider à soulever de lourdes charges [1], augmenter l'endurance des sujets en permettant de parcourir de plus grandes distances [2], aider à la réadaptation de sujets possédant des troubles moteurs [3] ou même offrir la possibilité de marcher à des sujets paralysés [4]. Plusieurs exosquelettes ont pu être commercialisés [5], mais il n'en reste pas moins que la majorité des exosquelettes actuels sont volumineux, lourds et coûteux.

Le plus grand défi de conception d'un exosquelette réside dans l'interaction humain-machine, ce qui requiert que le système de distribution de puissance (actionnement et transmission) doit posséder une bonne densité de force et un haut niveau de transparence [6]. Cette transparence se traduit autant par une haute bande passante lorsque l'exosquelette fournit une assistance (mode actif) qu'une bonne réversibilité lorsque l'utilisateur entraîne l'exosquelette (mode passif) [7]. En effet, même si certains systèmes hautement optimisés visent à atteindre un certain niveau de transparence mécanique avec des stratégies de contrôle appropriées [8], de tels systèmes sont souvent impossibles à contrôler en mode passif [9] puisqu'ils possèdent intrinsèquement trop de forces restrictives (friction et inertie).

La problématique réside donc dans le développement d'un système de distribution de puissance destiné aux exosquelettes, possédant à la fois une bonne densité de force, mais également un haut niveau de transparence autant en mode actif que passif.

### 1.2. Définition du projet de recherche

Le projet de recherche vise à **évaluer le potentiel d'un système de distribution de puissance composé d'embrayages magnétorhéologiques (MR) et d'une transmission hydrostatique pour des exosquelettes.** Des embrayages MR, possédant une bonne bande passante (>50 Hz) et une bonne densité de force, couplés à une transmission hydrostatique possédant peu de friction et d'inertie, pourraient ainsi fournir un système de distribution de puissance à la fois fort, portatif et transparent. Ce potentiel d'utilisation dans les exosquelettes est évalué en caractérisant la transparence du système, c'est-à-dire, en mesurant sa bande passante en force, son niveau de

friction et son inertie reflétée. Pour réduire la friction présente dans la transmission hydrostatique, des cylindres à membrane déroulante (*rolling diaphragm* en anglais) [10]–[12] sont utilisés. Ces cylindres éliminent l'utilisation de joints dynamiques qui causent la majorité de la friction de la transmission en utilisant une membrane qui minimise la friction tout en assurant l'étanchéité. Le projet inclut également l'élaboration d'un modèle analytique et numérique prédisant la transparence du système.

### 1.3. Objectifs du projet de recherche

L'objectif principal du présent travail vise à **caractériser un nouveau système de distribution de puissance hydrostatique utilisant des embrayages MR et étant destiné aux exosquelettes.**

De cet objectif principal découle les sous-objectifs suivants :

- Concevoir et fabriquer une interface haptique (sous forme de *joystick*) à un degré de liberté comportant des embrayages MR et une transmission hydrostatique composée de cylindres à membranes déroulantes.
- Développer un modèle analytique et numérique permettant de calculer la bande passante, l'inertie reflétée et la friction de la transmission hydrostatique.
- Effectuer les essais expérimentaux de caractérisation sur l'interface haptique afin de déterminer la bande passante et la réversibilité du système.
- Comparer les données expérimentales au modèle développé.

### 1.4. Contributions originales

La principale contribution originale apportée par ces travaux est **le couplage d'embrayages MR à une transmission hydrostatique dans le but de développer un nouveau système de distribution de puissance destiné aux exosquelettes.** Ce couplage permet une grande versatilité d'applications. Qu'il s'agisse de bras robotiques, d'exosquelettes, de robots mobiles ou toutes autres applications qui demandent force, précision et bonne bande passante, ce système de distribution de puissance peut s'adapter à plusieurs conceptions. Aussi, contrairement à un prototype à câbles, il est facilement possible d'imaginer un ajout de plusieurs degrés de liberté à un prototype existant, il ne suffit que d'ajouter des embrayages MR et d'autres lignes hydrostatiques.

De cette contribution principale découlent deux contributions secondaires.



**Cylindres à membrane déroulante :** Premièrement, la transmission hydrostatique à membrane déroulante n'a jamais été appliquée à un exosquelette et n'a jamais été couplée à une source de puissance, autre que l'actionnement humain. Cet aspect novateur permettra d'ouvrir les possibilités d'utilisation de ces cylindres comportant très peu de friction ainsi qu'une meilleure compréhension de leur comportement.

**Modèle analytique et numérique :** Deuxièmement, le modèle analytique et numérique développé permettra une meilleure compréhension et une prédiction de la transparence de la transmission hydrostatique. Il pourra par la suite servir de guide à la conception pour de futures applications haptiques utilisant une transmission hydrostatique.

## 1.5. Plan du document

Le chapitre 2 du mémoire présente l'état de l'art des différents systèmes de distribution de puissance utilisés dans les exosquelettes existants en ce qui concerne leurs performances et leur niveau de transparence. Le chapitre 3 présente un article accepté pour publication au journal *IEEE Robotic and Automation Letters*. Cet article a également été accepté pour présentation à la conférence *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)* en mai 2018, à Brisbane en Australie. Enfin, le chapitre 4 contient les conclusions de ce mémoire ainsi que les perspectives et applications futures utilisant le système de distribution de puissance développé.

# CHAPITRE 2

## SYSTÈME DE DISTRIBUTION DE PUISSANCE POUR EXOSQUELETTES

Ce chapitre présente l'état de l'art des différents systèmes de distribution de puissance (actionnement et transmission) utilisés dans les exosquelettes actuels. Ce chapitre débute en exposant les différents requis de conception des systèmes de distribution de puissance, présente ensuite différents systèmes et termine avec une conclusion sur l'état de l'art.

### 2.1. Requis de conception

Les exosquelettes assistent les humains dans différentes tâches [13]. Qu'il s'agisse de réadaptation [3], [4] ou d'augmentation de la force/endurance [14], les exosquelettes doivent interagir avec l'humain de façon transparente. Généralement, un haut niveau de transparence est assuré lorsque l'exosquelette possède une bande passante plus grande que l'humain (>10 Hz en force [15]). Un haut niveau de transparence est également atteint lorsque les forces restrictives (inertie, distribution de masse et friction) appliquées sur le sujet sont basses, le système est alors considéré réversible. La distribution de la masse de l'exosquelette a un impact significatif sur la transparence et le confort et doit être majoritairement, dans la mesure du possible, située aux hanches du sujet [16]. Le choix d'un système de distribution de puissance (actionnement et transmission) centralisé aux hanches qui distribue la puissance de façon transparente aux différents joints est donc de mise. Outre la transparence, le système de distribution de puissance doit aussi posséder une bonne densité de force pour pouvoir assister l'humain tout en étant portatif, donc le plus léger possible. En plus de devoir posséder une autonomie énergétique suffisante, les requis dynamiques concernant les systèmes de distribution de puissance des exosquelettes se résument par :

1. Bonne densité de force
  - a. Faible masse (augmenter la portabilité)
  - b. Produit et transmet un bon niveau de force (selon l'application d'exosquelette, mais essentiellement dans le même ordre de grandeur que l'humain)
2. Bonne transparence
  - a. Bande passante en force d'au moins 10 Hz
  - b. Forces résistives basses (bonne réversibilité)
    - i. Peu de friction
    - ii. Faible inertie reflétée
    - iii. Majorité de la masse située aux hanches (système centralisé)

## 2.2. Systèmes de distribution de puissance actuels pour exosquelettes

Les systèmes de distribution de puissance comprennent à la fois l'actionnement et la transmission. Cette présente partie du mémoire traite des différents types d'actionnement et de transmission utilisés dans les exosquelettes actuels.

### 2.2.1. Actionnement électromécanique

Les moteurs électriques sont couramment utilisés en robotique et dans les exosquelettes puisqu'ils offrent une option peu coûteuse et accessible. Deux options d'actionnement électromécanique sont possibles : l'utilisation de moteurs électriques à actionnement direct, ou l'utilisation de moteurs électriques couplés à un réducteur. De manière générale, les moteurs directement actionnés offrent une bonne dynamique et peu de contre-coups, mais sont très lourds [17]. Afin d'optimiser la densité de couple, un moteur est couplé à un réducteur. Cette option diminue par contre la bande passante et la réversibilité puisque l'inertie reflétée est augmentée ainsi que les contre-coups et la friction [18]. Une boîte de transmission à démultiplication harmonique (*harmonic drive* en anglais) est souvent utilisée en robotique afin d'offrir une solution compacte à haut ratio de démultiplication tout en réduisant la friction. Par contre, cette solution est coûteuse puisqu'elle demande des procédés de fabrication ultra-précis [19].

Shepherd et Rouse [9] ont développé un exosquelette de genou actionné par un moteur électrique couplé à une vis sans fin à billes pour obtenir un certain niveau de réduction (Figure 1). Cet exosquelette produit 40 Nm au genou, pèse 1.8 kg et est destiné à des applications d'assistance assis/debout. Un ressort en fibre de verre ajoute également un élément de compliance en série dans la transmission. Cette configuration permet une bande passante en force de 20 Hz. En ce qui concerne sa réversibilité, deux cas ont été testés : le mode actif (avec contrôleur qui annule la force résiduelle) et en mode passif (sans contrôleur). En mode actif, le système est réversible mais produit tout de même des couples résiduels (inertie et friction) d'environ 4 Nm, soit 10 % du couple maximal. En mode passif, ces couples résiduels atteignent 35 Nm, soit près de 90 % du couple maximal. Ce système est alors très peu confortable pour l'utilisateur.

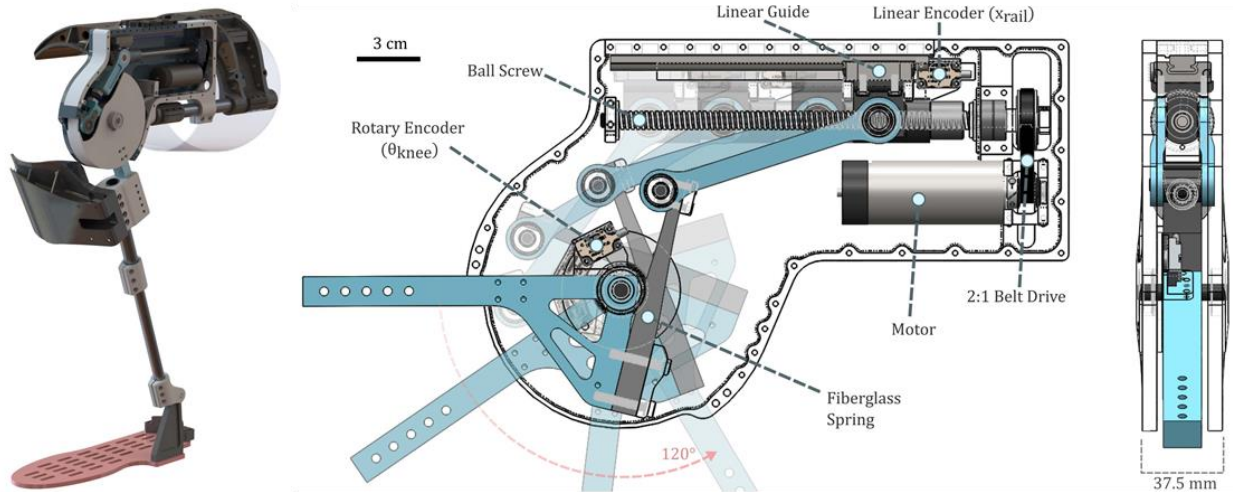


Figure 1. Exosquelette de genou développé par Shepherd et Rouse [9]

### 2.2.2. Actionnement à combustion chimique

L'utilisation d'une énergie chimique comme source de puissance permet d'atteindre une grande densité de stockage d'énergie ( $\sim 120$  MJ/kg avec hydrocarbures) ainsi qu'un déploiement rapide de travail [20], [21]. Même si les hydrocarbures possèdent une grande densité d'énergie, ils sont souvent laissés de côté pour les applications de robotique mobile puisqu'ils sont difficiles à contrôler et requièrent des systèmes de carburation, de compression et de détente complexes. Les monergols (*monopropellants* en anglais), comme le peroxyde d'hydrogène ( $H_2O_2$ ) liquide, sont alors préférés pour des applications robotiques puisque leur réaction exothermique ne requiert pas d'apport d'air et ne dégage que de la vapeur d'eau ( $H_2O$ ) et de l'oxygène ( $O_2$ ) gazeuse, ce qui est non toxique pour l'humain et non polluant. Les deux approches possibles d'utilisation de peroxyde d'hydrogène comme source de puissance pour la robotique mobile sont 1) d'utiliser directement les vapeurs chaudes pour produire un travail (majoritairement utilisé en robotique souple [22]–[24]) et 2) de fournir la puissance à un système hydraulique [25], [26]. Même s'ils sont plus facilement contrôlables, les monergols ont une très faible efficacité et une faible densité énergétique, ce qui limite leur utilisation dans les applications mobiles comme les exosquelettes.

### 2.2.3. Transmission à câbles

De par leur faible inertie, les transmissions à câbles permettent de distribuer la puissance aux différents joints avec une bonne bande passante, une bonne densité de force et une bonne réversibilité, et donc une bonne transparence. La figure 2 présente quelques exosquelettes qui utilisent une transmission à câble tels que le bras CAREX [27] et l'exo-gant SNU [28]. Les câbles sont par contre complexes à acheminer aux joints distaux puisqu'ils requièrent des poulies et

des supports supplémentaires comportant beaucoup de friction. Pour faciliter l'acheminement des câbles et éviter les supports supplémentaires, les câbles de type Bowden sont utilisés, tels que dans l'exosquelette de l'université d'Harvard [29]. Par contre, les câbles Bowden comportent beaucoup de friction [30], ce qui réduit l'efficacité ainsi que la réversibilité du mécanisme. De plus, en ce qui concerne les transmissions à câble, moins un câble est rigide, moins la bande passante (en force et en position) sera élevée, ce qui impose un compromis important, car l'utilisation des câbles rigides (ex. en acier) est limitée par la rayon minimal d'enroulement [31].

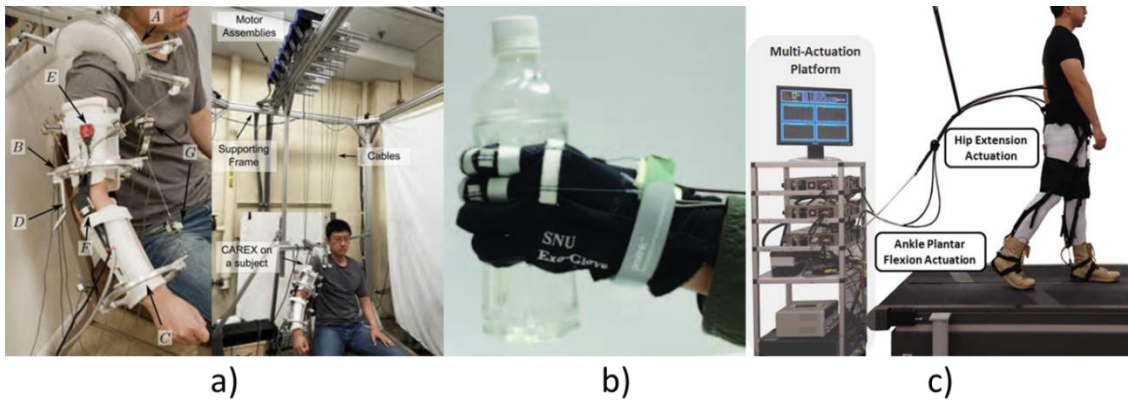


Figure 2. Exosquelettes à transmission à câbles : a) Exo-bras CAREX [27], b) Exo-gant SNU [28], c) Exosquelette de jambe de l'Université d'Harvard [29]

#### 2.2.4. Transmission pneumatique

Les systèmes de distribution de puissance pneumatiques sont utilisés dans quelques exosquelettes [32]. Ce type de transmission, montré à la figure 3, permet d'acheminer facilement la puissance aux joints distaux mais souffre par contre d'une faible bande passante et d'un faible rendement énergétique [33]. Ceci limite beaucoup l'autonomie et la portabilité au point de le rendre inutilisable pour les exosquelettes.



Figure 3. Exosquelette de jambe pneumatique développé par l'Université d'Harvard (le compresseur n'est pas montré) [32]

## 2.2.5. Transmission hydraulique

La transmission hydraulique permet d'atteindre une meilleure bande passante qu'en utilisant une transmission pneumatique (cinq à six fois plus grande [34]). Zoss et Kazerooni [2], [14], [35] ont développé un exosquelette hydraulique (BLEEX, montré à la figure 4) utilisant huit servovalves et six cylindres hydrauliques linéaires à double-action afin d'assister la marche. Cet exosquelette pèse 36 kg et peut supporter une charge utile de 34 kg. Malgré la bonne densité de force de la transmission hydraulique utilisée, l'efficacité totale du système est par contre basse (~15 %) et le mécanisme n'est pas réversible [36].

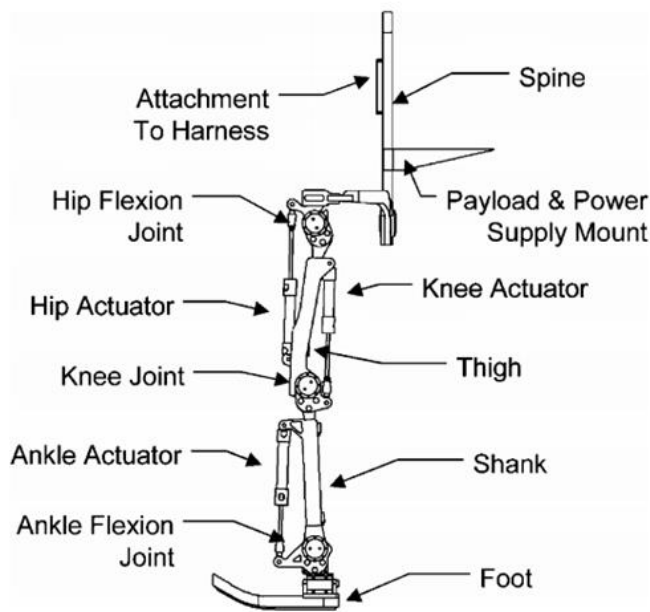


Figure 4. Exosquelette de jambe hydraulique BLEEX [14]

## 2.2.6. Transmission hydrostatique à membrane déroulante

Contrairement à une transmission hydraulique composée de servovalves, la transmission hydrostatique fournit une transmission directe et parfaitement réversible entre une source de puissance et un joint distal. À sa plus simple expression, cette transmission est composée de deux cylindres hydrauliques (le maître et l'esclave) reliés par un tube et le cylindre maître est connecté à la source de puissance. Ce type de transmission permet une grande bande passante en force puisque le fluide de transmission (eau ou huile) est incompressible. À noter que les conduits doivent également être rigides radialement pour permettre une haute bande-passante. De plus, comparativement à une transmission à câbles, la transmission hydrostatique permet un accès plus facile aux joints distaux en évitant les poulies et supports supplémentaires, ce qui permet également une plus grande versatilité.

Les cylindres hydrauliques conventionnels (Figure 5a) utilisés dans les transmissions hydrostatiques, comportent par contre beaucoup de friction [37] causée par les joints d'étanchéité dynamiques, ce qui nuit à la transparence de la transmission. En contrepartie, diminuer la friction des joints augmente les possibilités de fuites. Pour éliminer le compromis entre friction et fuites, l'utilisation de cylindres à membrane déroulante (*Rolling Diaphragm Piston* en anglais) [11], [12] devient une alternative intéressante (Figure 5b-c). Dans ce type de cylindre, une membrane se déroule sur elle-même (moins de 1% de friction [18]) et remplace ainsi le piston conventionnel frottant sur les parois du cylindre et possédant beaucoup de friction. Ceci a donc pour effet d'augmenter la transparence et les performances haptiques de la transmission.

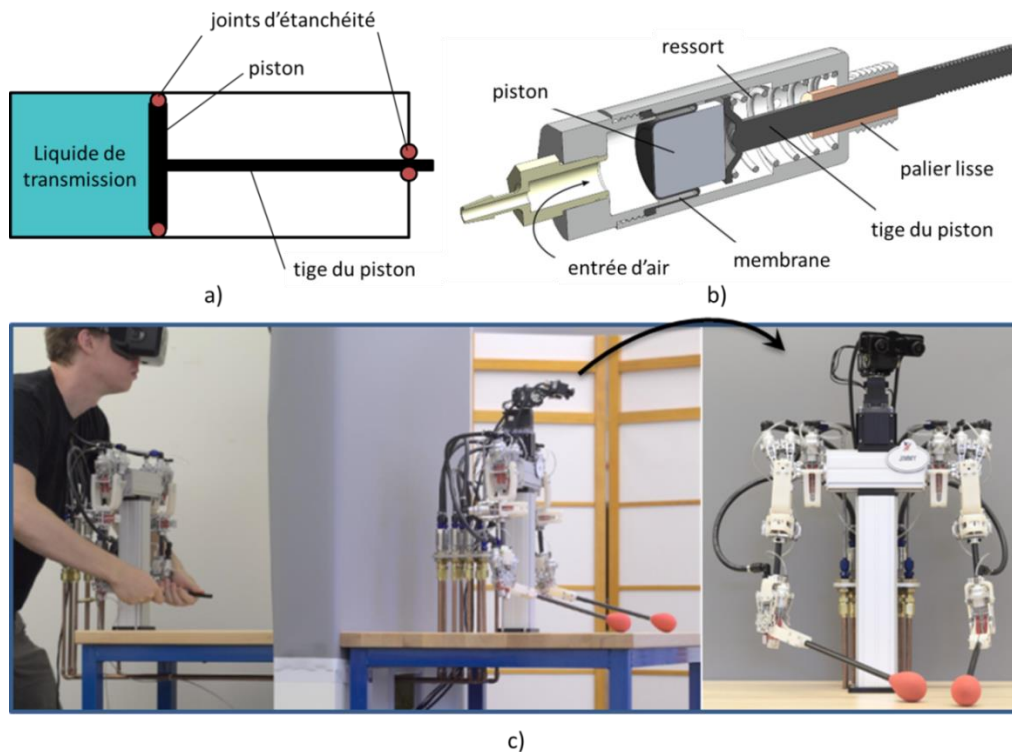


Figure 5. Transmissions hydrostatiques : a) cylindres conventionnels, b) cylindres à membrane déroulante [18], c) robot télé-opéré de Disney Research utilisant des cylindres à membranes déroulantes [19].

## 2.2.7. Embrayages magnétorhéologiques

La technologie magnétorhéologique (MR) peut être utilisée de façon semi-active ou active. Dans le cas où la technologie est utilisée semi-activement, les dispositifs agissent comme un frein en dissipant de l'énergie et en limitant le couple à l'aide d'une commande en courant. Des freins MR sont utilisés dans les joints de l'exosquelette de jambes (Figure 6) de l'Université de Hong Kong [38] et le couple modulé atteint 37 Nm.

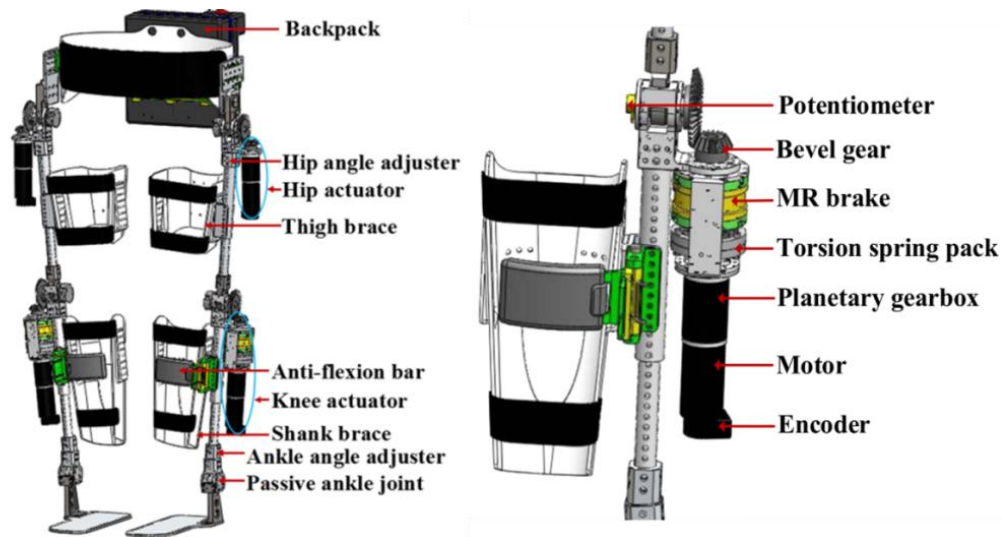


Figure 6. Exosquelette de jambe de l'Université de Hong Kong utilisant des freins MR aux joints [38]

D'un autre côté, lorsqu'utilisé activement, on parle alors d'embrayage MR. Un embrayage MR transmet un couple proportionnel au champ magnétique de l'entrée à la sortie (Figure 7). Les embrayages MR sont utilisés dans des applications où une grande dynamique est nécessaire. En effet, elles atteignent une bande passante en force de plus de 50 Hz [31], [39]. L'élément principal de ces embrayages est le fluide qui les compose, soit le fluide MR. Il est constitué principalement d'une huile peu visqueuse (de 50 à 200 mPas) et de particules sphériques ferromagnétiques (diamètre de 1 à 10  $\mu\text{m}$  à une concentration variant entre 20 et 50 % du fluide) [40]. Ce fluide intelligent possède la particularité de modifier sa viscosité lors du passage d'un champ magnétique. Les particules ferromagnétiques s'alignent alors avec le champ magnétique, ce qui crée des chaînes de particules et change la viscosité du fluide. Dans le cas d'un embrayage MR, ce changement de viscosité sert à transmettre un couple. Le principe consiste à coupler l'entrée de l'embrayage à une source de puissance (un moteur électrique par exemple) et le couple transmis à la sortie de l'embrayage est relativement proportionnel au champ magnétique appliqué à l'embrayage.

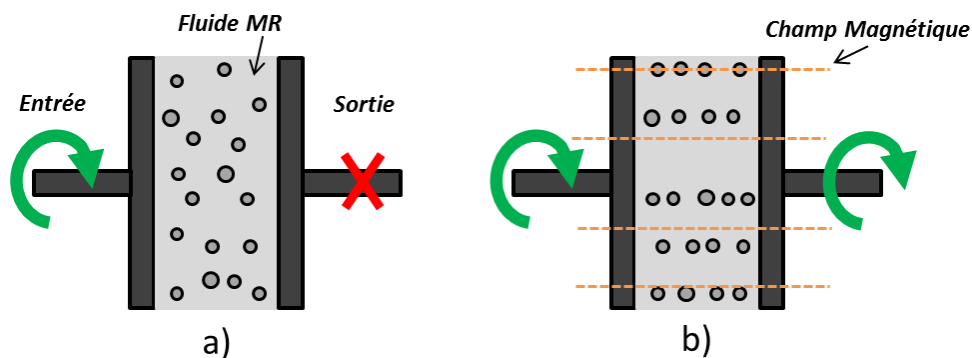


Figure 7. Principe de l'embrayage MR : a) sans champ magnétique, aucun couple transmis, b) avec champ magnétique, couple variable transmis. Les particules ferromagnétiques s'alignent avec le champ magnétique.



Les embrayages MR (actifs) sont utilisés dans certaines applications robotiques [31], [39], mais à ce jour, dans aucun exosquelette.

Les caractéristiques avantageuses des embrayages MR (utilisés activement) sont :

- Possibilité d'utiliser une seule source de puissance (ex. moteur électrique) pour plusieurs embrayages MR, et donc, pour plusieurs degrés de liberté.
- L'inertie de l'ensemble moteur-réducteur situé avant l'embrayage MR n'est pas reflétée sur l'inertie globale du système, ce qui permet une très bonne dynamique (bande passante en force d'environ 50 Hz) et une haute résolution en force [41].
- L'interface fluide élimine le contact métal-métal des pièces, ce qui empêche les pièces de bloquer et augmente la fiabilité et la réversibilité [39].
- Très bonne densité de force (quatre fois plus qu'un moteur électrique DC [31]).
- Simple à mettre en œuvre et peu coûteux.

Avec sa haute bande passante et ses basses forces résistives (inertie et friction), l'embrayage MR est tout à fait approprié pour des applications haptiques et de robotique mobile [42].

## 2.3. Conclusion sur l'état de l'art

Après l'analyse des différents systèmes de distribution de puissance, la majorité des technologies ne satisfait pas simultanément tous les requis de la section 2.1. Une avenue semble par contre très prometteuse pour les exosquelettes, soit le couplage d'embrayages MR utilisés activement avec une transmission hydrostatique comportant des cylindres à membrane déroulante. La haute bande passante en force des embrayages MR ainsi que leurs faibles niveaux de friction et d'inertie assurent potentiellement une bonne transparence du système. La bonne densité de force des embrayages MR permet également de réduire la masse du système tout en transmettant un niveau de force élevé. La transmission hydrostatique, quant à elle, permet de situer la majorité de la masse aux hanches de l'utilisateur en acheminant la puissance aux différents joints de façon transparente. Elle comporte également peu de friction dû aux membranes déroulantes et peu d'inertie, ce qui la rend réversible. **La prémisse de base de ce mémoire est que le couplage MR-Hydrostatique satisfait simultanément les requis de la section 2.1 et le travail effectué dans le cadre de ce mémoire cherche à vérifier cette hypothèse.**

# CHAPITRE 3

## SYSTÈME DE DISTRIBUTION DE PUISSANCE

### Avant-propos

#### Auteurs et affiliation :

Catherine Véronneau : étudiante à la maîtrise, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique.

Jean-Philippe Lucking-Bigué : stagiaire postdoctoral, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique.

Alexis Lussier-Desbiens : professeur adjoint, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique.

Jean-Sébastien Plante : professeur titulaire, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique.

**Date d'acceptation :** Accepté pour publication le 4 décembre 2017

**État de l'acceptation :** Corrections soumises le 2 janvier 2018

**Numéro de manuscrit :** 17-0776

**Revue :** IEEE Robotics and Automation Letters

**Titre français :** Système de distribution de puissance hydrostatique à haute bande passante et réversible utilisant des embrayages magnétorhéologiques.

**Contribution du document :** Cet article constitue la principale contribution à ce mémoire. Il débute en situant les différentes technologies d'actionnement et de transmission utilisées dans les exosquelettes actuels. L'article expose ensuite le potentiel d'un couplage d'embrayages MR avec une transmission hydrostatique comme système de distribution de puissance pour exosquelette en ce qui concerne sa transparence. Ensuite, un modèle analytique et numérique de la transmission hydrostatique qui prédit la bande passante et les forces restrictives (inertie et friction) est présenté. L'article relate et discute également des résultats expérimentaux obtenus caractérisant la transparence du système ainsi que son potentiel haptique à l'aide d'un prototype à un degré de liberté interagissant avec l'humain.

**Résumé français :** Les exosquelettes sont tout à fait désignés pour améliorer l'assistance humaine, de la réadaptation à l'augmentation de la force et des performances. Par contre, les exosquelettes actuels sont relativement lents et possèdent peu de transparence mécanique requise pour accomplir leurs tâches, majoritairement en raison de leur système d'actionnement lourd, volumineux et irréversible. Afin d'améliorer les systèmes d'actionnement des exosquelettes actuels, cet article présente un nouveau système de distribution de puissance combinant des embrayages magnétorhéologiques (MR) à une transmission hydrostatique possédant peu de friction et utilisant des cylindres à membrane déroulante. Les embrayages MR sont utilisés afin de moduler rapidement le couple provenant d'une source de puissance centralisée, et distribuent la puissance à chaque joint par une transmission à haute bande passante avec peu de friction et d'inertie. L'objectif principal de cet article est d'investiguer la transparence de cette distribution de puissance MR-Hydrostatique en ce qui concerne sa bande passante en force et sa réversibilité, dans le but de l'utiliser dans les prochains exosquelettes. Les essais réalisés avec un prototype de joint haptique à un degré de liberté démontrent une bonne bande passante en force (>40 Hz) ainsi qu'une bonne réversibilité (seulement 2 à 11 % de forces résiduelles), et ces résultats sont corrélés avec un modèle analytique.

# **A High-Bandwidth Back-Drivable Hydrostatic Power Distribution System for Exoskeletons Based on Magneto-Rheological Clutches**

## **3.1. Abstract**

Exoskeletons are increasingly interesting for human assistance applications ranging from rehabilitation to force-enhancement. However, today's exoskeletons are relatively slow and lack the mechanical transparency required to complete several daily tasks, mainly due to their bulky and non-back-drivable actuation mechanisms. To improve upon conventional exoskeleton designs, this paper presents a novel power-distribution system that combines Magneto-Rheological (MR) clutches and low-friction hydrostatic transmissions using rolling diaphragms. In such a system, MR clutches are used to rapidly modulate the torque provided from a centralized power source and distribute it to each joint through a high-bandwidth, back-drivable and low-inertia transmission. The main objective of this paper is to investigate the transparency performance of the MR-Hydrostatic power distribution in terms of its force-bandwidth and back-drivability with the aim of being used in future exoskeletons. Experiments with a custom one degree-of-freedom haptic joint are supported by an analytical model that demonstrates the high bandwidth (>40 Hz) and good back-drivability (2 to 11 % of peak force) of a MR-hydrostatic system.

Index Terms— Exoskeletons, Magneto-Rheological clutch, Hydrostatic Transmission, Rolling Diaphragm, Transparency, High-Bandwidth, Back-Drivability.

## **3.2. Introduction**

Exoskeletons are wearable devices aimed at assisting humans in various tasks [13]. Since the end of the 1960's, exoskeletons have mainly targeted three types of applications: force/endurance enhancement (e.g., soldiers) [14], gait rehabilitation for patients with mobility disorders (e.g., sport injury, elderly person) [3] and assistive exoskeletons for paralyzed users (e.g., spinal cord injury) [4]. Although several technical advancements have recently led to commercial introductions [5], today's exoskeletons are still seen as futuristic products due to their bulky mechanical systems, complex control and high costs [43].

One of most challenging feat with exoskeletons is their interaction with humans, which requires lightweight power distribution systems with a high level of mechanical transparency. In turn,

this entails a combination of high force-bandwidth and good back-drivability. For exoskeletons, transparency is an inherent characteristic reached when the user's intended motion remains unaffected by the exoskeleton [7]. However, common exoskeleton actuators exhibit fundamental trade-offs between high force levels and transparent motion, in both active and passive modes [44]. In the active mode, where the exoskeletons drive the user, the actuation mechanism requires a high force-bandwidth to increase transparency: a minimum of 10 Hz for human-interaction robots and exoskeletons [45]. To ensure a high force-bandwidth of both the actuation and the transmission, inertia and friction should be as low as possible [46].

While highly optimized systems aim to achieve some degrees of mechanical transparency with appropriate control strategies [8], such systems are often impossible to control in passive mode [9]. Passive mode here suggests that the user may lead the exoskeleton without actuation assistance. In such conditions, exoskeleton transparency requires system back-drivability, and therefore low exoskeleton mass, reflected inertia and friction. While no explicit transparency target has been established for exoskeletons, fully transparent motion in passive mode is essentially reached when the back-drivable torque (defined as the required torque made by user to overcome inertia and friction) is unnoticeable to user [47].

### 3.2.1. Background – Exoskeleton Actuation

Electromechanical (e.g., direct drive or geared motors) actuation is the most common form of actuation used for exoskeletons. Generally, direct drive motors offer very good dynamics, but are very heavy unless extensively optimized [17]. Electric geared motor offer best torque density, but are hardly back-drivable, have a low force-bandwidth caused by high reflected inertia, backlash and friction [18]. While high reduction gearboxes (e.g., harmonic drives) are commonly used to reduce the friction and size of high performance applications, high cost due to ultra-precise manufacturing limits widespread use in lower cost, consumer-grade robotics [19].

A typical electromechanical exoskeleton example is the 1.8 kg knee exoskeleton developed by Shepherd and Rouse [9] that generates a maximum continuous torque of 40 Nm at 3 rad/s (typical requirements for a sit-to-stand knee exoskeleton). The joint is activated by an electric motor driving a ball screw that steers a crank mechanism and fiberglass springs, used as Serial Elastic Actuators (SEAs). This configuration allows a certain amount of compliance as well a bandwidth of over 20 Hz. In active mode, the high bandwidth is exploited by an optimized controller to reduce the residual torque down to ~4 Nm (10% of maximal torque). Poor back-drivability of the system, caused by friction and inertia, however leads to residual torques of over 35 Nm in passive mode, representing roughly 100% of the system's maximum continuous torque. In such conditions, the system is simply unusable.

To ensure a high level of transparency in passive mode, a good back-drivability is thus required. While individual actuator inertia is clearly a dominant factor (along with friction), the mass distribution of the exoskeleton is also significant contributor to overall inertia, and should mainly be localized near the user's hips [16]. In order to distribute the power to distal joints and keep actuation near user's hips, three power distribution types are most common: hydraulics, pneumatics and tendons (cables).

In this regard, early work by Zoss and Kazerooni [14] demonstrated that a hydraulic exoskeleton can effectively reduce distal mass compared to electrically actuation systems. The authors designed a 36 kg BLEEX Exoskeleton [14] [35] using a servo-hydraulic transmission with eight servo-valves and six double-acting linear hydraulic cylinders to assist users to walk at speeds up to 1.3 m/s with a payload of 34 kg. Although servo-hydraulic actuators offer high force-to-weight ratios, high bandwidth (50 to 100 Hz [34] with servo-valves) and power that can be distributed to each distal joints, efficiency of the overall system is very poor (~15%), thus making the system non-energy efficient and very difficult to back-drive [36].

Similarly, pneumatic transmissions have also been used in some centralized powered exoskeletons [32]. However, pneumatic transmissions suffer from low force-bandwidth (5 to 6 times less than hydraulics [34]) and high energy consumption [33] which is a significant challenge for autonomous wearable robots. Exoskeletons powered by pneumatic transmissions thus offer better potential for tethered systems such as for rehabilitation purposes.

Finally, tendon transmissions have also been used in various exoskeletons such the CAREX arm [27] and SNU exo-glove [28]. While lightweight tendons can promote high levels of transparency and force density due to low inertia, complex routing is the principal shortcoming of cable transmissions. To overcome the addition of supplementary pulleys and brackets, Bowden cables can be used, such as in the Harvard's soft exoskeleton that can assist hip and ankle during walking [29]. This flexible remote actuation suffers, however, from high friction [30]. An important level of supplementary force may thus be required by the actuation system to compensate Bowden cables friction (95% of driving torque in [48]), which also decreases system efficiency and back-drivability. Moreover, the generally low stiffness of cables can significantly reduce the bandwidth of the system, which must account for cable stretch. While high stiffness cables exist, they often offer a tradeoff in bending radius, which limit their use [31].

In order to overcome this last issue, an actuation system was recently proposed by coupling magneto-rheological (MR) clutches with lightweight tendons [31]. Due to high force-bandwidth (up to 50 Hz) and very low output inertia of MR clutches that is decoupled from the driving motor, MR clutches can almost instantly retrieve cable stretch. This results in a system with 1) very high natural frequency (60 Hz) [31], 2) high control quality, and 3) high force resolution

since inertia and backlash from the electric motor are not reflected to the output of the actuator. Note that in this proposed approach, MR clutches are used to actively distribute torque from a centralized power source. This approach is thus different from passive MR clutches, designed to brake the knee joints of a lower extremity exoskeleton [38].

All these characteristics increase system transparency, force-bandwidth and back-drivability, and ultimately make MR clutches well suited for wearable robotic and human interaction applications [42]. Moreover, MR actuation systems are simple, low cost, and can share the power from a single power source to distribute power over multiple degrees of freedom (DOF). In complete exoskeletons, however, problems remain with cable routing.

In order to overcome routing and friction issues, hydrostatic transmissions are an interesting solution to distribute power while maintaining good transparency, back-drivability and stiffness. Moreover, the friction in master and slave cylinders can be avoided by using rolling-diaphragms instead of O-ring seals [11], [12]. Combining high stiffness hydrostatic transmission with low friction rolling diaphragms thus ensures a high force-bandwidth and a good back-drivability [11]. Coupled with MR clutches, this technology offers a unique opportunity for highly transparent exoskeletons, which has yet to be investigated.

### 3.2.2. Goal of This Paper

This paper investigates the potential of coupling a centralized MR actuation system with a highly transparent rolling-diaphragm hydrostatic transmission for human integration applications such as exoskeletons (Figure 8). The main goal of this paper is to understand the performance potential of the proposed MR-Hydrostatic coupling, as well as to characterize its dynamic open-loop performances via the Frequency Response Function (FRF) and to investigate its back-drivability (in both active and passive mode) with an experimental haptic system in open and closed loop conditions. To do so, a simple one-DOF system is designed, built and tested. Open-loop performance and back-drivable forces are recorded, while experimental results are compared to a simple analytical model of the system.

More specifically, section 3.3 describes the proposed MR-Hydrostatic concept and the analytical model. Section 3.4. presents the experimental set-up. Section 3.5 presents open-loop dynamic performances and back-drivability results and discusses on the potential of the MR-Hydrostatic power distribution for wearable robotic in terms of overall transparency.

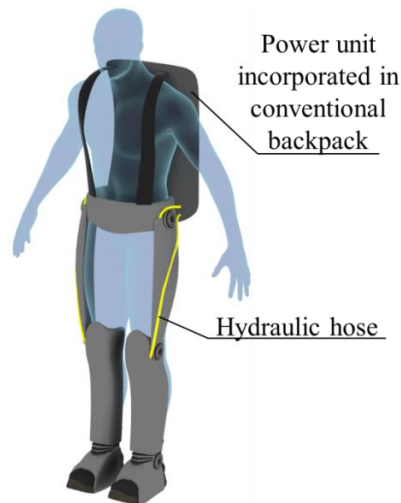


Figure 8. Lower-limb exoskeleton with a centralized MR-Hydrostatic power distribution.

## 3.3. Proposed Power Distribution System

### 3.3.1. System Description

Figure 9 shows a schematic view of the proposed MR-hydrostatic system used to actuate any number of exoskeleton DOFs or haptic joints. This system is essentially composed of a geared electric motor, MR clutches and master/slave hydrostatic cylinders. While the motor turns at constant speed, each MR clutch can transmit a variable amount of torque by modulating the clutch-supplied input current. The torque transmitted by each clutch then pressurizes a master cylinder through a short cable (e.g., via a pulley and cable 1). This pressure is then distributed to a slave cylinder through a rolling-diaphragm hydrostatic transmission, which leads to the displacement of an exoskeleton joint (e.g., via cable 2). In Figure 9, each DOF is controlled by one MR-Hydrostatic system, but could also be controlled by antagonistic MR-Hydrostatic systems.



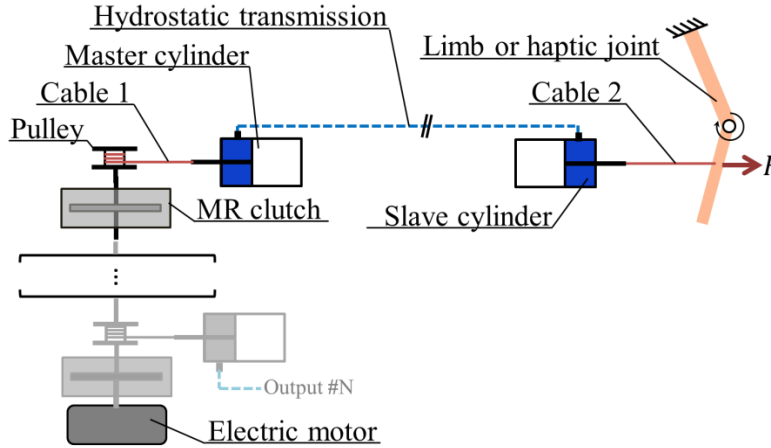


Figure 9. Kinematic drawing of the MR-Hydrostatic system.

### 3.3.2. Analytical Model

In this section, an analytical model of the MR-Hydrostatic coupling is presented, and used to evaluate the influence of hose length and internal diameter on the force-bandwidth and the back-drivable force. To do so, the system presented in Figure 9 is modeled as a translational mass-spring-damper, as shown in Figure 10. This model assumes the clutch transmitted torque is zero (as the system is back-driven) and represents only one hydraulic line.

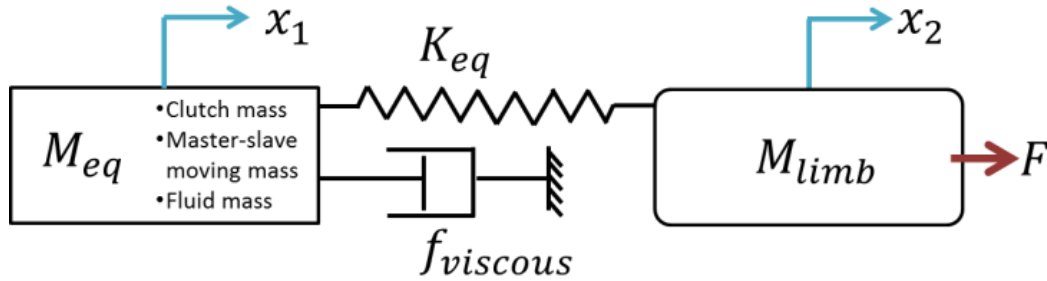


Figure 10. Model of one half (one hydrostatic transmission) DOF of MR-Hydrostatic system.

$M_{eq}$  represents the combined equivalent mass of the clutch output and hydraulic transmission fluid (defined in (4)),  $M_{limb}$  is the translational mass of the limb or joint,  $K_{eq}$  (defined in (10)) is the equivalent stiffness of cable 1, cable 2 and hydrostatic transmission stiffness  $K_{hyd}$ ,  $f_{viscous}$  represents the head losses in the hydrostatic transmission (defined in (8)), and  $x_1$  and  $x_2$  are

respectively the master-cylinder piston displacement and translational displacement of the limb.  $F$  represents the back-drivable force.

Dynamic equations of the mass-spring-damper model are defined as follow:

$$K_{eq}(x_1 - x_2) + F = M_{limb} \ddot{x}_2 \quad (1)$$

$$-K_{eq}(x_1 - x_2) - f_{viscous} = M_{eq} \ddot{x}_1 \quad (2)$$

If we merge (1) and (2),  $F$  can be expressed as:

$$F = M_{limb} \ddot{x}_2 + M_{eq} \ddot{x}_1 + f_{viscous} \quad (3)$$

This equation shows that  $F$  is composed of inertial forces of the limb, inertial forces of the hydrostatic transmission and the friction force due to head losses.

$M_{eq}$  is expressed as the sum of the clutch mass, the moving pistons mass and the hydraulic equivalent mass (see Table 1 for variable descriptions):

$$M_{eq} = \frac{I_{clutch}}{r^2} + 2M_p + M_{hyd} \quad (4)$$

The hydraulic equivalent mass  $M_{hyd}$ , as seen at the master piston, can be determined with the total kinetic energy conservation.  $M_{hyd}$  is moving at master piston velocity  $v_1$ :

$$M_{hyd} \frac{v_1^2}{2} = M_{cyl} \frac{v_1^2}{2} + M_{hose} \frac{v^2}{2} \quad (5)$$

where  $M_{cyl}$  is the fluid mass in both cylinders,  $M_{hose}$  is the fluid mass in the hose and  $v_1$  and  $v$  are respectively the velocities of the fluid in cylinders and in the hose. Assuming that the volume

flow is constant in the cylinders and in the hose, the velocities  $v$  and  $v_1$  are related by this expression:

$$A_1 v_1 = Av \quad (6)$$

As demonstrated in [49] and by merging equations (5) and (6),  $M_{hyd}$  can be expressed as:

$$M_{hyd} = M_{cyl} + M_{hose} \left( \frac{A_1}{A} \right)^2 = \rho A_1 L_1 + \rho AL \left( \frac{A_1}{A} \right)^2 = \rho L_1 \frac{\pi D_1^2}{4} + \rho L \frac{\pi D_1^4}{4\phi^2} \quad (7)$$

In (7), the fluid inertia in the hydraulic line dominates, compared to fluid inertia in cylinders. Indeed, hydraulic inertia in hose is inversely proportional to the square of the internal hose diameter, which means decreasing hose internal diameter increase the apparent inertia of the line, even though the total fluid quantity decreases.

Head losses  $f_{viscous}$  are dependent on the Reynold number  $Re$  and as demonstrated in [49], can be expressed as follows:

$$f_{viscous} = \begin{cases} 8\pi\mu L \left( \frac{D_1}{\phi} \right)^4 \dot{x}_1 & \text{for } Re < 4\,000 \\ \frac{\pi}{8} 0.3164\mu^{0.25} \rho^{0.75} L \frac{D_1^{5.5}}{\phi^{4.75}} \dot{x}_1^{1.75} & \text{for } Re \geq 4\,000 \end{cases} \quad (8)$$

where,

$$Re = \frac{\rho\phi}{\mu} \left( \frac{A_1}{A} \right)^2 \dot{x}_1 \quad (9)$$

For the turbulent case ( $Re \geq 4\,000$ ) of (8), viscous forces are directly proportional to hose length, but hose and piston diameters have a stronger influence. Also, viscous forces increase with piston velocity at a 1.75 power.

The stiffness terms  $K_{eq}$  is modeled as a sum of three serial springs and is expressed as follow:

$$\frac{1}{K_{eq}} = \frac{1}{K_{cable1}} + \frac{1}{K_{cable2}} + \frac{1}{K_{hyd}} \quad (10)$$

$$\frac{1}{K_{hyd}} = \frac{1}{K_{bulk}} + \frac{1}{K_{hose}} + \frac{1}{K_{air}} + \frac{1}{K_{rd}} \quad (11)$$

$K_{hyd}$  represents the hydraulic part of the total line stiffness and is composed of four serial springs : the stiffness of the fluid  $K_{bulk}$ , the radial stiffness of the hydraulic hose  $K_{hose}$ , the stiffness of trapped gas-phase air present in the fluid  $K_{air}$  and the rolling diaphragm stiffness  $K_{rd}$ .  $K_{rd}$  is an empirical parameter and can be found experimentally. For the purpose of this model, a constant value of 550 000 N/m is approximated. Those four stiffnesses are expressed as follows.

When applying a pressure  $\Delta P$  on a liquid, the volume change  $\Delta V$  is characterized by its bulk modulus  $B$  :

$$\Delta P = \frac{B\Delta V}{V} \quad (12)$$

For the hydrostatic transmission, this  $\Delta P$  is equivalent to a force  $F_{applied}$  on the master cylinder divided by its area  $A_1$ .

$$\Delta P = \frac{F_{applied}}{A_1} \quad (13)$$

Also,  $\Delta V$  is equivalent to a displacement  $\Delta x_1$  of the master cylinder multiplied by its area :

$$\Delta V = A_1 \Delta x_1 \quad (14)$$

By merging those last three equations, we obtain  $K_{bulk}$  :

$$K_{bulk} = \frac{F_{applied}}{\Delta x_1} = \frac{A_1^2 B}{V} = \frac{A_1^2 B}{A_1 L_1 + AL} \quad (15)$$

In (14), the fluid stiffness is inversely proportional to total fluid volume.

To obtain  $K_{hose}$ , the line is approximated as a thin-walled cylindrical pressure vessel with a Young's modulus  $E$  and a mean initial diameter  $D$  that can vary due to an internal pressure  $P$  (absolute). The circumferential stress (or hoop stress  $\sigma_c$ ) is expressed as :

$$\sigma_c = \frac{PD}{2t} \quad (16)$$

Also, it is possible to correlate circumferential stress and hose deformation ( $\varepsilon$ ) with Hooke's law:

$$\sigma_c = E\varepsilon = E \frac{\Delta D}{D} \quad (17)$$

The change in diameter  $\Delta D$  causes a displacement of the master cylinder  $\Delta x_1$  which is expressed as :

$$\Delta x_1 = \frac{4\Delta V}{\pi D_1^2} \quad (18)$$

The change of volume  $\Delta V$  is expressed as :

$$\Delta V = \frac{\pi L}{4} [(D + \Delta D)^2 - D^2] \quad (19)$$

By merging the four last equations,  $K_{hose}$  is defined as:

$$K_{hose} = \frac{PA_1}{\Delta x_1} = \frac{\pi PD_1^4}{4L \left[ \frac{PD^3}{tE} + \left( \frac{PD^2}{2tE} \right)^2 \right]} \quad (20)$$

$K_{air}$  is calculated with the Boyle's law for gas :

$$P_{atm}RV = PV'_{air} \quad (21)$$

where  $P_{atm}$  is the atmospheric pressure,  $RV$  is the initial volume of gas-phase trapped air in the fluid (where  $R$  is the percentage of air in the total fluid volume  $V$ ), and  $V'_{air}$  is the final volume of air when an absolute pressure  $P$  is applied.

Knowing the air volume difference causes a supplementary stroke of the master cylinder :

$$\Delta V = RV - V'_{air} \quad (22)$$

By merging (13), (14), (21) and (22),  $K_{air}$  can be expressed as :

$$K_{air} = \frac{PA_1}{\Delta x_1} = \frac{PA_1^2}{\Delta V} = \frac{P^2 A_1^2}{RV(P - P_{atm})} \quad (23)$$

Finally, it is possible to predict hydrostatic line natural frequency  $f_n$  (Hz) with:

$$f_n = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{K_{hyd}}{M_{hyd} + 2M_p}} \quad (24)$$

To evaluate trends, physical data of the hoses, cylinders, fluid and MR clutches used for this study are presented in Table 1. In this work, boiled water (to release gas-phase air in tap water) has been chosen as the transmission fluid for its low viscosity (e.g., compared to oils). Also, all other physical parameters are the values from the MR-Hydrostatic prototype (section 3.4).

Table 1.  
Physical Data Used in the Analytical Model

$\emptyset$	Hose internal diameter	2.3 to 23 mm
$D$	Hose mean diameter	3.5 to 24 mm
$A$	Hose internal area	4 to 412 mm <sup>2</sup>
$t$	Hose thickness	1.27 mm
$L$	Hose length	1 to 8 m
$E$	Hose circumferential Young's modulus	2 GPa
$\mu$	Water dynamic viscosity	1.002 mPas
$\rho$	Water density	1000 kgm <sup>-3</sup>
$B$	Water bulk modulus	2.15 GPa
$R$	Ratio of gas-phase air in water*	0.75 %
$V$	Total fluid volume	11 to 4097 ml
$A_1$	Master/slave effective area	323 mm <sup>2</sup>
$D_1$	Master/slave effective diameter	20.3 mm
$L_1$	Master/slave total stroke	22.1 mm
$M_p$	Piston mass	100 g
$I_{clutch}$	MR clutch output inertia	0.0001 kgm <sup>2</sup>
$r$	MR clutch pulley radius	7 mm

\*  $R$  has been calculated with the solubility of air in tap water (~2 % v/v). A fraction of this volume is considered for boiled water (~38 % of the initial 2 %).

In Figure 11, trends provided by (3) reveal that smaller hose internal diameters significantly increase the back-driving force while the hose length has a smaller influence. Note that inertial force due to limb acceleration is not considered (first term of (3)) and master cylinder velocity and acceleration have been chosen to represent a typical case ( $\dot{x}_1 = 0.31 \text{ ms}^{-1}$  and  $\ddot{x}_1 = 9.9 \text{ ms}^{-2}$ ).

In Figure 12, results from (24) reveal that longer hoses significantly reduce the hydrostatic natural frequency. Moreover, for each hose length, there is an optimal internal hose diameter (circles in Figure 12) that maximizes the hydraulic natural frequency. In all, the model demonstrates that a high natural frequency (e.g., over 40 Hz) can be achieved with a system comprised of  $\sim 1 \text{ m}$  hoses, which is a suitable dimension for a typical exoskeletons. In such condition, the peak natural frequency is achieved with  $\sim 10 \text{ mm}$  diameter hose. Over such diameters, a slight trade-off exists between reaching force-bandwidth, back-drivable torque and overall mass.

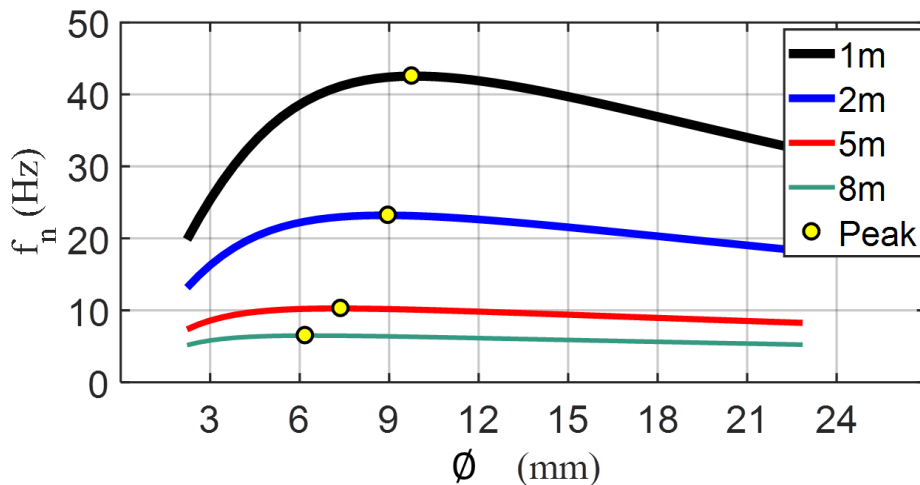


Figure 11. Influence of the hose length and internal diameter on the back-drivable force.

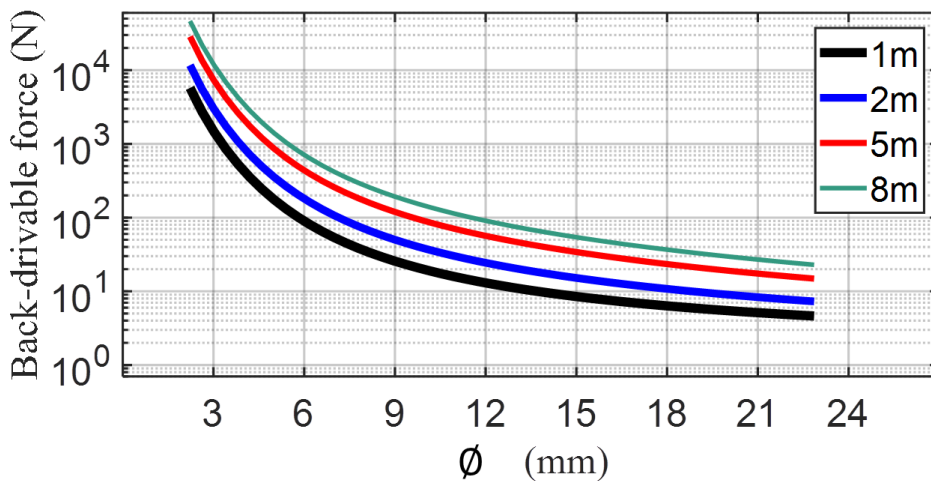


Figure 12. Influence of hose length and internal diameter on the  $f_n$ .



### 3.4. Experimental Setup

To evaluate the open-loop and back-drivability performance of the MR-Hydrostatic system, experimental tests are conducted on a MR-Hydrostatic one-DOF joystick laboratory prototype. Figure 13a shows the experimental centralized power unit (master) coupled to the haptic joystick (slave), activated by two 10 Nm MR clutches. On the power unit, there are four MR clutches in order to activate two DOFs simultaneously, but for the purpose of this work, only two clutches are used. In the power unit, the MR clutches are driven by an electric motor (9235-100kV Turnigy brushless multi-rotor), two timing belts (7939K18, McMaster) and current drives (30A8 Analog, Advanced Motion Control) that regulate coil current up to a maximum continuous current of 15 A. The MR clutches wind cables (Q-PowerLine 600lbs) to create pressure in the custom master cylinders. The rolling diaphragms (4-087-075-BBJ, Marsh Bellofram) that are used in the cylinders (Figure 13b) are rated for a maximum pressure of 3 100 kPa. The pressure in the hydraulic transmissions is monitored by pressure sensors (PX3AG1BH046BSAAX, Honeywell). Nylon tubing (e.g., 5548K77, ID of 6.99 mm from McMaster) filled by boiled water are used as hydrostatic transmission.

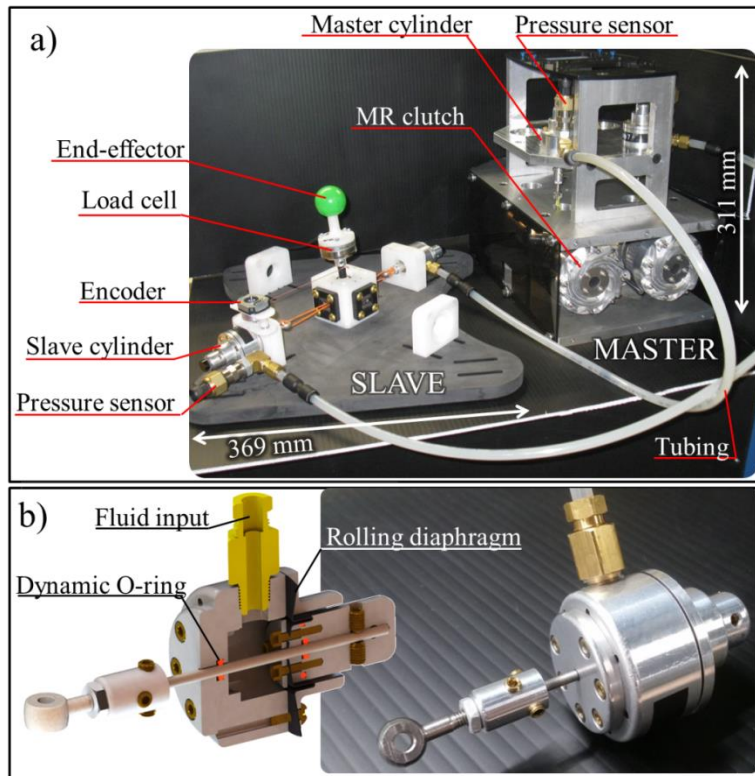


Figure 13. MR-Hydrostatic laboratory prototype: a) master power-unit and the one-DOF slave haptic joystick; b) Cross-sectional view and illustration of a custom rolling diaphragm cylinder used.

Fluid pressure is distributed to the slave cylinders (identical to master cylinders) that pull on the end-effector through cables. End-effector forces and angular displacements are measured by a six DOF force/torque sensor (ATI Mini45F/T Sensor) and an encoder (102-1307-ND, CUI). The complete system is controlled by an educational Speedgoat real-time controller at a sampling rate of 1 kHz.

Considering the geometrical ratio of  $26 \text{ m}^{-1}$  between the torque delivered by a MR clutch and the force read by the end-effector load cell, the 10 Nm maximal torque provided by each MR clutch translates to a maximal force of 260 N at the end-effector. For the purpose of this study, a maximal clutch torque of 4.3 Nm is reached at 15 A (limited by maximum continuous current of the drives), which corresponds to a maximum pressure of 1 908 kPa in the hydrostatic transmission and a maximum end-effector force of 112 N, such as shown in Figure 14.

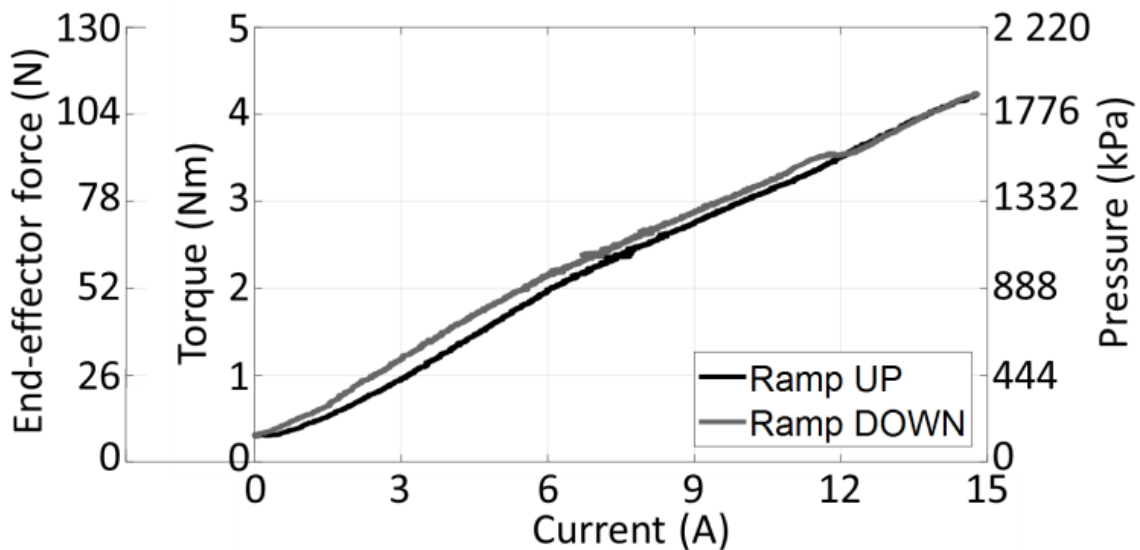


Figure 14. Torque transmitted by an MR clutch in relation to the applied current. MR clutch is driven at 800 RPM.

Two experimental setups are used to assess the open-loop response and back-drivability, respectively. In the first configuration, the end-effector is blocked and one half of a DOF is used (one half DOF = one hydrostatic line). In the second configuration, a complete one-DOF setup (two hydrostatic lines) is used and the joystick is free to move. It also allows a user to interact with the joystick.

## 3.5. Results and Discussion

The following section presents the experimental open-loop performance of the prototype used in order to validate the force-bandwidth and low friction performances.

### 3.5.1. Open-Loop Performance

According to the force bandwidth, two empirical transfer function estimates (ETFE) are obtained: 1) the global ETFE of the system, which consists of the load cell force (output signal) compared to the clutch input current (input signal) and 2) the hydraulic ETFE, which consists of slave cylinder pressure (output signal), compared to the master cylinder pressure (input signal). This second hydraulic frequency response evaluates the influence of the hydrostatic transmission on the global dynamic response.

The two open-loop dynamic ETFEs were recorded by imposing a current input ranging from 1 to 50 Hz and 2 to 4 A (logarithmic chirp) to one MR clutch while the motor was driving the clutch at 800 RPM and while the joystick end-effector was blocked.

Figure 15 shows the experimental frequency response functions (global and hydraulic) obtained with a  $\varnothing$  3.81 mm and  $\varnothing$  6.99 mm internal diameter hoses of 1 m and 8 m length. Overall system force-bandwidth is 25 Hz for the  $\varnothing$  3.81 mm  $\times$  1m hose, 7 Hz for the  $\varnothing$  3.81 mm  $\times$  8m hose and 30 Hz for the  $\varnothing$  6.99 mm  $\times$  1m hose. Experimental natural frequencies of various hydraulic lines  $f_n$  compare favorably to analytical values (Table 2) obtained with the hydraulic model in Section 3.3.2. Slight differences between analytical and experimental values may be explained by the model simplifications and experimental measurement errors. In future work, rolling diaphragm cylinders could be designed in a pushing configuration to eliminate rod dynamic O-ring friction, a lower viscosity fluid could be used and springs could be added to cylinders, to always keep a positive gauge pressure to avoid rolling diaphragm membrane jamming.

Overall, the dynamic response of the system shows the high potential of using a MR-Hydrostatic power distribution in exoskeletons, as the force-bandwidth is far superior to the required bandwidth ( $\sim$ 10 Hz) required for human interaction.

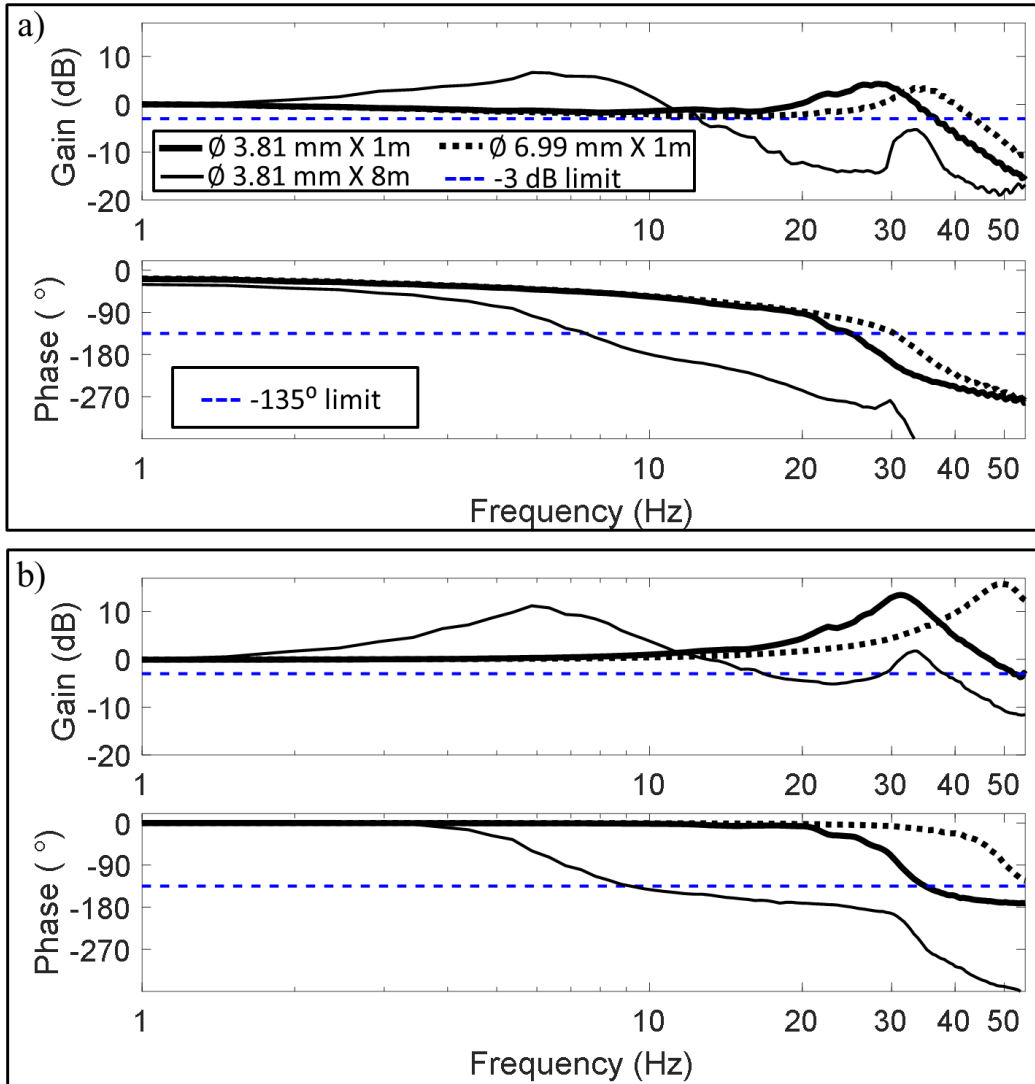


Figure 15. ETFEs of the system in response to a current chirp signal with an amplitude of 2 to 4 A and a frequency ranging from 1 to 50 Hz. Three hydrostatic hoses are tested:  $\varnothing$  3.81 mm  $\times$  1m,  $\varnothing$  3.81 mm  $\times$  8m and  $\varnothing$  6.99 mm  $\times$  1m; a) Global ETFE; b) Hydraulic ETFE.

Table 2.  
Experimental and Analytical Hydraulic Natural Frequencies

Hose internal diameter / length	Experimental $f_n$ (Hz)	Analytical $f_n$ (Hz)
3.81 mm / 1m	31	30
3.81 mm / 8m	6.4	6.2
6.99 mm / 1m	49	41

To characterize the hydrostatic transmission global friction, a force-displacement curve was obtained. For this experiment, the  $\varnothing$  6.99 mm internal diameter hose of 1 m length filled by tap water was used. A traction machine (TA.XT Plus) applied a constant velocity (from 0.05 mm/s to 5 mm/s) on the master cylinder piston during a 10 mm stroke as shown by Figure 16a. At those velocities and by using water (low viscosity), inertial effects and viscous friction losses are negligible. The slave cylinder pulled a 1.3 kg mass to keep a positive gauge pressure during the test, avoiding rolling diaphragm jamming [11].

The force-displacement curve of Figure 16b presents a maximal hysteresis of 1.25 % (7.6 N) of the experimental maximal force of 614 N (equivalent to 4.3 Nm from the MR clutch). This hysteresis is highly governed by the rolling and unrolling of the diaphragm and also by the cylinders dynamic silicone O-rings. However, compared to the maximal force, this hysteresis is low and repeatable.

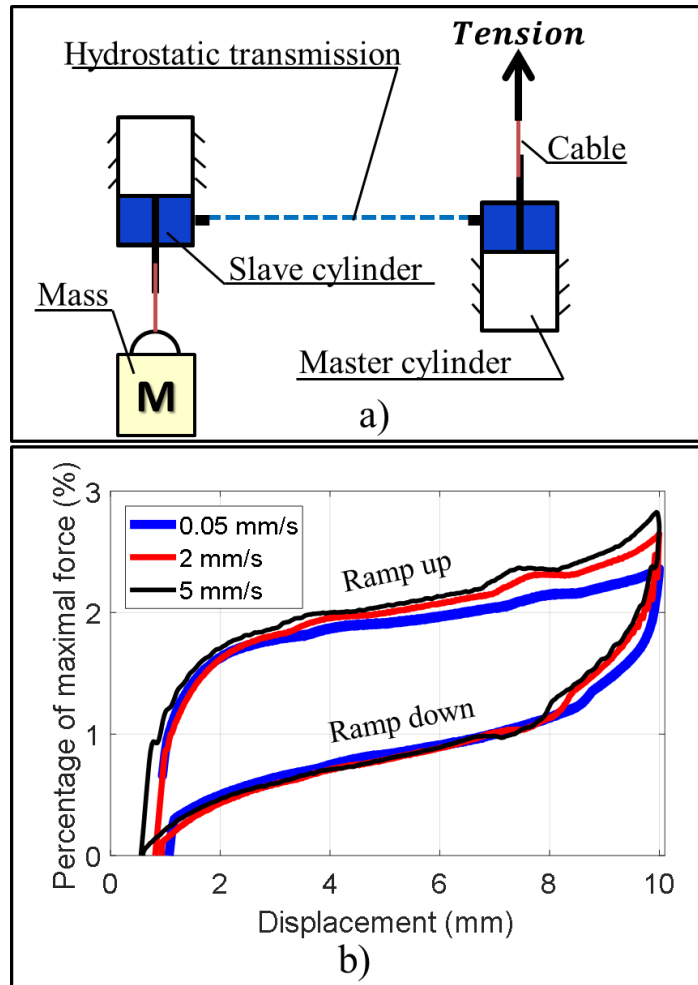


Figure 16. Friction characterization a) Schematic view of the friction characterization experiment; b) Force-displacement curve.

### 3.5.2. Hydrostatic Back-Drivability

The goal of this section is to measure the system passive and active back-drivability in terms of human interaction. The one-DOF haptic joystick is manually moved at  $\sim 0.1$  to 3.5 Hz from -20 to 20 degrees while MR clutches are maintained in slippage at constant speed of 800 RPM and a back-drivable force is measured by the joystick's load-cell. In the passive mode (Figure 17a), no-control is applied on the joystick. In this condition, a maximal back-drivable force of 12 N is recorded, which equals to  $\sim 11\%$  of the maximum end-effector force (112 N). While in passive mode, the low measured force is a significant advantage of the proposed configuration over conventional actuation, especially for exoskeleton applications. Moreover, in the present experimental setup, this passive force ratio (11%) is limited by the maximum continuous current of drives and could thus easily be reduced to  $\sim 5\%$  by considering a maximum end-effector force of 260 N. In active mode (Figure 17b), a simple PID controller ( $K_p = 0.3$ ,  $K_i = 17$  and  $K_d = 0.001$ ) is used to send a Zero-Force command to the load cell. In this condition, the back-drivable force is reduced to 4 N, thus representing  $\sim 2$  to 4 % of maximum end-effector force.

To put passive and active back-drivability into context, the PID is used to simulate a torsion spring applying a force which is proportional to joystick angle with a constant of 6.67 N/deg (Figure 17c). Even though a simple PID is used, the results show peak forces of 112 N (Figure 14) and a relatively good tracking, with a mean error below 7 %. The maximal error of 7 % is obtained when the end-effector velocity changes its direction, and it is due to the backlash of the end-effector ball-joint, which is easy to eliminate with another joint design.

Overall, with a low mean error between the targeted and real force and a highly back-drivable system ( $\sim 5$ -11 % of maximum force without any control), the proposed power distribution is highly transparent either in passive and active mode. Moreover, it is expected that these percentages may be further improved by maximizing the system output (e.g., changing the MR clutch drives), by reducing the output friction in the DOF (joystick) used for the prototype and by optimizing the control strategy.

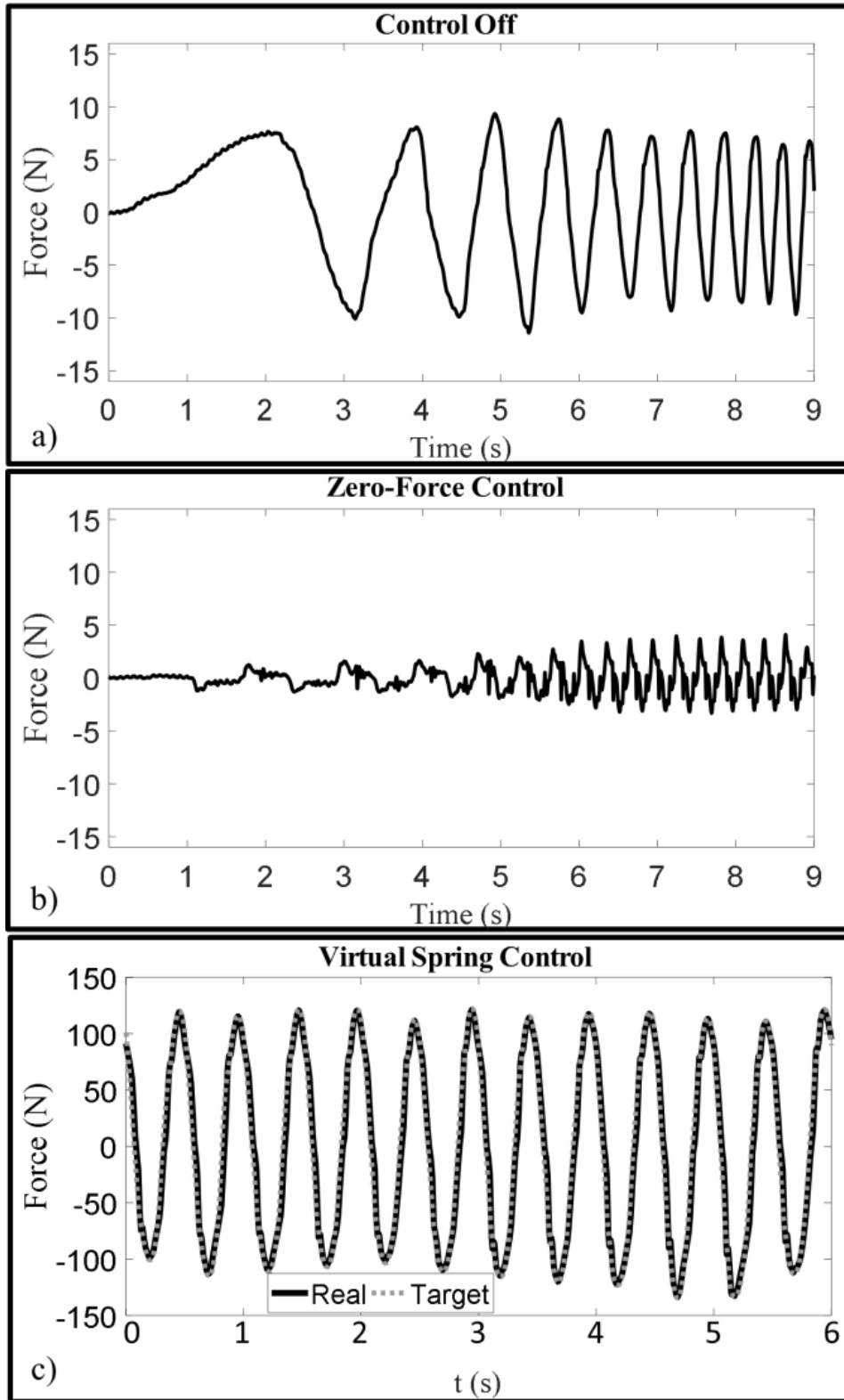


Figure 17. Measured back-drivable force a) Passive back-drivable force when the haptic joystick is manually back-driven and no control is applied; b) Active back-drivable force when the haptic joystick is manually back-driven and a force controller is used to reduce the force to zero; c) Force measured when a virtual spring control is applied.

## 3.6. Conclusion

To improve upon the dynamic performance of conventional exoskeleton actuation, this paper proposes a rolling-diaphragm hydrostatic transmission coupled with MR clutches that could provide high force-bandwidth ( $>40$  Hz) and good back-drivability in both active ( $\sim 2-4$  %) and passive ( $\sim 5-11$  %) modes. The advantage of this MR-Hydrostatic coupling originates from the low reflected inertia, fast response time and low frictional forces of both MR clutches and hydrostatic transmission. Future work will concentrate on designing a low-cost MR-Hydrostatic system for an exoskeleton application to demonstrate its full potential in terms of force-bandwidth and back-drivability with real life applications.

## 3.7. Acknowledgment

The authors want to acknowledge the contributions of Jonathan Plante and Jérémy Marchetta-Fortin to this project.



# CHAPITRE 4

## CONCLUSION

### 4.1. Sommaire

Les travaux présentés dans ce mémoire évaluent la transparence d'un nouveau système de distribution de puissance couplant des embrayages MR à une transmission hydrostatique utilisant des cylindres à membranes déroulantes et destiné aux exosquelettes. Les exosquelettes assistent les humains de différentes façons : augmentation de la force, réadaptation et réduction du coût métabolique. Plusieurs avancées technologiques ont permis la commercialisation de nombreux modèles, mais il existe cependant un compromis fondamental entre la densité de force et la transparence de ces systèmes : certains exosquelettes sont forts mais peu ou pas transparents et vice-versa. La transparence est un requis primordial dans les applications haptiques et requiert une haute bande passante en force (>10 Hz) et une bonne réversibilité (peu de forces restrictives inertielles et de friction sur l'utilisateur). Il devient donc important de concevoir un nouveau système de distribution de puissance à la fois fort et transparent et destiné aux exosquelettes.

Dans le but de pallier cette problématique, ce mémoire présente la caractérisation d'un système de distribution de puissance couplant des embrayages MR à une transmission hydrostatique. Les embrayages MR transmettent un couple avec une haute bande passante (>50 Hz) et la transmission hydrostatique est rigide et est réversible. Donc, ce couplage permet à la fois une bonne densité de force mais également une bonne transparence du système. Les résultats des essais expérimentaux effectués sur une interface haptique à un degré de liberté (sous la forme d'un *joystick*) démontrent une bonne densité de force (force maximale de 112 N au bout du *joystick*) et une bonne transparence : une bande passante supérieure à 40 Hz et des forces restrictives inférieures à 11 % de la force maximale sont atteintes. Un modèle analytique et numérique a également été développé et corrobore les résultats expérimentaux obtenus. Ce modèle sert également de guide de conception pour l'élaboration de systèmes robotiques haptiques puisqu'il prédit la bande passante et la réversibilité du système. Toutes les validations effectuées démontrent le potentiel du couplage MR-Hydrostatique pour des applications de robotique haptique et de robotique mobile qui demandent à la fois force et bonne interaction humain-machine.

## 4.2. Contributions originales

La principale contribution originale apportée par ces travaux est **le couplage d'embrayages MR à une transmission hydrostatique dans le but de développer un nouveau système de distribution de puissance destiné aux exosquelettes**. Ce couplage permet une grande versatilité d'applications. Qu'il s'agisse de bras robotiques, d'exosquelettes, de robots mobiles ou toutes autres applications qui demandent force, précision et bonne bande passante, ce système de distribution de puissance peut s'adapter à plusieurs conceptions. Aussi, contrairement à un prototype à câbles, il est facilement possible d'imaginer un ajout de plusieurs degrés de liberté à un prototype existant, il ne suffit que d'ajouter des embrayages MR et d'autres lignes hydrostatiques.

De cette contribution principale découlent deux contributions secondaires.

**Cylindres à membrane déroulante :** Premièrement, la transmission hydrostatique à membrane déroulante n'a jamais été appliquée à un exosquelette et n'a jamais été couplée à une source de puissance, autre que l'actionnement humain. Cet aspect novateur permettra d'ouvrir les possibilités d'utilisation de ces cylindres comportant très peu de friction ainsi qu'une meilleure compréhension de leur comportement.

**Modèle analytique et numérique :** Deuxièmement, le modèle analytique et numérique développé permettra une meilleure compréhension et une prédiction de la transparence de la transmission hydrostatique. Il pourra par la suite servir de guide à la conception pour de futures applications haptiques utilisant une transmission hydrostatique.

## 4.3. Perspectives

Les travaux et les résultats expérimentaux de ce mémoire démontrent la transparence d'un système de distribution de puissance couplant des embrayages MR à une transmission hydrostatique. La grande versatilité d'utilisation de ce système mène vers plusieurs applications haptiques et de robotique mobile et sont listées ci-dessous.

**Exosquelettes :** Ce système peut être utilisé dans les exosquelettes, à la fois de membres inférieurs, de membres supérieurs ou pour l'intégral du corps humain puisque pour une source de puissance unique, tous les joints peuvent être actionnés. Seul le nombre d'embrayages MR et de transmissions varie. Ces exosquelettes peuvent à la fois servir pour la réadaptation, le domaine militaire ou pour des applications industrielles.

**Membres supplémentaires :** Dans les industries, les travailleurs effectuant des tâches répétitives ou en hauteur sont plus à risque de blessures. Des membres supplémentaires (ex. deux bras) pourraient aider le travailleur dans ses tâches quotidiennes. Par exemple, les bras supplémentaires tiendraient un panneau de fuselage en hauteur pendant que les bras du travailleur procèderaient à des tâches de précision et moins exigeantes physiquement. Pour cette application, le système MR-Hydrostatique serait tout à fait adapté.

**Télé-opération :** Ce système pourrait également servir en télé-opération requérant force, précision et transparence. Par exemple, dans les milieux hostiles (zone radioactive, espace, milieux sous-marins), la télé-opération peut être très utile. Il n'y a qu'à penser à un bras télé-opéré basé sur un véhicule sous-marin pour la prise d'échantillons, ou pour désamorcer des bombes, ou encore pour assister les astronautes dans leurs opérations en dehors de la station spatiale.



## LISTE DES RÉFÉRENCES

- [1] D. P. Ferris and C. L. Lewis, "Robotic lower limb exoskeletons using proportional myoelectric control," *Conf. Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Annu. Conf.*, vol. 2009, pp. 2119–2124, 2009.
- [2] A. B. Zoss, H. Kazerooni, and A. Chu, "Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)," *IEEE ASME Trans. Mechatron.*, vol. 11, no. 2, pp. 128–138, Apr. 2006.
- [3] L. M. Mooney, E. J. Rouse, and H. M. Herr, "Autonomous exoskeleton reduces metabolic cost of human walking during load carriage," *J. NeuroEngineering Rehabil.*, vol. 11, p. 80, May 2014.
- [4] "Ekso Bionics - An exoskeleton bionic suit or a wearable robot that helps people walk again." [Online] <http://eksobionics.com/>. [Accessed: 31-Aug-2017].
- [5] B. Marinov, "12 Commercial Exoskeletons In 2015," *Exoskeleton Report*, 21-Apr-2015.
- [6] A. Schiele, "Fundamentals of ergonomic exoskeleton robots," 2008.
- [7] H. Gomi and M. Kawato, "Human arm stiffness and equilibrium-point trajectory during multi-joint movement," *Biol. Cybern.*, vol. 76, no. 3, pp. 163–171, April 1997.
- [8] V. A. D. Cai, P. Bidaud, T. T. Le, A. Ibanez, and X. T. Phan, "In search of transparency for lower limb exoskeleton devices with a new mechanical design and a robust gait phases detection method," in *2015 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, 2015, pp. 1151–1156.
- [9] M. Shepherd and E. Rouse, "Design and validation of a torque-controllable knee exoskeleton for sit-to-stand assistance," *IEEE ASME Trans. Mechatron.*, vol. PP, no. 99, pp. 1–1, 2017.
- [10] N. Burkhard *et al.*, "A rolling-diaphragm hydrostatic transmission for remote MR-guided needle insertion," *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2017, pp. 1148–1153.
- [11] J. P. Whitney, M. F. Glisson, E. L. Brockmeyer, and J. K. Hodgins, "A low-friction passive fluid transmission and fluid-tendon soft actuator," *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 2014, pp. 2801–2808.
- [12] J. P. Whitney, T. Chen, J. Mars, and J. K. Hodgins, "A hybrid hydrostatic transmission and human-safe haptic telepresence robot," in *2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation, ICRA*, 2016, vol. 2016–June, pp. 690–695.
- [13] J. L. Pons, *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. Hoboken, N.J: Wiley, 2008.
- [14] A. Zoss and H. Kazerooni, "Design of an electrically actuated lower extremity exoskeleton," *Adv. Robot.*, vol. 20, no. 9, pp. 967–988, Jan. 2006.
- [15] *Engineering Haptic Devices - A Beginner's Guide | Christian Hatzfeld | Springer*.

- [16] R. C. Browning, J. R. Modica, R. Kram, and A. Goswami, "The effects of adding mass to the legs on the energetics and biomechanics of walking," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 39, no. 3, pp. 515–525, Mar. 2007.
- [17] B. P. Ruddy and I. W. Hunter, "Design and optimization strategies for muscle-like direct-drive linear permanent-magnet motors," *Int. J. Robot. Res.*, vol. 30, no. 7, pp. 834–845, June 2011.
- [18] J. M. Hollerbach, I. W. Hunter, and J. Ballantyne, "The Robotics Review 2," O. Khatib, J. J. Craig, and T. Lozano-Pérez, Eds. Cambridge, MA, USA: MIT Press, 1992, pp. 299–342.
- [19] D. C. Hofmann *et al.*, "Castable bulk metallic glass strain wave gears: towards decreasing the cost of high-performance robotics," *Sci. Rep.*, vol. 6, Nov. 2016.
- [20] A. B. Desbiens, J.-P. L. Bigué, C. Véronneau, P. Masson, K. Iagnemma, and J.-S. Plante, "On the potential of hydrogen-powered hydraulic pumps for soft robotics," *Soft Robot.*, vol. 4, no. 4, pp. 367–378, Jul. 2017.
- [21] H. T. Hwang and A. Varma, "Hydrogen storage for fuel cell vehicles," *Curr. Opin. Chem. Eng.*, vol. 5, pp. 42–48, Aug. 2014.
- [22] M. Wehner *et al.*, "An integrated design and fabrication strategy for entirely soft, autonomous robots," *Nature*, vol. 536, no. 7617, pp. 451–455, 2016.
- [23] C. M. Schumacher, M. Loepfe, R. Fuhrer, R. N. Grass, and W. J. Stark, "3D printed lost-wax casted soft silicone monoblocks enable heart-inspired pumping by internal combustion," *RSC Adv.*, vol. 4, no. 31, pp. 16039–16042, 2014.
- [24] M. T. Tolley *et al.*, "An untethered jumping soft robot," in *2014 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2014, pp. 561–566.
- [25] T. G. McGee, J. W. Raade, and H. Kazerooni, "Monopropellant-driven free piston hydraulic pump for mobile robotic systems," *J. Dyn. Syst. Meas. Control*, vol. 126, no. 1, pp. 75–81, Apr. 2004.
- [26] K. B. Fite and M. Goldfarb, "Design and energetic characterization of a proportional-injector monopropellant-powered actuator," *IEEEASME Trans. Mechatron.*, vol. 11, no. 2, pp. 196–204, Apr. 2006.
- [27] Y. Mao and S. K. Agrawal, "Design of a cable-driven arm exoskeleton (CAREX) for neural rehabilitation," *IEEE Trans. Robot.*, vol. 28, no. 4, pp. 922–931, Aug. 2012.
- [28] H. In, B. B. Kang, M. Sin, and K. J. Cho, "Exo-Glove: A wearable robot for the hand with a soft tendon routing system," *IEEE Robot. Autom. Mag.*, vol. 22, no. 1, pp. 97–105, Mar. 2015.
- [29] Y. Ding *et al.*, "Biomechanical and physiological evaluation of multi-Joint assistance with soft exosuits," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 25, no. 2, pp. 119–130, Feb. 2017.
- [30] D. Chen, Y. Yun, and A. D. Deshpande, "Experimental characterization of Bowden cable friction," in *2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2014, pp. 5927–5933.

- [31] J. Viau, P. Chouinard, J. P. L. Bigue, G. Julio, F. Michaud, and J. S. Plante, "Tendon-driven manipulator actuated by magneto-rheological clutches exhibiting both high-power and soft motion capabilities," *IEEEASME Trans. Mechatron.*, vol. PP, no. 99, pp. 1–1, 2016.
- [32] M. Wehner *et al.*, "A lightweight soft exosuit for gait assistance," *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2013, pp. 3362–3369.
- [33] G. Granosik and J. Borenstein, "Minimizing air consumption of pneumatic actuators in mobile robots," in *2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2004, vol. 4, p. 3634–3639.
- [34] J. F. Jansen, "Exoskeleton for soldier enhancement systems feasibility study," Sep. 2000.
- [35] A. Chu, H. Kazerooni, and A. Zoss, "On the biomimetic design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)," *International Conference on Robotics and Automation*, 2005, pp. 4345–4352.
- [36] G. E. Totten and V. J. D. Negri, Eds., *Handbook of Hydraulic Fluid Technology, Second Edition*, 2 edition. Boca Raton, FL: CRC Press, 2011.
- [37] G. K. Nikas, "Eighty years of research on hydraulic reciprocating seals: review of tribological studies and related topics since the 1930s," *Proc. Inst. Mech. Eng. Part J J. Eng. Tribol.*, vol. 224, no. J1, pp. 1–23, 2010.
- [38] B. Chen, X. Zhao, H. Ma, L. Qin, and W.-H. Liao, "Design and characterization of a magneto-rheological series elastic actuator for a lower extremity exoskeleton," *Smart Mater. Struct.*, vol. 26, no. 10, p. 105008, 2017.
- [39] P. Chouinard, M. Denninger, and J.-S. Plante, "Reliable and lightweight primary flight control actuation using magneto-rheological clutches in slippage," *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2015, pp. 213–19.
- [40] M. R. Avraam, "MR-fluid brake design and its application to a portable muscular device," Thesis, Université Libre de Bruxelles, Department of Mechanical Engineering and Robotics, 2009.
- [41] A. S. Shafer and M. R. Kermani, "On the feasibility and suitability of MR fluid clutches in human-friendly manipulators," *IEEE ASME Trans. Mechatron.*, vol. 16, no. 6, pp. 1073–82, Dec. 2011.
- [42] P. Fauteux, M. Lauria, B. Heintz, and F. Michaud, "Dual-differential rheological actuator for high-performance physical robotic interaction," *IEEE Trans. Robot.*, vol. 26, no. 4, pp. 607–618, Aug. 2010.
- [43] B. Chen *et al.*, "Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons," *J. Orthop. Transl.*, vol. 5, pp. 26–37, Apr. 2016.
- [44] X. Chen, Y. Zeng, and Y. Yin, "Improving the transparency of an exoskeleton knee Joint based on the understanding of motor Intent using energy kernel method of EMG," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 25, no. 6, pp. 577–588, Jun. 2017.

- [45] S. R. Ellis, "What are virtual environments?," *IEEE Comput. Graph. Appl.*, vol. 14, no. 1, pp. 17–22, Jan. 1994.
- [46] S. Murray and M. Goldfarb, "Towards the use of a lower limb exoskeleton for locomotion assistance in individuals with neuromuscular locomotor deficits," *Conf. Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Conf.*, vol. 2012, pp. 1912–1915, 2012.
- [47] J. Olivier, "Development of walk assistive orthoses for elderly," Thesis, École Polytechnique Fédérale de Lausanne, Faculté des Sciences et Tehcniques de l'Ingénieur, 2016.
- [48] J. Li, R. Zheng, Y. Zhang, and J. Yao, "iHandRehab: an interactive hand exoskeleton for active and passive rehabilitation," *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot. Proc.*, 2011.
- [49] S. P. Buerger, "Stable, high-force, low-impedance robotic actuators for human-interactive machines," Thesis, Massachusetts Institute of Technology, 2005.