



HAL
open science

Familiarisation au port d'un exosquelette lors d'une tâche de lever de charge : adaptations neuromécaniques et prévention des troubles musculosquelettiques

Arthur Favennec

► **To cite this version:**

Arthur Favennec. Familiarisation au port d'un exosquelette lors d'une tâche de lever de charge : adaptations neuromécaniques et prévention des troubles musculosquelettiques. Ingénierie biomédicale. Université de Lorraine, 2024. Français. NNT : 2024LORR0066 . tel-04789069

HAL Id: tel-04789069

<https://hal.univ-lorraine.fr/tel-04789069v1>

Submitted on 18 Nov 2024

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

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



**UNIVERSITÉ
DE LORRAINE**

**BIBLIOTHÈQUES
UNIVERSITAIRES**

AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

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

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact bibliothèque : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr
(Cette adresse ne permet pas de contacter les auteurs)

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>



**UNIVERSITÉ
DE LORRAINE**

BioSE



DevAH
DÉVELOPPEMENT ADAPTATION HANDICAP

Ecole Doctorale BioSE (Biologie-Santé-Environnement)

Thèse

**Présentée et soutenue publiquement pour l'obtention du titre de
DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE LORRAINE
Mention : « Sciences de la Vie et de la Santé »**

par **Arthur FAVENNEC**

Familiarisation au port d'un exosquelette lors d'une tâche de lever de charge : adaptations neuromécaniques et prévention des troubles musculosquelettiques.

Le 9 Juillet 2024

Membres du jury :

Directeurs de thèse :

Pr. Guillaume MORNIEUX : Professeur des Universités, DevAH, Université de Lorraine, Nancy.

Dr. Julien FRERE : Maître de Conférences des Universités, GIPSA-lab, Université Grenoble Alpes, Grenoble.

Rapporteurs :

Pr. Guillaume RAO : Professeur des Universités, ISM, CNRS, Université Aix-Marseille, Marseille.

Dr. Yoann BLACHE : Maître de Conférences des Universités-HDR, LIBM, Université Lyon 1, Lyon.

Examineurs :

Pr. Emilie SIMONEAU : Présidente du jury, Professeure des Universités, LAMIH, UMR CNRS 8201, Université Polytechnique Hauts-de-France, Valenciennes.

Dr. Pauline MAURICE : Chargée de Recherche, LORIA, CNRS, Nancy.

Membre invité :

Dr. Florent MOISSENET : Assistant de Recherche, B-LAB, K-LAB, Hôpitaux Universitaires de Genève et Université de Genève, Genève.

**UR 3450 DevAH, Développement, Adaptation et Handicap. Bâtiment C – 1^{er} étage.
9 Avenue de la Forêt de Haye. 54505 VANDOEUVRE-LES-NANCY.**

Remerciements

*Je tiens à remercier l'ensemble des membres de mon jury de thèse, qui ont accepté de participer à ma soutenance de thèse. Je souhaite remercier les **Pr Guillaume Rao** et **Dr Yoann Blache**, qui me font l'honneur d'être rapporteurs de ce manuscrit et qui permettront d'enrichir ce travail. Je tiens également à remercier les **Pr Emilie Simoneau** et **Dr Pauline Maurice** qui ont accepté d'être examinatrices lors de ma soutenance. Je suis convaincu que nos échanges lors de la soutenance m'apporteront beaucoup.*

*Je tiens aussi à remercier les **Dr Pauline Maurice** et **Pr Franck Quaine**, membres de mon comité de suivi de thèse, pour leur bienveillance et leurs conseils avisés, qui m'ont accompagné durant ces quatre années de thèse.*

*Je souhaite également remercier **Dr Florent Moissenet**, qui m'a accompagné pour une partie de ce travail et ouvert la belle porte de la modélisation musculosquelettique.*

***Je tiens à remercier particulièrement mes directeurs de thèse, Pr Guillaume Mornieux et Dr Julien Frère**, grâce à qui ce projet a vu le jour. Vous m'avez préparé d'une main de maître au concours de l'école doctorale. Tout au long de ma thèse, votre soutien m'a fait grandir en tant que chercheur, enseignant et collègue. Votre encadrement a été parfait pour lancer ma vie professionnelle dans le monde passionnant des sciences du mouvement. Guillaume, nos échanges quotidiens, scientifiques et personnels n'ont fait qu'enrichir ces quatre années. Julien, ton soutien à distance, et nos interactions en congrès m'ont toujours fait progresser et ouvert l'esprit.*

*Je tiens à remercier mon laboratoire, **l'unité de recherche 3450 DevAH**, pour le soutien reçu, qu'il soit matériel ou humain et particulièrement à son directeur **Jean-Michel Hascoët**.*

*Je remercie les doctorants du laboratoire de m'avoir élu au conseil de laboratoire, afin de les représenter au mieux. Merci également à mes **collègues, et amis, doctorants au laboratoire** pour nos échanges scientifiques et sportifs.*

*Je souhaite remercier tous **les étudiants** qui ont participé aux études, sans qui ce travail de thèse n'aurait pu être possible. J'ai eu la chance d'avoir des étudiants curieux et volontaires, qui n'ont fait qu'augmenter ma motivation pour mener ce travail à bien.*

*Je souhaite remercier chaleureusement mes amis, **Youri, Ophélie, Emma, Sylvain, Maëlys, Arnaud, Solène, Paul, César, Evelyne, Geoffrey, Luca, Léo** et tous les autres pour leur soutien.*

*Merci à **ma famille** pour le soutien que vous m'avez apporté à chaque instant lors de cette thèse.*

*Enfin, merci **Claire** pour ton amour et ton soutien lors de ces quatre années, particulièrement lors de la dernière. Je suis très chanceux de t'avoir dans ma vie.*

Liste des abréviations

BB : Biceps Brachialis
BF : Biceps Femoris
CoA : Centre d'Activité
CoP : Centre de Pression
DA : Deltoideus Anterior
DAP : Dispositif d'Assistance Physique
EMG : Electromyographie
ES : Erector Spinae
ET : Ecart-Type
FWHM : Largeur à Mi-Hauteur
GM : Gluteus Maximus
LD : Latissimus Dorsi
NNMF : Factorisation Matricielle Non-Négative
OE : Obliquus Externus
RA : Rectus Abdominis
RAP : Robot d'Assistance Physique
RMS : Moyenne Quadratique
S : Soleus
SNC : Système Nerveux Central
TA : Tibialis Anterior
TB : Triceps Brachialis
TFL : Tensor Fascia Latae
TM : Trapezius Medius
TMS : Troubles Musculosquelettiques
VAF : Variance Expliquée
VL : Vastus Lateralis
VR : Ratio de Variance

Table des matières

Remerciements	II
Liste des abréviations	IV
Table des matières	V
Contexte général.....	1
Chapitre 1 : Introduction générale.....	3
1. Troubles musculosquelettiques et lombalgie.....	3
1.1. Qu'est-ce que la lombalgie ?.....	3
1.2. Tâches de manutention et lombalgies	4
1.3. Quelles solutions pour prévenir la lombalgie ?	5
2. Les exosquelettes.....	6
2.1. Définition	6
2.2. Effets des exosquelettes sur les variables biomécaniques.....	9
2.2.1. Effets sur l'activité électromyographique des érecteurs du rachis	9
2.2.2. Effets sur la cinématique	10
2.2.3. Effets sur les contraintes articulaires lombaires	11
2.2.4. Effets sur l'effort perçu et l'inconfort perçu.....	12
2.2.5. Conclusion.....	12
3. Apprentissages moteurs et familiarisation.	13
3.1. Apprentissages et familiarisation à une nouvelle tâche.....	13
3.2. Apprentissages et exosquelettes	16
3.2.1. Conclusion.....	19
4. Coordinations et contrôle neuromusculaire.....	20
4.1. Régulation de la motricité par le système nerveux central et synergies musculaires.....	20
4.2. Synergies musculaires et apprentissages moteurs.	22
4.3. Synergies musculaires et exosquelettes.....	23

5.	Modélisation musculosquelettique.....	24
5.1.	Pourquoi avoir recourt à la modélisation musculosquelettique ?.....	25
5.2.	Qu'est-ce que la modélisation musculosquelettique ?	27
5.3.	Modèles OpenSim validés pour les tâches de manutention.	29
6.	Problématique et objectifs généraux de la thèse	33
Chapitre 2 : Études		35
7.	Etude 1.....	35
7.1.	Introduction	36
7.2.	Matériels et méthodes.....	37
7.2.1.	Population.....	37
7.2.2.	Habituatation à la tâche	38
7.2.3.	Protocole de familiarisation	39
7.2.4.	Evaluation.....	40
7.2.5.	Matériels.....	41
7.2.6.	Analyses	43
7.2.7.	Statistiques	44
7.3.	Résultats	45
7.4.	Discussion	51
7.5.	Conclusion.....	55
8.	Etude 2.....	56
8.1.	Introduction	57
8.2.	Matériels et méthode	58
8.2.1.	Population.....	58
8.2.2.	Habituatation à la tâche et protocole de familiarisation à l'exosquelette....	58
8.2.3.	Evaluation.....	58
8.2.4.	Matériels.....	59
8.2.5.	Cinématique	59

8.2.6.	Mesures électromyographiques.....	59
8.2.7.	Traitement des données	59
8.2.8.	Statistiques	62
8.3.	Résultats	62
8.4.	Discussion	65
8.5.	Conclusion.....	67
9.	Etude 3.....	68
9.1.	Introduction	69
9.2.	Matériels et méthode	70
9.2.1.	Participants	70
9.2.2.	Exosquelette	70
9.2.3.	Protocole.....	71
9.2.4.	Modèle musculosquelettique.....	71
9.2.5.	Acquisition des données	72
9.2.6.	Traitement des données	73
9.2.7.	Traitement statistique	74
9.3.	Résultats	74
9.4.	Discussion	75
9.4.1.	Applicabilité du modèle musculosquelettique	76
9.4.2.	Effets de l'exosquelette sur les contraintes articulaires lombaires.....	77
9.4.3.	Limites.....	77
9.5.	Conclusion.....	78
Chapitre 3 : Discussion générale		80
10.	Familiarisation et validité des mesures dans la littérature.....	80
11.	Des modifications du comportement moteur mais pas de modification des coordinations musculaires	83
12.	Modélisation musculosquelettique : problèmes de comparaison avec la littérature et perspectives	84

13. Perspectives	86
14. Conclusion générale	88
Bibliographie	89
Légendes des figures et tableaux	104
Annexes	107
15. Valorisation de la thèse	107
15.1. Article publié dans Applied Sciences	107
15.2. Actes de congrès issus de l'étude 1	126
15.2.1. Congrès de l'ECSS Séville 2022	126
15.2.2. Journée Scientifique de l'Ecole Doctorale BioSE	129
15.3. Actes de congrès issus de l'étude 3	130
15.3.1. Congrès de l'ECSS Paris 2023	130
15.3.2. Journée Scientifique de l'Ecole Doctorale BioSE	133
16. Matériel supplémentaire étude 3	134
17. Résumé	136

Contexte général

L'industrie s'est transformée au cours des deux derniers siècles. La mécanisation des procédés, permise par l'énergie abondamment disponible avec l'apparition de la machine à vapeur, a entraîné la première révolution industrielle à la fin du 19^{ème} siècle. La deuxième révolution industrielle a elle été caractérisée par une amélioration des procédés, entraînant une augmentation de la productivité, notamment grâce à l'organisation du travail à la chaîne. La troisième révolution industrielle, apparue dans les années 50 s'est caractérisée par l'utilisation de l'électronique et de l'automatisation dans la production des biens. Nous entrons aujourd'hui dans la quatrième révolution industrielle, caractérisée par l'interconnectivité entre les objets, permettant des usines produisant des biens personnalisés et plus adaptables aux variations de la demande (Blanchet, 2017).

Malgré ces révolutions industrielles et la place grandissante des machines dans la production de biens et de services, l'Homme reste au centre de nombreux travaux. En effet nombreuses sont les tâches manuelles où les robots, aussi perfectionnés soient-ils, ne peuvent remplacer un humain en garantissant le même niveau de productivité. Certaines tâches ne pouvant être laissées aux machines restent malgré tout très contraignantes physiquement, induisant un risque accru de maladies professionnelles chez les travailleurs. Face à ce constat, nombreuses ont été les tentatives de réduire la charge physique pesant sur les travailleurs (aménagement des postes de travail, échauffements avant la prise de poste, robots collaboratifs, exosquelettes). De nouvelles technologies d'assistance physique font naître l'espoir d'associer la précision et la prise de décision éclairée de l'Homme avec la force et la robustesse des machines. Parmi ces nouvelles technologies d'assistance physique, les exosquelettes professionnels se développent rapidement et sont utilisés dans des entreprises de plus en plus nombreuses. En effet, ces outils permettraient de conserver des tâches et postes de travail identiques, en réduisant la charge physique des tâches, sans faire baisser la productivité. Ce type de technologie pourrait permettre d'améliorer la santé des salariés, en réduisant les contraintes physiques caractérisant de nombreux métiers. Plusieurs bénéfices sont attribués aux exosquelettes en laboratoire comme sur le terrain, comme la réduction de l'activité des muscles agonistes aux mouvements, la réduction des amplitudes articulaires ou la diminution de l'effort perçu (de Looze et al., 2016; Kermavnar et al., 2021; Theurel & Desbrosses, 2019).

Cependant, de nombreuses questions restent aujourd'hui sans réponse concernant leurs effets sur le comportement moteur, leurs effets sur la prévention des troubles

musculosquelettiques, les différences observées lors d'utilisations à long terme ou encore leur intégration dans les entreprises.

Chapitre 1 : Introduction générale.

1. Troubles musculosquelettiques et lombalgie

1.1. Qu'est-ce que la lombalgie ?

Les troubles musculosquelettiques (TMS) sont la première maladie professionnelle en France (86 % des 47 398 maladies professionnelles prises en charge) (CNAM, 2022). Ils se caractérisent par des atteintes de l'appareil locomoteur et touchent les muscles, nerfs, tendons (NIOSH, 1997). Ils se manifestent souvent par des douleurs, raideurs articulaires, et pertes de fonctionnalités articulaires qui peuvent entraîner une invalidité (Aptel et al., 2011 ; Luttmann et al., 2003). Les TMS peuvent affecter le rachis, les membres supérieurs et inférieurs. Ils ont une origine multifactorielle avec des causes biomécaniques, psychosociales, individuelles, et environnementales (Franchi, 1997).

Les lombalgies sont la cause principale de TMS au niveau du rachis. Elles sont définies comme des « douleurs lombo-sacrées à hauteur des crêtes iliaques ou plus bas, médianes ou latéralisées » (Agence Nationale d'Accréditation et d'Évaluation de la Santé). Les lombalgies représentent aujourd'hui 20 % des accidents de travail et 7 % des maladies professionnelles, entraînant une perte de 11,5 millions de journées de travail par an. Elles représentent un coût d'un milliard d'euros pour la sécurité sociale et des pertes indirectes pour les entreprises (absentéisme, turnover, baisse de productivité). Les causes anatomiques et physiologiques des lombalgies sont très nombreuses. Elles peuvent provenir de nombreuses structures vertébrales comme les ligaments, les articulations facettaires, la musculature et les fascias paravertébraux, les vaisseaux sanguins, l'anneau fibreux ou les racines nerveuses spinales (Adams, 2004 ; Deyo & Weinstein, 2001). Les lésions musculaires et ligamentaires ainsi que les processus dégénératifs liés à l'âge sont considérés comme plus courants (Adams, 2004 ; Deyo & Weinstein, 2001).

Les tâches de manutention sont considérées comme particulièrement à risques pour le développement de lombalgies, notamment par leur répétition et par la force nécessaire à leur exécution (Burdorf & Sorock, 1997 ; Heneweer et al., 2011). Les tâches induisant une flexion du tronc vers l'avant ont également été identifiées comme augmentant le risque de lombalgies (Burdorf & Sorock, 1997 ; Heneweer et al., 2011). L'incidence des lombalgies a par ailleurs été mise en relation avec des facteurs de risques biomécaniques comme les forces de compression

et cisaillement au niveau des disques intervertébraux ou la force appliquée au niveau des mains, liée à la charge manipulée (Kerr et al., 2001 ; Valat et al., 1997).

1.2. Tâches de manutention et lombalgies

Deux techniques de manutention sont principalement étudiées dans la littérature. La technique dite de stoop consiste à attraper la charge au sol en minimisant la flexion des genoux. Les mains sont alors amenées vers le sol grâce à une flexion des hanches et du rachis. Cette technique a été reportée dans la littérature comme induisant de fortes contraintes au niveau du rachis lombaire, particulièrement de la charnière lombo-sacrée (Davis et al., 1998 ; Khoddam-Khorasani et al., 2020 ; Van Dieën et al., 1999). La technique de stoop est régulièrement opposée à la technique de squat, qui consiste cette fois à abaisser les mains vers le sol pour attraper la charge en maximisant la flexion des hanches et des genoux, afin de maintenir une posture du tronc la plus verticale possible. Cette technique de levage est communément admise comme permettant la réduction des contraintes articulaires et musculaires au niveau du rachis lombaire, permettant une meilleure prévention des TMS (Caneiro et al., 2019). La technique supposée à privilégier consiste à utiliser la flexion des genoux et des hanches pour conserver le tronc le plus droit et vertical possible (Caneiro et al., 2019). Cependant, la littérature ne semble pas montrer un réel avantage à utiliser la technique de squat comparée à une technique libre ou de stoop, les résultats étant variables d'une étude à l'autre (Khoddam-Khorasani et al., 2020 ; Van Dieën et al., 1999 ; Von Arx et al., 2021). Cette absence d'avantage clair de la technique de squat comparé aux autres techniques est discutée dans la littérature comme étant le résultat de la variabilité des différentes tâches explorées ainsi que des modèles biomécaniques utilisés, entraînant un manque de reproductibilité des résultats (Von Arx et al., 2021). D'autres techniques sont parfois étudiées, telle que la technique libre car représentative de la motricité spontanément adoptée par les participants en dehors des prescriptions inhérentes à la tâche de laboratoire (Burgess-Limerick, 2003 ; Von Arx et al., 2021). Elle est généralement caractérisée par une technique intermédiaire située entre le stoop et le squat avec des amplitudes de flexion modérées sur les genoux, les hanches et le rachis. L'absence de preuves indiquant un réel effet de la technique de levage sur les contraintes articulaires implique d'évaluer l'effet des différentes interventions. Précisément, l'évaluation d'une intervention doit permettre de déterminer si elle est aussi efficace sur toutes les techniques susceptibles d'être utilisées sur le terrain. Ces tâches de manutention sont généralement effectuées de manière répétitive. Ainsi, la répétitivité de la tâche, au même titre que la masse déplacée, sont prises en compte pour

quantifier l'astreinte physique d'une tâche de manutention (AFNOR, 2011 ; Antwi-Afari et al., 2017). A titre indicatif, en France, la masse acceptable se situe sous 15 kg, pouvant monter à 25 kg dans certaines conditions. La tonnage journalier maximal acceptable, produit de la répétitivité et de la masse déplacée, se situe autour de 7,5 tonnes pour une journée de 8 h de travail (AFNOR, 2011).

1.3. Quelles solutions pour prévenir la lombalgie ?

Dans le cas de tâches physiquement contraignantes pour le rachis, la prévention des lombalgies passe par plusieurs actions, qui peuvent être combinées ou non. L'aménagement des postes de travail est une solution permettant de réduire les contraintes physiques d'une tâche. Une tâche de manutention induisant des contraintes sur les muscles paraspinaux peut, par exemple, induire plus ou moins de contraintes selon l'aménagement du poste de travail (Ferguson et al., 2002 ; Marras et al., 1997 ; Ramsey et al., 2014). Marras et al., (1997) ont montré que la position de la charge sur les axes antéro-postérieur et vertical influence l'activité des muscles érecteurs du rachis. Une charge placée trop bas augmentera l'activité musculaire des érecteurs spinaux. De même, une charge placée de façon trop antérieure par rapport au centre de gravité des participants fera augmenter l'activité des muscles érecteurs du rachis. Cependant, l'aménagement du poste du travail n'est pas toujours possible pour des raisons de sécurité ou de productivité des travailleurs.

La diminution de la charge de travail permet également de réduire l'astreinte physique au travail. La diminution du tonnage journalier via la diminution de la masse des charges soulevées ou par la diminution de la fréquence de la tâche (soulever les charges moins souvent) permet en effet de diminuer la contrainte physique subie par les travailleurs (AFNOR, 2011). Ainsi, la valeur maximale acceptable de 7,5 tonnes s'en trouverait diminuée, tout en pondérant bien ce calcul selon les contraintes de la tâche effectuée (hauteur de prise, distance de déplacement, chaleur, bruit...).

Enfin, l'utilisation d'exosquelette peut être privilégiée pour prévenir les lombalgies, notamment lorsque l'aménagement de la tâche n'est pas possible. Les exosquelettes sont conçus pour réduire les contraintes subies par les travailleurs lors de tâches physiquement contraignantes sans modifier la productivité. Le but de ceux-ci est de supporter une partie de la masse manutentionnée pour préserver les articulations et complexes musculo-tendineux les plus sollicités. Cependant, ceux-ci doivent être adaptés à la tâche effectuée par l'utilisateur pour

pouvoir l'assister (de Looze et al., 2016 ; Kermavnar et al., 2021 ; McFarland & Fischer, 2019 ; Theurel & Desbrosses, 2019).

2. Les exosquelettes

2.1. Définition

Un exosquelette est une structure externe vêtue par l'utilisateur (contention) et assistant une ou plusieurs articulations. Certains modèles assistent les membres inférieurs ou supérieurs, d'autres assistent le dos, et certains modèles proposent une assistance du corps complet. Deux principaux types d'assistance sont utilisés. Certains exosquelettes, dits passifs ou dispositif d'assistance physique (DAP, Figure 1), assistent les mouvements grâce à la mise en tension de structures passives (ressorts, élastiques) lors des mouvements. Ces DAP peuvent être conçus à partir de structures rigides (on parle de DAP rigide, Figure 2) ou de textiles élastiques (on parle alors de DAP textile, Figure 3). L'assistance peut aussi être active, avec un ou plusieurs moteurs, alimentés par des batteries, qui vont assister les articulations ciblées grâce à des algorithmes de détection du mouvement pour donner l'assistance seulement quand l'utilisateur en a besoin. Nous parlons dans ce cas d'exosquelette actif ou de robot d'assistance physique (RAP, Figure 4).

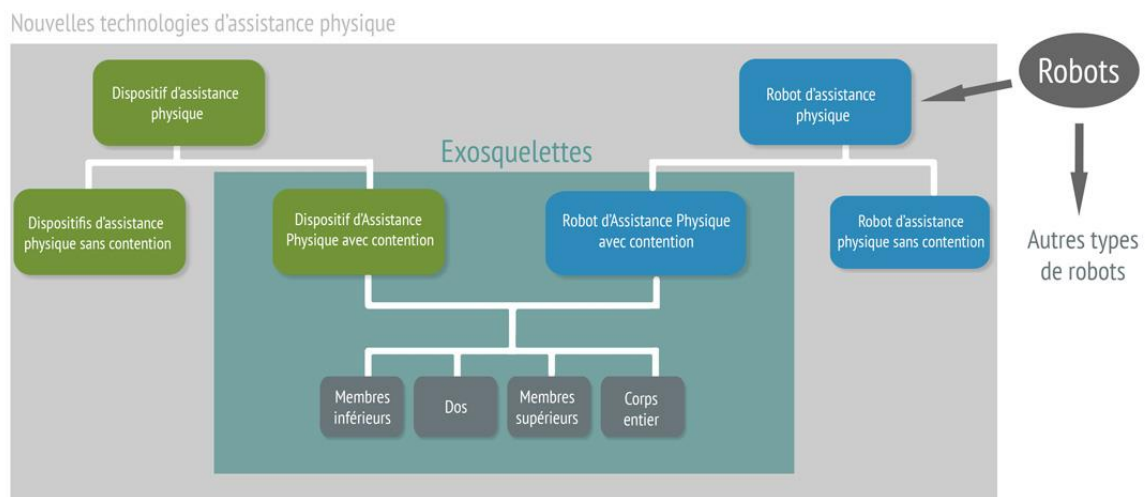


Figure 1 : Classification des exosquelettes. (<http://www.inrs.fr/risques/exosquelettes/ce-qui-faut-retenir.html>)

Exosquelettes d'assistance du dos

Afin de réduire les efforts liés aux tâches induisant une contrainte importante sur le rachis, les exosquelettes sont conçus pour assister l'extension de la hanche et du rachis lombaire lors

de tâches dynamiques ou statiques pour réduire la force générée par les érecteurs spinaux requise pour effectuer le mouvement. Lors de l'utilisation de DAP, l'assistance est fournie par la mise en tension d'un ou plusieurs ressorts (Figure 2) ou élastiques (Figure 3) lors de la flexion de la hanche et/ou du rachis. L'énergie stockée lors de la flexion sera alors restituée à l'utilisateur aux différents points de contact avec l'exosquelette lors de l'extension de ces articulations. Lors de l'utilisation de RAP (Figure 4), l'assistance est fournie grâce à un moteur électrique déclenché par la détection des mouvements de l'utilisateur suivant différentes lois de contrôle. Ces systèmes, quel que soit le type d'assistance, visent à réduire la sollicitation musculaire requise par la tâche de manutention.



Figure 2 : DAP rigide d'assistance du dos (Laevo V2, Laevo Exoskeletons, Pays-Bas). L'assistance est fournie par la mise en tension de ressorts situés entre les hanches et le thorax lors de la flexion des hanches grâce aux interfaces de contact situées au niveau des cuisses et du thorax.



Figure 3 : DAP textile d'assistance du dos (CORFOR® V2, France). L'assistance est donnée lors de la mise en tension des bandes élastiques attachées aux épaules et aux genoux et mises en tension lors de la flexion des hanches et du rachis.



Figure 4 : RAP d'assistance du dos (Cray X, German Bionics, Germany). Deux moteurs sont disposés de part et d'autre des hanches pour assister leur extension via une paire de bretelles et des sangles au niveau des cuisses. La batterie et l'ordinateur qui commandent les moteurs sont situés dans le dos de l'utilisateur.

Les exosquelettes sont généralement conçus pour assister l'utilisateur dans une tâche spécifique (de Looze et al., 2016 ; Theurel & Desbrosses, 2019). En ce sens, ils sont généralement peu polyvalents en termes de tâches assistées et il faudrait alors avoir un modèle

d'exosquelette spécifique à chaque tâche effectuée. De plus, les contraintes d'espace relatives à la tâche sont à prendre en compte dans le choix de l'exosquelette (INRS, s. d.). Un espace de travail exigü nécessitera un exosquelette peu encombrant et relativement près du corps (caractéristiques généralement attribuées aux DAP). La tenue des opérateurs doit aussi être prise en compte, certaines tenues de travail nécessitant le port de l'exosquelette sous la tenue de travail (les DAP textiles sont souvent privilégiés dans le cas) (INRS, s. d.). L'assistance requise par la tâche est également un facteur orientant le choix d'un exosquelette, les RAP offrant généralement la possibilité d'apporter une plus forte assistance (INRS, s. d.).

2.2. Effets des exosquelettes sur les variables biomécaniques

Il est difficile d'établir un lien clair entre l'utilisation d'exosquelette d'assistance du dos et la prévalence des lombalgies en l'absence d'études épidémiologiques investiguant cette question. Cependant, plusieurs indicateurs biomécaniques sont susceptibles d'être des facteurs favorisant la survenue de lombalgie, comme l'activité électromyographique (EMG) des érecteurs spinaux, les moments articulaires de la charnière lombosacrée, la cinématique articulaire, ainsi que les forces de réactions articulaires de la charnière lombosacrée.

2.2.1. Effets sur l'activité électromyographique des érecteurs du rachis

Plusieurs travaux ont quantifié l'effet d'exosquelettes d'assistance du dos sur l'activité électromyographique (EMG) des érecteurs spinaux (de Looze et al., 2016 ; Kermavnar et al., 2021 ; Theurel & Desbrosses, 2019). D'après la récente revue de littérature de Kermavnar et al. (2021), les exosquelettes d'assistance du dos entraînent une réduction moyenne de l'activité musculaire des érecteurs du rachis allant de 6 à 48 % avec des DAP et de 6 à 35 % avec des RAP. Par exemple, Koopman et al. (2020) ont montré une diminution de l'activité EMG des érecteurs spinaux lors de l'utilisation d'un exosquelette passif rigide (SPEXOR), avec des réductions de l'ordre de 28 % lors d'une tâche de levage d'une caisse de 10 kg, peu importe la technique utilisée. Lamers et al. (2018) ont montré qu'un exosquelette textile passif permettait une réduction de l'activité EMG des érecteurs spinaux de 14 à 16 % lors de tâches de levage de charges allant respectivement de 12,7 à 24 kg en utilisant une technique de squat. L'effet de l'exosquelette testé peut également être dépendant de la phase du mouvement. Par exemple, Schwartz et al. (2021) ont quantifié l'effet de l'utilisation d'un exosquelette souple d'assistance du dos (CORFOR[®]) lors d'une tâche de manutention sur l'activité des muscles érecteurs spinaux. Ils ont mis en évidence une réduction de l'activité EMG des muscles érecteurs spinaux

lors du port de l'exosquelette uniquement sur les phases où les utilisateurs ont une inclinaison du tronc vers l'avant supérieure à 60°. Ces réductions allaient de 4 à 7 % selon l'inclinaison du tronc. Par ailleurs, l'évaluation d'un exosquelette passif rigide (Laevo® - V1) lors de ces mêmes tâches, n'a montré que très peu d'effets.

Par ailleurs, un effet d'interaction entre le sexe des participants et la réduction de l'activité EMG des muscles érecteurs spinaux a été constaté dans la littérature (Alemi et al., 2020 ; Madinei et al., 2020 ; Schwartz et al., 2021). Le cas échéant, cette interaction a été attribuée à la masse du torse plus faible chez les femmes (leur masse corporelle globale étant en moyenne plus faible) pour une assistance de l'exosquelette similaire entre les hommes et les femmes. Le rapport entre assistance et masse corporelle jouait alors en faveur du groupe de femmes, expliquant une plus forte diminution de l'activité EMG des muscles érecteurs spinaux pour les participantes. Cependant, cet effet d'interaction n'a pas été systématiquement observé (Graham et al., 2011 ; Schwartz et al., 2023).

Les caractéristiques de l'exosquelette peuvent également influencer ses effets (de Looze et al., 2016 ; Kermavnar et al., 2021 ; Theurel & Desbrosses, 2019). Le niveau d'assistance donné par l'exosquelette entraîne des effets plus ou moins élevés lors de tâches de manutention (Poliero et al., 2022 ; Schwartz et al., 2023). Les exosquelettes actifs, comparé aux modèles passifs, fournissent une assistance généralement plus importante caractérisée par un moment de force appliqué au tronc plus élevé. De ce fait, ils entraînent des réductions d'activité EMG des extenseurs du rachis de plus grande amplitude comparés aux modèles passifs (Poliero et al., 2022 ; Schwartz et al., 2023). Par ailleurs, la modulation de la raideur d'un même exosquelette passif entraîne une augmentation de l'assistance donnée lors d'une tâche de manutention. En ce sens, Frost et ses collaborateurs (2009) ont observé qu'une augmentation de la raideur des ressorts fournissant l'assistance d'un exosquelette passif d'assistance du dos entraîne une plus forte réduction de l'amplitude EMG des érecteurs du rachis.

2.2.2. Effets sur la cinématique

L'effet des exosquelettes concerne aussi la cinématique du tronc, entraînant une modulation de l'activité musculaire et des contraintes articulaires (Kermavnar et al., 2021 ; Koopman, Toxiri, et al., 2019). Cependant, les résultats diffèrent selon les études et les exosquelettes testés. En particulier, Koopman et al.(2019) ont observé une diminution du pic de vitesse angulaire du tronc et de la flexion maximale du tronc lors de l'utilisation d'un RAP d'assistance du dos lors de tâches de manutention (libre, stoop, squat), qui concorde avec une diminution des contraintes articulaires au niveau L5/S1. De leur côté, Schwartz et collaborateurs (2021) ont montré une

diminution de l'inclinaison sagittale du tronc lors de l'utilisation d'un exosquelette passif rigide d'assistance du dos lors d'une tâche de stoop, comparé à un exosquelette passif textile ou à l'absence d'exosquelette. Cependant, cette différence a été observée sur la partie du mouvement comportant le moins d'inclinaison du tronc, lorsque les participants étaient presque complètement redressés. Ulrey & Fathallah, (2013) ont évalué l'effet du port d'un exosquelette passif rigide d'assistance du dos (Limbic Systems Inc.,) sur la cinématique du tronc lors d'une tâche de stoop. Leurs résultats ont montré que le port de l'exosquelette entraîne une réduction des angles de flexion au niveau lombaire et au niveau thoracique. Ces différences cinématiques induites par le port de l'exosquelette peuvent être le fruit des réductions d'activité EMG des érecteurs spinaux décrites précédemment. La diminution des amplitudes et vitesses articulaires peuvent aussi favoriser la diminution des contraintes articulaires au niveau du rachis lombaire.

2.2.3. Effets sur les contraintes articulaires lombaires

Plusieurs études ont montré l'effet d'exosquelettes passifs sur la réduction des contraintes articulaires au niveau des vertèbres lombaires. Ces contraintes articulaires sont généralement caractérisées par les moments articulaires ainsi que les forces de réaction articulaires agissant en compression et en cisaillement. Dans leur revue de littérature, Kermavnar et al (2021) ont relevé un effet du port d'exosquelettes en faveur d'une diminution des forces de compression articulaire au niveau L5/S1 allant de 14 à 29 % selon l'exosquelette testé, même si d'autres auteurs n'ont relevé aucun effet (Picchiotti et al., 2019). En particulier, Abdoli-Eramaki et al. (2007) ont observé une diminution respective des forces de compression et de cisaillement de l'ordre de 29 % et 8 % lors d'une tâche de manutention avec l'utilisation d'un exosquelette passif textile. Cependant, le modèle mathématique utilisé manquait de détails, avec une composante musculaire largement simplifiée. Madinei & Nussbaum (2023) ont montré que des exosquelettes rigides (BackX™ AC et Laevo™ V2.5) réduisent de 8 à 15 % les forces de compression et de cisaillement au niveau de la charnière lombosacrée lors de tâches de manutention. Koopman, Kingma, et al., (2020) ont évalué l'effet d'un exosquelette passif rigide d'assistance du dos (Laevo-V2.4) sur les contraintes articulaires lors de tâches de manutention, et ont montré une diminution des forces de compression et de cisaillement allant jusqu'à 10 % avec le port de l'exosquelette comparé à la condition contrôle. Cependant, Picchiotti et al., (2019) ont évalué l'effet de deux exosquelettes passifs d'assistance du dos (FLx et V22 fabriqués par StrongArm Technologies™) et n'ont montré aucun effet de ces exosquelettes sur les forces de compression et de cisaillement au niveau de L5/S1 par rapport à la condition contrôle.

Il apparaît que les conclusions vis-à-vis de ces indicateurs de contraintes articulaires ne sont pas très claires, les amplitudes des effets des exosquelettes étant variables. Même si ces indicateurs semblent plus pertinents que l'activité musculaire des érecteurs spinaux vis à vis de l'évaluation des facteurs de risque de TMS, les résultats de la littérature investiguant l'influence du port d'un exosquelette sur ces paramètres ne montrent pas de réel consensus. Cela peut être causé par le design effectivement plus ou moins efficace des différents exosquelettes testés (Theurel & Desbrosses, 2019), mais aussi de la modélisation des contraintes articulaires, qui peut manquer de précision du fait de sa complexité.

2.2.4. Effets sur l'effort perçu et l'inconfort perçu

Les exosquelettes d'assistance du dos peuvent également réduire les efforts perçus. La perception de l'effort lors d'une tâche est liée au coût métabolique de celle-ci et peut être liée à l'astreinte biomécanique. En ce sens, Huysamen et al. (2018) ont montré une diminution de l'effort perçu au niveau du tronc et des cuisses lors de l'utilisation d'un exosquelette assistant le dos lors d'une tâche de manutention de charges allant de 7,5 à 15 kg. L'amplitude de ces diminutions d'effort perçu allait de 4,5 à 11,5% selon la masse et la région du corps. Cependant, Giustetto et al. (2021) ont observé des résultats plus mitigés quant à l'efficacité d'un exosquelette passif rigide d'assistance du dos (Laevo V2.5) lors de squats avec une caisse de 10 kg. L'effort global perçu n'était pas modifié avec l'exosquelette. Les exosquelettes d'assistance du dos peuvent également induire de l'inconfort perçu par les utilisateurs au niveau des interfaces de contact entre l'exosquelette et le corps (Giustetto et al., 2021 ; Huysamen et al., 2018).

2.2.5. Conclusion

Les effets des exosquelettes d'assistance du dos semblent être variables selon les études. L'amplitude des réductions d'activité musculaire ne sont pas les mêmes dans toutes les études (allant de 10 à 50 %). Les différences cinématiques observées sont également différentes selon les études, d'autant plus que les paramètres mesurés varient beaucoup selon les études (inclinaison du tronc, angles articulaires de la hanche, du rachis). Concernant les contraintes articulaires, les effets des exosquelettes sont également très variables selon les études (allant de 0 à 29 %). Toutes ces différences peuvent être attribués à divers facteurs comme le design, le niveau d'assistance, la tâche exécutée, le sexe des participants (Kermavnar et al., 2021 ; Theurel & Desbrosses, 2019). Le manque de répétabilité des mesures peut aussi être susceptible

d'induire des différences, les tâches et masses manipulées dans les études manquant de standardisation (Kermavnar et al., 2021).

Mais ce manque de répétabilité dans les résultats peut aussi être le fait d'un manque de familiarisation aux exosquelettes utilisés. En effet, l'ensemble de la littérature évoquée jusqu'à présent est basé sur des études interventionnelles testant l'influence de l'exosquelette sans familiarisation ou dans une mesure limitée. En effet, si la motricité des participants est perturbée par l'introduction récente d'un exosquelette, l'évaluation effectuée risque de concerner des effets aigus qui ne sont pas nécessairement représentatifs des effets une fois les utilisateurs familiarisés à l'utilisation du l'exosquelette. La littérature manque finalement d'une méthodologie standardisée permettant d'évaluer l'effet à long terme des exosquelettes. Une méthodologie standardisée d'évaluation incluant une période de familiarisation permettrait alors de se prémunir de ce biais et ainsi de comparer plus facilement les différentes études et exosquelettes entre eux.

3. Apprentissages moteurs et familiarisation

3.1. Apprentissages et familiarisation à une nouvelle tâche

L'apprentissage moteur se caractérise par une augmentation de la performance absolue dans la réalisation d'une tâche motrice au cours d'une période d'entraînement à cette même tâche (Adams, 1971). Cependant, une nouvelle tâche motrice peut être apprise via différents leviers. En effet, lorsque la nouvelle tâche est apprise grâce à une adaptation aux conditions environnementales de la tâche, nous parlons alors d'adaptation. Lorsque le sujet cherche à acquérir une nouvelle compétence, à apprendre une nouvelle tâche, on parlera alors d'apprentissage (Krakauer & Mazzoni, 2011). Nous parlerons d'adaptation lorsque le sujet adapte la motricité d'une tâche déjà maîtrisée à une modification des paramètres environnementaux (Krakauer & Mazzoni, 2011). Cependant, les termes d'adaptation, d'habituation et de familiarisation renvoient souvent aux mêmes phénomènes observés dans la littérature lors de l'utilisation l'exosquelettes (Daunis et al., 2018 ; Diamond-Ouellette et al., 2022 ; Galle et al., 2013 ; Panizzolo et al., 2019), à savoir l'évolution d'un paramètre témoin du comportement moteur suivi de sa stabilisation.

Lee a montré en 2019 que les apprentissages peuvent être classés en deux catégories. Ils peuvent s'opérer pendant le temps de pratique et sont alors dits « online », ou peuvent s'opérer en dehors du temps de pratique, pendant la récupération entre deux séances de pratique et sont

alors dits « offline ». Il a montré que l'apprentissage était constitué de phases de progression et de régression alternées au fur et à mesure des phases online et offline, respectivement. Pour caractériser ces apprentissages, Lee (2019) a demandé aux participants de déplacer le plus rapidement possible un curseur informatique pour atteindre une cible disposée avec un emplacement aléatoire sur un écran. La progression ayant lieu durant la phase online (entre le début et la fin de l'entraînement) était de plus grande amplitude que la régression ayant lieu pendant la phase offline (entre la fin d'un entraînement et le début du suivant), permettant une augmentation globale des performances au fur et à mesure des sessions d'entraînement (Figure 5). Particulièrement, Lee a observé une diminution des apprentissages online et offline après plusieurs séances jusqu'à l'apparition d'un plateau dans la performance.

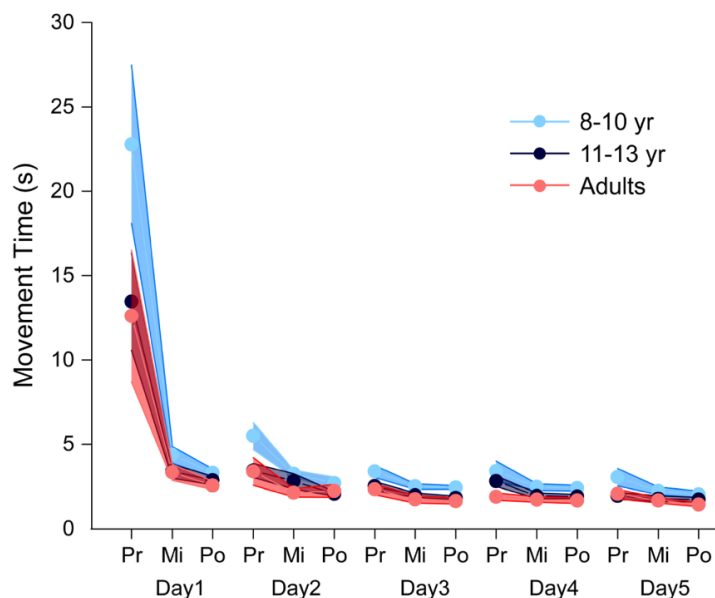


Figure 5 : Evolution du temps de mouvement au fur et à mesure de 5 sessions d'entraînements. Trois populations d'âge ont été étudiées : 8 à 10 ans (8-10yr), 11 à 13 ans (11-13yr) et adultes (Adults). Les mesures ont été menées au début (Pr), au milieu (Mi) et à la fin (Po) de chaque entraînement. Graphique tiré de l'article de Lee (2019).

L'apparition d'un plateau dans l'évolution de la performance lors d'un apprentissage a aussi été caractérisé lors de tâches plus fonctionnelles comme la production de puissance maximale en cyclisme (Martin et al., 2000). Martin et al. (2000) ont étudié l'effet d'un entraînement de courte durée sur l'évolution de la puissance maximale en cyclisme. Pour cela, ils ont demandé à un groupe de cyclistes débutants et à un groupe de cyclistes compétiteurs de s'entraîner à cette tâche de pédalage à puissance maximale lors de sessions de 15 minutes par jour pendant 4 jours. La quantité de pratique étant insuffisante pour induire des changements physiologiques,

l'amélioration de la performance était alors principalement attribuée aux changements de coordinations musculaires. Les auteurs ont observé une augmentation significative chez les cyclistes débutants, suivie d'un plateau dans leurs performances. Chez le groupe d'experts, aucune amélioration n'a été mesurée. Les cyclistes étant déjà experts de la tâche, la quantité de pratique n'avait pas permis d'augmentation de performance.

L'apparition du plateau décrit précédemment dans les études de Lee (2019) et Martin et al. (2000) était précédée d'une augmentation des performances. Cependant, lors de la perturbation d'une tâche (déjà maîtrisée par les participants) par une modification de l'environnement, les participants tendent à revenir vers leur niveau initial en apprenant à gérer les nouveaux paramètres environnementaux (Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994). Dans ce cas, le plateau va se situer au niveau de la performance initiale avant le changement des paramètres environnementaux. En particulier, Shadmehr et Mussa-Ivaldi (1994) ont montré que lors d'un changement dans les paramètres de l'environnement pour effectuer une tâche, un temps d'adaptation était nécessaire pour apprendre à exécuter la tâche dans ce nouvel environnement et ainsi revenir au même niveau de performance qu'avant le changement d'environnement. Pour cela, ils ont demandé aux participants d'effectuer une tâche de pointage en utilisant un bras articulé muni d'une poignée. Ils entraînaient les participants sur cette tâche de pointage puis appliquaient un champ de force qui faisait dévier le mouvement. L'environnement cinétique était alors perturbé et les participants avaient besoin d'un temps d'adaptation pour retrouver la même performance qu'avant l'apparition du champ de force.

Par ailleurs, distribuer le temps d'apprentissage sur plusieurs sessions d'apprentissage permet d'atteindre un plus haut niveau de performance (Kwon et al., 2015 ; Shea et al., 2000). Shea et al., (2000) ont montré que distribuer 3 sessions d'apprentissage sur plusieurs jours entraîne un meilleur apprentissage que d'effectuer les sessions à 20 minutes d'intervalle. Ils ont évalué la performance de participants sur une tâche de posture sur support instable (tâche continue) et lors d'une tâche de coordination impliquant le pressage des touches d'un clavier (tâche discrète). Leurs résultats ont montré un apprentissage plus rapide lorsque les sessions étaient effectuées lors de différents jours et une meilleure rétention des apprentissages lors d'une session d'évaluation ayant lieu 20 h après la dernière session.

Kwon et al., (2015) ont plus récemment confirmé les résultats de Shea et al., (2000) en montrant qu'un entraînement distribué dans le temps entraînait un apprentissage plus efficace qu'un apprentissage massé dans le temps. Ces auteurs ont entraîné 30 participants à une tâche de pointage lors de 3 sessions de 10 minutes. Un premier groupe a effectué les 3 sessions avec 10 minutes de repos entre chaque session, tandis que le second groupe avait droit à 12h de repos

entre les trois sessions. Les résultats ont montré une augmentation des performances pour les deux groupes. Cependant, le groupe ayant reçu un entraînement distribué, donc avec 12h de récupération, a montré un meilleur apprentissage. Il est à noter que la tâche de pointage n'induisait pas de fatigue physique étant donné la faible demande physique qu'elle induisait, et que les différences observées entre les deux groupes étaient donc attribuables à la différence d'apprentissage entre ces derniers.

Enfin, l'apprentissage simultané de plusieurs tâches motrices proches peut entraîner des interférences entre les différents apprentissages, diminuant le gain de performance dans les différentes tâches. En ce sens, Shadmehr & Brashers-Krug (1997) ont montré qu'une durée minimale était à respecter entre divers apprentissages pour limiter les risques d'interactions entre ces apprentissages. Ils ont demandé aux participants d'apprendre la même tâche de pointage que dans l'étude de Shadmehr et Mussa-Ivaldi (1994) mais en faisant varier les modalités du champ de force appliqué par le système. Ils ont montré qu'une durée minimale de 4,5 h entre des apprentissages, qualifiés comme pouvant interférer entre eux, est nécessaire pour éviter ces effets d'interférences. En effet, s'il est demandé aux sujets d'apprendre des tâches proches mais avec des variations dans les modalités, celles-ci peuvent interférer entre elles et diminuer la vitesse d'apprentissage. Il convient alors de respecter une durée minimale de 4,5 h entre chaque tâche apprise.

Plusieurs principes sont donc à considérer lors de l'apprentissage d'une nouvelle tâche. Il convient alors, lors de la familiarisation d'un individu à une nouvelle tâche, de veiller à distribuer les apprentissages au cours du temps, et d'éviter les interférences entre apprentissages jusqu'à ce que l'individu stabilise sa motricité lors de l'exécution de ladite nouvelle tâche.

3.2. Apprentissages et exosquelettes

Peu d'études mentionnent le fait de familiariser les participants aux exosquelettes testés. Sur un corpus de 51 études provenant de trois revues de littérature portant sur les exosquelettes de manutention (de Looze et al., 2016 ; McFarland & Fischer, 2019 ; Theurel & Desbrosses, 2019), la moitié d'entre elles ne mentionnent pas de familiarisation à l'exosquelette avant de commencer les mesures. Dans les 26 études restantes, seulement neuf comprennent une description des tâches effectuées et de la durée de la période de familiarisation. Parmi ces études, seules deux études se sont intéressées aux exosquelettes d'assistance du dos, avec une période de familiarisation soit de quelques essais (Abdoli-E et al., 2006), soit d'une session de deux heures (Alemi et al., 2020). Les autres études (Gillette & Stephenson, 2019 ; Kim &

Nussbaum, 2019 ; Luger et al., 2019 ; Moyon et al., 2019 ; Smets, 2019 ; Theurel et al., 2018 ; Van Engelhoven et al., 2019) ont plutôt évalué des exosquelettes assistant les membres supérieurs ou inférieurs avec des durées de familiarisation allant de 10 minutes (Van Engelhoven et al., 2019) à 4 sessions de 97 minutes (Theurel et al., 2018). Cependant, malgré l'intérêt de ces équipes à familiariser les participants aux exosquelettes testés, aucune de ces études n'a vérifié l'apparition d'une stabilisation dans les variables biomécaniques pour attester que les participants étaient bien familiarisés aux exosquelettes testés. De plus, hormis la durée des protocoles de familiarisation utilisés, très peu d'informations concernant leur contenu sont apportées dans ces études.

En revanche, certaines recherches portant sur les exosquelettes assistant l'articulation de cheville lors de tâches de marche ont mis en évidence une phase d'habituation à l'exosquelette fraîchement pris en main par les participants, suivie d'une stabilisation du comportement moteur (Diamond-Ouellette et al., 2022 ; Galle et al., 2013 ; Gordon & Ferris, 2007 ; Panizzolo et al., 2019). Plus spécifiquement, Galle et ses collaborateurs (2013) ont familiarisé 9 femmes à l'utilisation d'un exosquelette assistant la cheville. L'exosquelette utilisé était un modèle robotisé, doté de deux segments rigides (pied et jambe) articulés au niveau de la cheville sur l'axe de flexion/extension. L'assistance était fournie grâce un système pneumatique contrôlé par l'activité électromyographique mesurée sur le soléaire. Ils ont montré qu'une période de 18,5 minutes (Figure 6 : « adaptation ») était suffisante pour observer une stabilisation de la consommation énergétique (Figure 6 : « adapted period ») lors de la familiarisation à l'exosquelette à la marche.

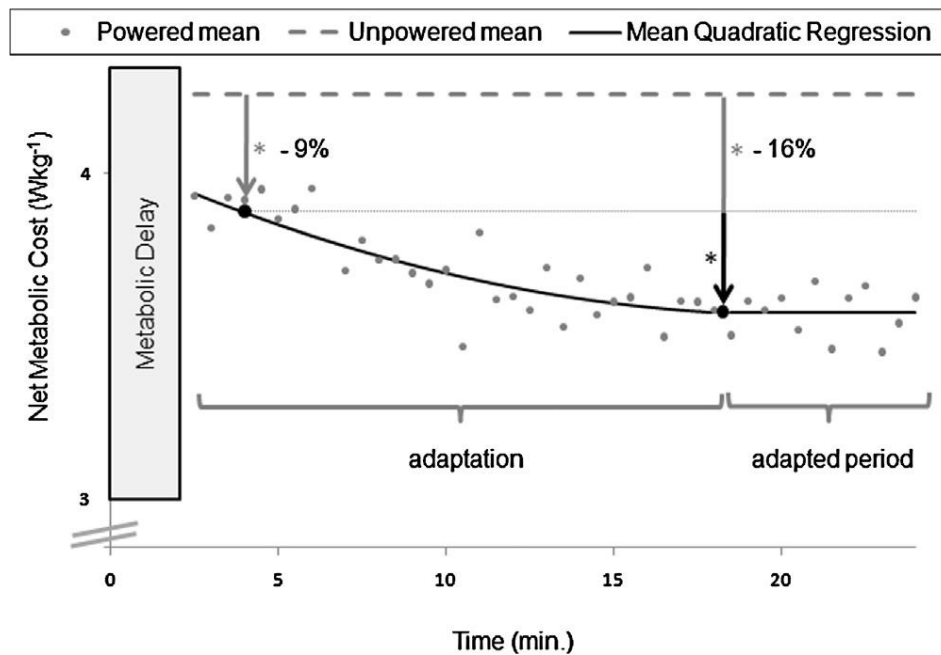


Figure 6 : Graphique de Galle et al., (2013). Evolution du coût métabolique au cours d'une période familiarisation à l'utilisation d'un exosquelette assistant la cheville lors d'une tâche de marche. La ligne pointillée représente la condition sans assistance (Unpowered mean) de l'exosquelette, les points gris les différents points de mesure avec assistance (Powered mean) et la ligne noire la régression quadratique moyenne avec assistance (Mean Quadratic Regression). Le rectangle gris représente le délai métabolique correspondant à la stabilisation des paramètres métaboliques en début d'exercice (Metabolic Delay).

De plus, cette diminution du coût énergétique lors d'une tâche de marche a également été démontrée lors de l'évaluation d'un protocole de familiarisation de 3 sessions de 20 minutes à un exosquelette assistant la hanche lors d'une tâche de marche (Panizzolo et al., 2019), ainsi que lors de l'utilisation d'un exosquelette pluri-articulaire assistant les membres inférieurs après 9 jours de familiarisation (Diamond-Ouellette et al., 2022). Par ailleurs, Gordon & Ferris, (2007) ont montré une modification de l'activité électromyographique du soléaire et de l'angle de la cheville lors de l'utilisation d'un exosquelette assistant la cheville lors d'une tâche de marche. Ils ont montré un effet de la pratique avec une perturbation de la motricité lors des premières minutes d'utilisation comparé à la motricité sans exosquelette, suivi d'un retour à un pattern normal une fois les participants habitués à utiliser l'exosquelette après seulement 30 minutes.

Enfin, Smets (2019) a observé l'effet de l'usage prolongé d'un exosquelette d'assistance des membres supérieurs lors de tâches d'assemblage de voitures au-dessus de la tête. Il a

notamment mesuré l'inconfort perçu par trois utilisateurs et observé une stabilisation de celui-ci après 2 mois d'utilisation. Ces mesures, bien que subjectives et concernant un faible échantillon, indiquent une adaptation à l'usage de l'exosquelette en termes de confort après une période de familiarisation à l'usage de celui-ci (Figure 7).

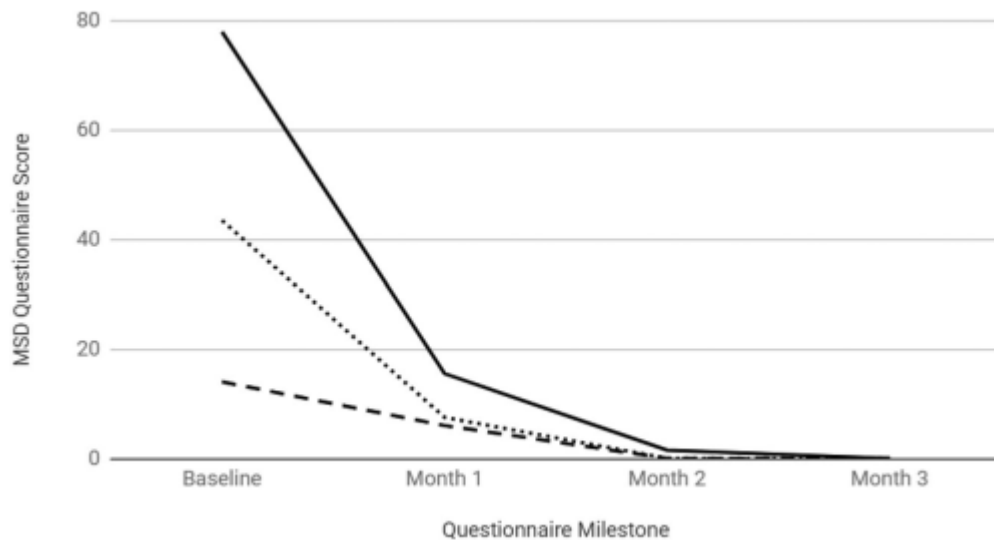


Figure 7 : Graphique de Smets (2019). Evolution du score du questionnaire de TMS de Cornell au cours de 3 mois d'utilisation de l'exosquelette. Une première mesure a été effectuée au lors du premier contact avec l'exosquelette (« Baseline ») puis chaque mois pendant 3 mois (« Month 1 » à « Month 3 »). Chaque ligne représente un participant.

3.2.1. Conclusion

La familiarisation à l'usage d'un exosquelette semble donc influencer les variables mesurées pour quantifier les effets des exosquelettes d'assistance des membres inférieurs ou supérieurs, autant sur des paramètres métaboliques, biomécaniques que subjectifs. Cependant, le nombre d'études décrivant ce phénomène reste relativement faible, entraînant une compréhension partielle. **De plus, aucune étude ne s'est penchée sur l'effet d'un protocole de familiarisation lors de l'utilisation d'exosquelettes assistant le dos lors de tâches de manutention.** Or, rien n'indique que le phénomène de familiarisation observé lors de l'utilisation prolongée d'exosquelettes de cheville à la marche ne soit pas observable lors de l'utilisation d'un exosquelette assistant le dos lors de tâches de manutentions. Si tel est le cas, l'évaluation des exosquelettes d'assistance du dos serait, dans la plupart des articles, biaisée par un comportement moteur mesuré non représentatif du comportement moteur observable à long terme. **Ainsi, il apparaît nécessaire d'évaluer le processus de familiarisation à l'usage d'exosquelette de manutention.** Ceci permettrait d'une part d'établir un cadre d'évaluation

des exosquelettes permettant d'assurer une mesure représentative d'un comportement moteur ayant lieu sur le long terme. D'autre part, la caractérisation du processus de familiarisation à l'exosquelette permettrait d'éditer des recommandations quant à l'intégration du dispositif sur le terrain, afin de garantir une utilisation sans risque dans les entreprises.

Une fois le processus de familiarisation caractérisé grâce aux variables biomécaniques classiquement étudiées dans la littérature, il apparaît nécessaire d'évaluer les changements de coordinations qui sous-tendent ces modifications mécaniques. En effet, les changements biomécaniques observés, témoins d'un changement de comportement moteur, peuvent être le fruit de changements dans le contrôle moteur de la part du système nerveux central.

4. Coordinations et contrôle neuromusculaire

4.1. Régulation de la motricité par le système nerveux central et synergies musculaires

Le système nerveux central régule l'activité musculaire via une multitude de structures nerveuses. Bernstein, (1967), a commencé à tenter de comprendre comment la commande motrice était simplifiée au niveau des structures centrales pour que le SNC ne soit pas submergé par une quantité d'informations trop importantes à générer pour les muscles. Depuis ces travaux, plusieurs équipes ont cherché des preuves physiologiques d'une simplification de la commande motrice par l'utilisation de structures neuro-motrices de bas niveau (Bizzi & Cheung, 2013). Les synergies musculaires sont une hypothèse de fonctionnement permettant la simplification de la commande motrice via l'utilisation de modules moteurs, structures neuro-motrices de bas niveau, localisés dans la moelle spinale (Bizzi & Cheung, 2013). En ce sens, Lemay & Grill (2004) et Tresch & Bizzi (1999) ont mis en évidence la présence de ces modules moteurs chez l'animal, caractérisés par une unité fonctionnelle d'interneurones spinaux qui génèrent un pattern d'activation musculaire spécifique visant à produire le mouvement correspondant. De plus, la présence de ces modules moteurs dans le contrôle du mouvement volontaire chez l'humain est aussi appuyée par la littérature (Bizzi & Cheung, 2013).

Les synergies musculaires (Figure 8) peuvent être conçues comme des blocs de construction (modules moteurs) dont la somme permet la production de nombreux mouvements. Ainsi, la réduction du nombre de degrés de liberté à un nombre inférieur au nombre de muscles à contrôler permettrait une simplification de la commande motrice. Chaque synergie comprenant plusieurs muscles activés suivant un pattern commun, le SNC pourrait alors contrôler un

nombre de synergies inférieur au nombre de muscles à contrôler indépendamment (Bizzi & Cheung, 2013). Les synergies musculaires sont décomposées en deux composantes : une composante spatiale et une seconde composante temporelle. La composante spatiale, appelée aussi vecteurs, définit les muscles qui entrent en jeu dans ladite synergie. Chacun des muscles aura alors un poids plus ou moins élevé au sein de cette synergie. La seconde, temporelle, appelée coefficients, déterminera le pattern d'activation de cette synergie au cours du temps. Elle sera plus ou moins activée au cours d'un cycle moteur (cycle de marche, de pédalage, de manutention). Les changements dans les composantes des synergies peuvent être interprétés différemment. Les modifications dans le nombre de synergies extraits pour un même mouvement, ou dans leur composition (la composante spatiale), peuvent être associés à des changements de niveau cortical (Clark et al., 2010 ; Martino et al., 2015). A l'inverse, des changements ayant lieu dans les coefficients d'activation (la composante temporelle), seraient plutôt liés à des difficultés d'intégration des informations sensorielles par les structures neurales de bas niveau (Cheung et al., 2005 ; Fabre-Adinolfi et al., 2018). Pour extraire ces synergies musculaires, la factorisation matricielle non négative (Lee & Seung, 1999 ; Lee & Seung, 2001) est la technique la plus fréquente permettant l'extraction des synergies musculaires (Bizzi & Cheung, 2013).

Par exemple, lors d'un accident vasculaire cérébrale, le membre supérieur ou inférieur, affecté par un contrôle moteur altéré, est régi par le même nombre de synergies que le membre sain controlatéral. De plus, les synergies utilisées pour la motricité du membre lésé contiennent les mêmes muscles que celles du membre sain (Cheung et al., 2009 ; Clark et al., 2010). Cela met en évidence la présence de modules moteurs de bas niveaux dans la régulation du mouvement (Bizzi & Cheung, 2013 ; Cheung et al., 2009 ; Clark et al., 2010). D'autre part, plusieurs auteurs ont montré des synergies spécifiques à diverses populations ayant acquis une certaine expertise motrice (Bizzi & Cheung, 2013), comme chez les pianistes (Gentner et al., 2010) ou les gymnastes (Frère & Hug, 2012).

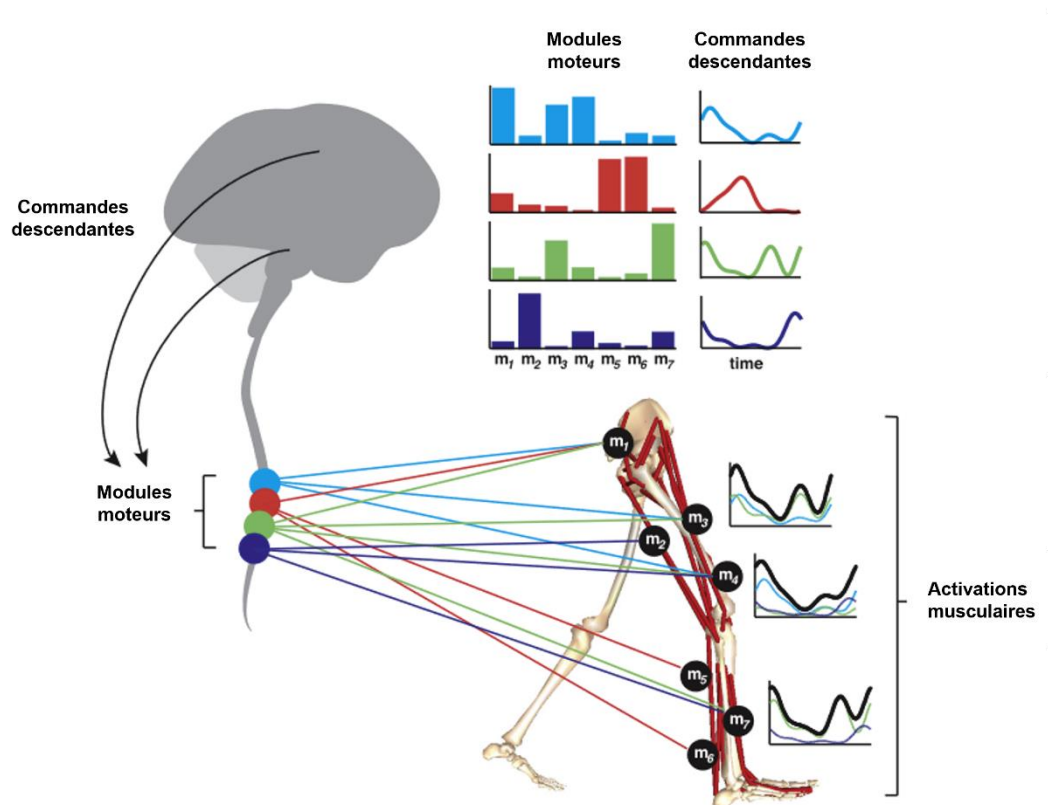


Figure 8 : Figure adaptée de Ting et al. (2015). Représentation schématique des synergies musculaires.

4.2. Synergies musculaires et apprentissages moteurs

Les apprentissages moteurs peuvent être caractérisés par une modification du nombre de synergies, de la répartition des vecteurs en leur sein, et de la variabilité des coefficients d'activation. L'apprentissage de la marche chez l'enfant va par exemple être caractérisé par l'augmentation du nombre de synergies musculaires et la diminution de la variabilité des coefficients d'activation (Dominici et al., 2011). Cela suggère que la motricité de marche devient de plus en plus fine et reproductible avec l'apprentissage. Ranganathan et al. (2016) ont quant à eux montré que l'apprentissage d'une technique de marche spécifique, entraînait une modification de la composante spatiale des modules moteurs. Ces résultats suggèrent que les modifications observées sont le résultat des contraintes de la tâche plutôt que d'une réorganisation corticale du contrôle moteur.

4.3. Synergies musculaires et exosquelettes

Plusieurs travaux ont porté sur la modulation des synergies lors d'utilisation d'exosquelettes. Premièrement, Gordon & Ferris, (2007) ont étudié l'effet de l'utilisation d'un exosquelette assistant la cheville lors d'une tâche de marche sur les coordinations musculaires.

Ils ont demandé à dix participants de marcher avec un exosquelette actif assistant la flexion plantaire lors d'une tâche de marche lors de deux sessions de 30 minutes espacées de 3 jours et précédées et suivies de marche avec l'exosquelette désactivé. Ils ont observé une modification des pattern et amplitude d'activation du soleus lors des premières minutes d'utilisation de l'exosquelette. Cependant, après 30 minutes d'utilisation de l'exosquelette, le pattern concordait à nouveau avec celui observé sans exosquelette, mais avec une plus faible amplitude. Lors de la deuxième session, les adaptations apprises lors de la session étaient encore présentes en début de session et consolidées au fur et à mesure de la session. Les angles de flexion de cheville mesurés conjointement à l'activité musculaire du soleus ont évolué de la même façon que l'activité EMG, renforçant la modulation de l'activité musculaire décrite précédemment.

Steele et al., (2017) ont montré que l'utilisation d'un exosquelette assistant activement la cheville lors de la marche impactait les synergies sur les composantes spatiale et temporelle, suggérant une modulation de la motricité à la fois par les structures corticales et sous corticales. De plus, Tan et al. (2019) ont étudié l'effet de l'utilisation d'un exosquelette robotisé assistant le dos lors d'une tâche de stoop. Ils ont demandé à 20 participants d'effectuer une tâche de stoop avec une charge de 6 kg pour les femmes et 12 kg pour les hommes. Ils n'ont pas observé de différence dans les vecteurs, c'est-à-dire dans la composante spatiale des synergies musculaires. Cependant, les coefficients d'activation ont légèrement varié avec l'utilisation de l'exosquelette. Cependant, peu de muscles étaient mesurés : biceps brachii (BB), latissimus dorsi (LD), erector spinae (ES) et gluteus maximus (GM). Ces muscles étaient mesurés de façon bilatérale, donc huit muscles étaient pris en compte dans le calcul des synergies, mais la tâche n'induisant pas d'asymétrie dans le plan frontal, aucune différence n'a été mesurée dans les patterns d'activation de ces muscles entre les deux côtés. Enfin, Jacobs et al. (2018) ont étudié la familiarisation à l'utilisation d'un exosquelette assistant activement la cheville lors de 3 sessions de 30 minutes. Premièrement, l'exosquelette n'a pas eu d'effet significatif sur le nombre de synergies extraites et leur contenu. Ils ont montré que les synergies extraites étaient globalement stables face à l'introduction de l'exosquelette. Cependant, ils ont montré qu'avec la pratique, la variabilité des recrutements musculaires diminuait, suggérant plus de stabilité dans le contrôle du mouvement. En particulier, ces adaptations étaient plutôt effectuées sur la

composante temporelle des synergies plutôt que sur leur composante spatiale, suggérant que les changements observés résultaient des contraintes externes de la tâche.

La littérature tend donc à montrer que l'utilisation d'un exosquelette peut modifier la modulation du comportement moteur via la modification de synergies musculaires (Jacobs et al., 2018 ; Steele et al., 2017 ; Tan et al., 2019) ou de patterns d'activations (Gordon et Ferris, 2007). De plus, le processus de familiarisation observé sur le coût cardiaque lors de l'utilisation d'exosquelettes de cheville à la marche semble aussi être observable au niveau des coordinations musculaires avec le même type d'exosquelette (Gordon et Ferris, 2007). **En ce sens, la modulation des synergies musculaires semble possible lors du processus de familiarisation à l'utilisation d'un exosquelette.**

Ces modifications dans la modulation du contrôle du mouvement sont susceptibles d'induire, comme l'ont montré Gordon et Ferris (2007), une modification de la motricité observée sur des variables biomécaniques classiques (modification du pattern d'activation du soléaire et de l'angle de la cheville). Si le contrôle du mouvement est modifié, que la cinématique qui en résulte est également altérée, il est alors probable que la mécanique interne du système musculosquelettique dans son ensemble soit modifiée avec l'apprentissage moteur. Si tel est le cas, l'évaluation de l'effet d'un exosquelette sur les contraintes mécaniques subies par le système musculosquelettique serait alors à effectuer idéalement à l'issue d'une période de familiarisation, garantissant un contrôle du mouvement stabilisé.

5. Modélisation musculosquelettique

Pour comprendre l'effet potentiellement bénéfique du port d'un exosquelette sur le risque de lombalgie décrit plus haut, il est possible d'évaluer les contraintes articulaires lors de son utilisation, comme les forces de compression et de cisaillement de la charnière lombo-sacrée. Cette approche, permise par la modélisation musculosquelettique, permet d'évaluer les paramètres les plus susceptibles d'induire des TMS, les analyses basées sur la simple activité musculaire ou la cinématique articulaire n'étant pas directement liées aux contraintes supportées par le système musculosquelettique.

5.1. Pourquoi avoir recourt à la modélisation musculosquelettique ?

Les variables biomécaniques classiquement utilisées dans la littérature ne permettent pas d'évaluer l'effet des exosquelettes sur les contraintes subies par les structures anatomiques. Premièrement, l'électromyographie de surface, souvent utilisée pour rendre compte de la contrainte subie par les muscles érecteurs du rachis, ne renseigne pas les contraintes mécaniques subies par ceux-ci. En effet, le signal mesuré n'est que la commande neuromusculaire et non un signal de force. Même si l'intensité du signal EMG est corrélée à la force développée par le muscle lors de contractions isométriques, cette corrélation disparaît lors de contractions concentriques ou excentriques (De Luca, 1997 ; Goubel & Lessel-Corbeil, 2003). Cela étant dû à divers facteurs, comme le déplacement des fibres sous l'électrode ou d'autres développés ci-dessous. La seule excitation de la fibre musculaire ne suffit donc pas à définir la force que celle-ci va produire. Ensuite, la force produite par le muscle est aussi dépendante de la force maximale pouvant être produite par ce muscle (Herman, 2016). Cette force maximale est corrélée à la surface de coupe anatomique de ce dernier, car plus le muscle contient de fibres musculaires disposées en parallèle, plus il peut produire de force. La force activement développée par le muscle dépend également de la longueur relative du muscle lors de la contraction (Goubel & Lessel-Corbeil, 2003). En effet, celle-ci conditionne le nombre de ponts actine-myosine pouvant être mis en place dans chaque fibre musculaire pour faire glisser les filaments d'actine et de myosine les uns contre les autres (Figure 9). Ensuite, la force passive développée par le muscle dépend également de la longueur relative du muscle, les structures le composant étant élastiques. De ce fait, si le muscle a une longueur inférieure à sa longueur de repos, aucune force passive ne sera produite. À l'inverse, si sa longueur relative dépasse la longueur de repos, la force élastique produite augmentera avec la longueur du muscle de façon exponentielle. Enfin, la force produite par le muscle dépendra aussi de la vitesse de raccourcissement de ce dernier. Plus la vitesse de raccourcissement est élevée, moins le muscle a de capacité à produire de la force. Cette relation force-vitesse fut théorisée grâce à la relation de Hill (Figure 10, Goubel & Lessel-Corbeil, 2003). La modélisation musculosquelettique doit donc prendre en compte ces paramètres de mécanique musculaire afin de prétendre estimer au mieux les forces développées par les muscles.

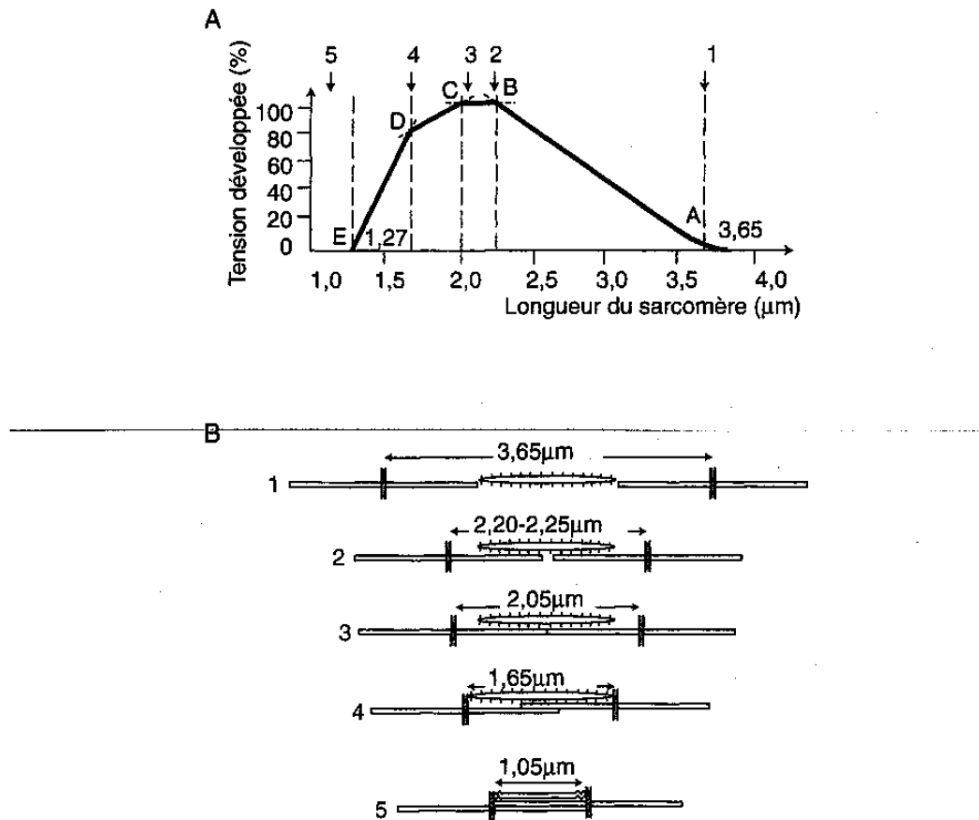


Figure 9 : Interprétation de la relation force-longueur en termes de filaments glissants (d'après Gordon et al., 1966). Les tensions développées, pour différentes longueurs de sarcomères lors de contractions tétaniques isométriques de fibres isolées, à 0°C, sont représentées en (A). Les nombres de 1 à 5, renvoient à la disposition des filaments au sein du sarcomères, illustrée en (B) et déduite d'observations au microscope. Graphique proposé par Goubel et Lenseil-Corbeil (2003).

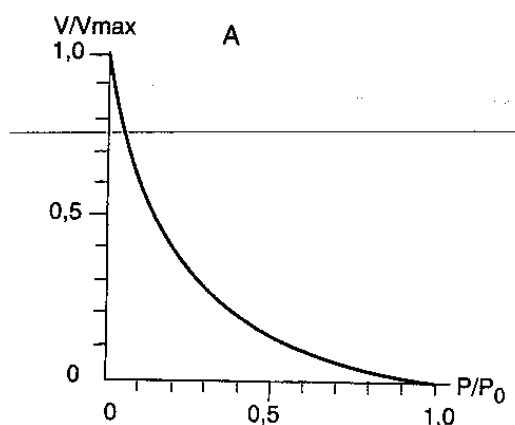


Figure 10 : Relation force-vitesse. V/V_{max} = vitesse de raccourcissement normalisée par rapport à la vitesse maximale. Résultats obtenus sur le sartorius de grenouilles par A.V. Hill (1964). Graphique proposé par Goubel et Lenseil-Corbeil (2003).

Par ailleurs, une simple quantification des moments articulaires au niveau de l'articulation L5/S1 (Frost et al., 2009) n'est qu'une réponse partielle à la question des contraintes mécaniques subies par l'articulation. En effet, dans le cas d'un alignement entre deux segments, le moment articulaire peut être faible, sans pour autant nécessairement induire des forces de contact faibles entre les surfaces articulaires. En ce sens, la quantification des forces de réaction articulaire, i.e. de compression et de cisaillement antéro-postérieur, sont les variables paraissant les plus à même de décrire la contrainte subie par les surfaces articulaires. Ces forces de contact sont influencées par la cinématique et la dynamique, calculées par dynamique inverse, mais également par les forces musculaires agissant sur les segments, les comprimant ainsi les uns contre les autres. L'estimation de ces forces de contact doit donc prendre en compte des paramètres mécaniques osseux, ainsi que les paramètres dynamiques musculaires. Le modèle permettant de calculer ces paramètres doit donc inclure ces deux composantes, et la modélisation musculosquelettique entre alors en jeu.

Comme énoncé plus haut, plusieurs études ont quantifié ces contraintes articulaires sur le rachis lombaire pour évaluer l'effet de différents exosquelettes (Koopman, Näf, et al., 2020 ; Madinei & Nussbaum, 2023 ; Picchiotti et al., 2019). Cependant, aucune étude n'a porté sur une population ayant suivi un protocole de familiarisation à l'exosquelette et cela peut entraîner un biais dans l'évaluation de l'effet de l'exosquelette testé en négligeant les adaptations motrices à long terme. De plus, les études citées plus haut se sont concentrées sur des exosquelettes rigides passifs, plus simples à modéliser. Les exosquelettes textiles, parfois privilégiés en entreprise pour le faible coût et leur faible encombrement, n'ont pas été évalués avec ce type de variables. Ainsi, il y a un besoin d'évaluer l'efficacité des exosquelettes passifs d'assistance du dos sur les contraintes articulaires afin de déterminer s'ils sont un outil de prévention efficace pour réduire les TMS.

5.2. Qu'est-ce que la modélisation musculosquelettique ?

La modélisation musculosquelettique vise à regrouper en un modèle unique la cinématique et la cinétique du squelette, des muscles squelettiques, et leurs interactions. La première étape consiste à déterminer les moments articulaires internes à l'aide d'une procédure de dynamique inverse. Dans un second temps, les forces exercées par les muscles sur les os sont calculées. Celles-ci dépendent des bras de levier des lignes d'action musculaire par rapport à l'articulation qu'ils mobilisent et du moment articulaire interne calculé en dynamique inverse. Ainsi, la somme des produits des forces musculaires par leurs bras de levier respectifs doit être égale au

moment articulaire calculé en dynamique inverse. La difficulté de cette approche réside dans la distribution des forces musculaires sur les différents muscles croisant une même articulation. Pour résoudre ce problème, plusieurs approches ont été utilisées dans la littérature.

Plusieurs auteurs ont quantifié les forces musculaires et les contraintes articulaires qui en découlent à l'aide de modèle musculosquelettiques EMG (Granata & Marras, 1995 ; Koopman, Näf, et al., 2020 ; Van Dieën & Kingma, 2005). La distribution des forces musculaires entre les différents muscles est faite grâce au recueil de signaux EMG des principaux muscles agonistes et antagonistes au mouvement analysé. L'avantage de cette approche est qu'elle permet d'estimer les forces musculaires en suivant des patterns d'activation proches de ceux édités par le système nerveux central. Cependant, il est difficile de mesurer tous les muscles sollicités par EMG de surface et le phénomène de crosstalk vient dégrader la variabilité des signaux. De plus, l'instrumentation des participant peut être très contraignante, à cause du nombre d'électrodes requis et des contraintes inhérentes à l'EMG (temps pour équiper les participants, irritations, sensibilité à la transpiration).

L'alternative à l'utilisation de signaux EMG pour répartir la force entre les différents muscles croisant une même articulation est l'optimisation statique. Cette technique permet de distribuer la force entre les muscles en suivant un critère d'optimisation défini arbitrairement. L'optimisation va prendre en compte divers paramètres physiologiques intégrés au modèle (force maximale des différents muscles, relation force/vitesse/longueur, délai électromécanique) pour répartir les forces entre les muscles en respectant au mieux le critère d'optimisation. L'avantage de cette technique est qu'elle s'affranchit de toutes les limites inhérentes aux mesures EMG. Cependant, elle n'est pas très efficace pour déterminer de façon précise l'activité des muscles antagonistes au mouvement mesuré (Cholewicki et al., 1995 ; Forster et al., 2004).

La plateforme OpenSim (<https://simtk.org/projects/opensim>) est aujourd'hui plébiscitée par nombre de chercheurs pour la modélisation musculosquelettique (Delp et al., 2007). C'est une solution opensource, totalement libre d'accès, avec une communauté active de plus en plus nombreuse et bienveillante. Une multitude de modèles est disponible en libre accès pour diverses tâches comme la marche (Rajagopal et al., 2016), les tâche de manutention (Beaucage-Gauvreau et al., 2019 ; Bruno et al., 2015), les mouvements de l'épaule (Seth et al., 2016). Ces modèles sont régulièrement améliorés par la communauté et validés pour diverses tâches. Certains modèles sont parfois combinés pour créer des modèles plus complets ou plus polyvalents en termes de tâches simulées. La répartition des forces musculaires entre les différents muscles y est faite grâce à une procédure d'optimisation statique, mais l'utilisation

de signaux EMG est possible pour affiner les patterns d'activation. D'autres plateformes permettent de quantifier les forces musculaires (AnyBody, Matlab BoB), mais ces solutions sont payantes et la communauté d'utilisateurs est moins importante.

L'élaboration d'un modèle musculosquelettique est une tâche fastidieuse. La validation de celui-ci sur les tâches pour lesquelles il est conçu n'est pas non plus facile. Dans ce contexte, il convient de choisir un modèle existant et si possible validé sur les tâches d'intérêt pour évaluer l'effet de la condition qui nous intéresse, ici l'effet d'un exosquelette d'assistance du dos sur les forces de réaction articulaires lors d'une tâche de manutention.

5.3. Modèles OpenSim validés pour les tâches de manutention

Plusieurs modèles OpenSim corps complets sont validés pour des tâches de manutention. Ils permettent l'estimation des moments articulaires, des forces musculaires nécessaires pour produire ces moments internes, ainsi que des forces de réaction articulaire qui en découlent.

Bruno et al. (2015, Figure 11) ont publié un modèle définissant avec précision le tronc et les membres supérieurs et comprenant 552 complexes musculo-tendineux. Le modèle fût ensuite repris par Burkhart et al. (2020) pour y ajouter les membres inférieurs avec 54 complexes musculo-tendineux. Ce modèle présente l'avantage de disposer de deux versions génériques, une féminine et une masculine, et d'avoir une précision importante dans la définition des trajets et insertions des complexes musculo-tendineux (CT-scan sur 51 participants). Le problème de ce modèle est qu'il nécessite beaucoup de marqueurs dans le dos du participant mesuré. Or, la présence de l'exosquelette limite la quantité de marqueurs pouvant être utilisée à ce niveau, puisqu'il entre en conflit avec ceux-ci lors des mouvements.

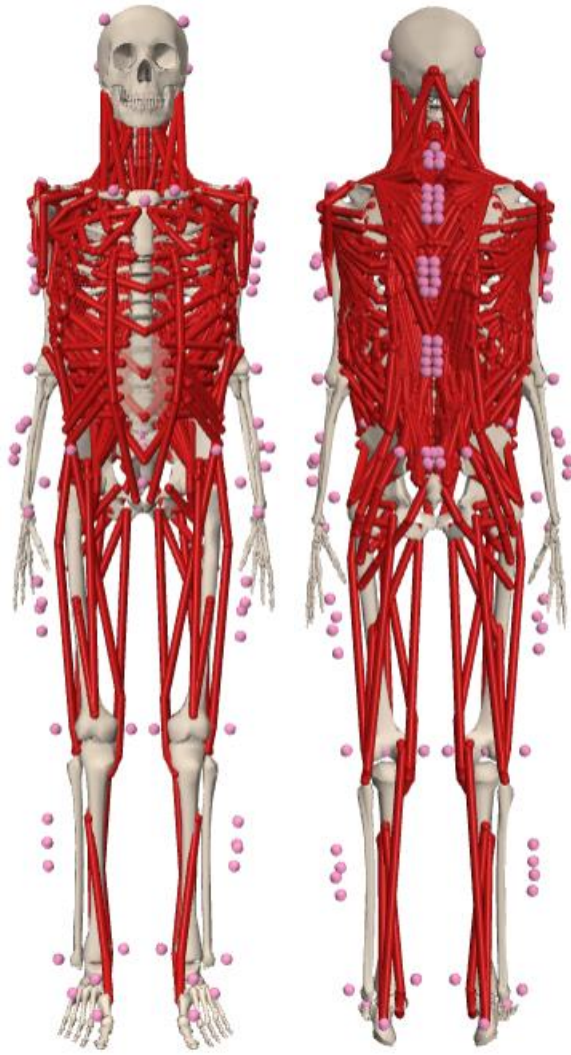


Figure 11 : Modèle corps complet proposé par Bruno et al. (2015).

Beaucage-Gauvreau et al. (2019) ont publié un modèle corps complet comprenant 238 complexes musculo-tendineux répartis sur le tronc, basé sur des modèles antérieurs (Figure 12 ; Christophy et al., 2012 ; Raabe & Chaudhari, 2016). Ce modèle a été validé lors de tâches de manutention, notamment stoop et squat. Ce modèle présente l'avantage de ne nécessiter que peu de marqueurs sur le tronc pour fonctionner, permettant ainsi de l'utiliser avec l'exosquelette. Le thorax est modélisé en un seul segment rigide. Les lombaires sont modélisées en plusieurs segments (un segment par vertèbre). Ainsi, il y a une articulation à 3 degrés de liberté entre chaque vertèbre lombaire, de T12/L1 à L5/S1. La cinématique des articulations intervertébrales n'est pas mesurée pour chaque articulation, seules les positions du bassin et du thorax sont mesurées. Ensuite, l'angle bassin/thorax est calculé et réparti entre chacune des articulations intervertébrales citées plus haut. La cinématique des articulations intervertébrales lombaires se fait donc en fonction de l'angle thorax/pelvis en utilisant une relation linéaire. Ces

deux simplifications, i.e. le thorax rigide et la cinématique lombaire suivant une fonction linéaire, ont pour conséquence une estimation précise des contraintes articulaires uniquement au niveau des articulations L5/S1 et L4/L5, les articulations caudales étant mal estimées par le modèle. Par ailleurs, le modèle n'inclut pas les caractéristiques non linéaires des structures passives (disques intervertébraux, ligaments), limitant ainsi l'estimation précise des contraintes articulaires (Beaucage-Gauvreau et al., 2019 ; Wang et al., 2019). Ce modèle a été comparé par Beaucage-Gauvreau et al., (2019) à la littérature, et les résultats concernant les moments et forces de réaction articulaire sont comparables aux précédents travaux sur les tâches de stoop et squat (Kingma et al., 2016 ; Potvin et al., 1991). En particulier, les résultats de Beaucage-Gauvreau et al., (2019) sont concordants avec les mesures in-vivo précédemment effectuées sur les mêmes tâches (Sato et al., 1999 ; Takahashi et al., 2006 ; Wilke et al., 2001) renforçant la pertinence de ce modèle pour quantifier les contraintes vertébrales lors de tâches de manutention.

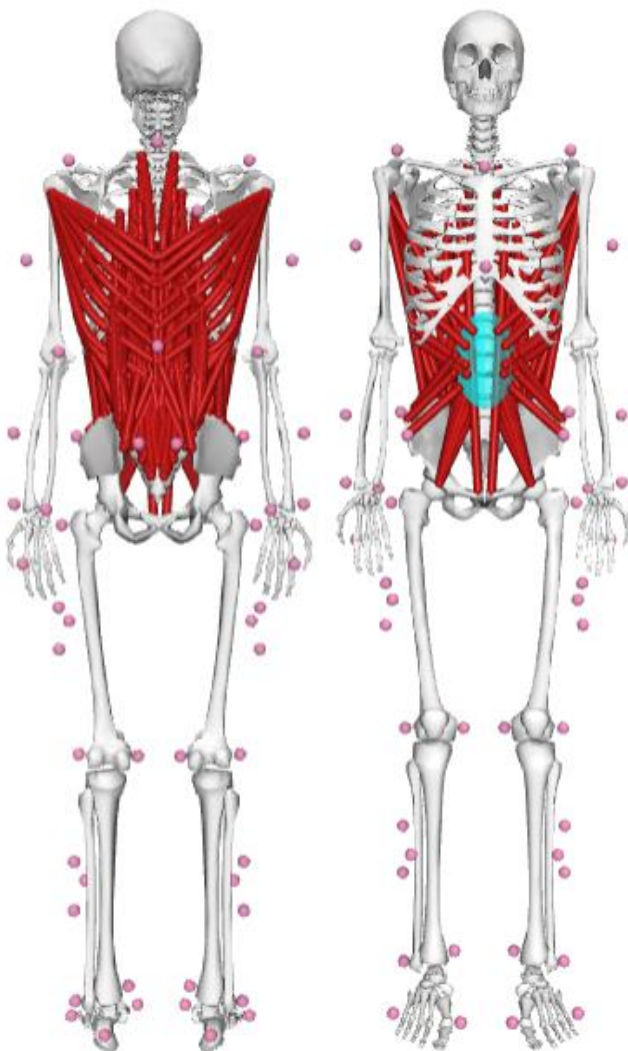


Figure 12 : Modèle corps complet proposé par Beaucage-Gauvreau et al. (2019).

Plusieurs outils de modélisation musculosquelettique sont à disposition pour intégrer un exosquelette passif textile dans un modèle existant. La mesure cinématique permettant d'utiliser le modèle doit être suffisamment simple pour ne pas entrer en conflit avec l'exosquelette, une fois celui-ci porté par l'utilisateur. De plus, l'intégration de structures élastiques passives doit être possible pour modéliser l'action de l'exosquelette sur les segments en fonction de la tension des structures élastiques. **Le modèle proposé par Beaucage-Gauvreau et al., (2019) sur OpenSim semble à priori pertinent et remplir tous les critères nécessaires à son utilisation pour modéliser l'effet d'un exosquelette passif textile. Il permettra de quantifier l'effet de l'exosquelette sur les contraintes articulaires, facteurs de risques musculosquelettiques.** Il conviendra néanmoins de vérifier la faisabilité de la construction de ce modèle et d'éprouver sa pertinence dans la quantification des effets de l'exosquelette sur les contraintes articulaire. Cette évaluation devra être faite à la suite d'un protocole de familiarisation pour garantir une motricité représentative d'une interaction homme-objet stabilisée dans le temps (voir 3.2).

6. Problématique et objectifs généraux de la thèse

Le phénomène de familiarisation à l'utilisation d'exosquelettes est peu décrit dans la littérature et aucune étude n'a étudié son effet lors de l'utilisation d'exosquelettes d'assistance du dos lors de tâches de manutention. Cela peut entraîner un biais dans la quantification des effets biomécaniques des exosquelettes à long terme, si un état stable du comportement moteur n'est pas atteint avant l'évaluation.

De plus aucune étude n'a investigué l'effet d'un protocole de familiarisation sur l'évolution des coordinations musculaires lors de l'utilisation d'un exosquelette. Les modifications du comportement moteur susceptibles d'être induites par le processus de familiarisation à l'exosquelette sont possiblement le témoin d'une modification des coordinations musculaires produisant le mouvement.

Enfin, l'estimation du risque de TMS est souvent limitée à des mesures biomécaniques (activité musculaire des érecteurs spinaux, inclinaison du tronc), n'ayant pas un lien fort avec ceux-ci. La modélisation de paramètres exprimant les contraintes au niveau de L5/S1 permettrait une évaluation plus pertinente de l'influence d'un exosquelette sur le risque de TMS.

Le premier objectif de ce travail est donc **d'évaluer les effets d'un protocole de familiarisation à un exosquelette d'assistance du dos sur les variables biomécaniques** classiquement utilisées dans la littérature **lors de tâches de manutention**. Cela permettra d'établir des recommandations quant à la durée de familiarisation nécessaire à la stabilisation du comportement moteur des participants.

Le second objectif est de **quantifier l'évolution des coordinations musculaires lors de la familiarisation à l'utilisation d'un exosquelette d'assistance du dos lors de tâches de manutention**. Cela permettra de mieux comprendre les mécanismes sous-jacents des modifications du comportement moteur susceptibles d'apparaître lors d'un protocole de familiarisation à un exosquelette. L'évaluation de ces coordinations musculaires sera faite grâce à l'extraction de synergies musculaires.

Le troisième objectif de cette thèse est de **quantifier l'effet d'un exosquelette d'assistance du dos sur les contraintes mécaniques articulaires**, une fois les participants

familiarisés à son utilisation. Cela permettra d'évaluer les facteurs de risque des troubles musculosquelettiques avec un comportement moteur et une interaction homme-exosquelette stabilisés dans le temps. Une méthode de modélisation musculosquelettique sera privilégiée pour évaluer ces contraintes articulaires.

Chapitre 2 : Études

7. Etude 1

Effets d'un protocole de familiarisation au port d'un exosquelette textile d'assistance du dos sur le comportement moteur.

Article publié dans la revue Applied Sciences.

Favennec, A., Frère, J., Mornieux, G. (2024). Changes in Human Motor Behavior during the Familiarization with a Soft Back-Support Occupational Exoskeleton. *Applied Sciences*, 14(3), 1160. <https://doi.org/10.3390/app14031160>

Le manuscrit, dans sa version publiée, est présent en annexes.

Les résumés suivants, résultats du travail de ce chapitre, ont été soumis, acceptés et présentés aux conférences suivantes :

- **Favennec, A.,** Frère, J., Mornieux, G. (2022). Changes in the motor behaviour during a familiarisation protocol to a soft back exoskeleton. *ECSS Book of abstract, 27th Annual Congress*, page 160. (Poster)
- **Favennec, A.,** Frère, J., Mornieux, G. (2021). Familiarization to a lumbar exoskeleton during a stoop lifting task: neuromechanical adaptations and musculoskeletal disorders prevention. Journée scientifique de l'école doctorale BioSE. (Poster)

Des copies des résumés sont présentes en annexes.

7.1. Introduction

Comme décrit dans le chapitre 1, paragraphe 1.1, les TMS sont la première maladie professionnelle en France (CNAM, 2022) et les lombalgies représentent 20% des accidents de travail et 11,5 millions de journées de travail perdues par an. Les exosquelettes, également décrits dans le premier chapitre, sont conçus pour la prévention des TMS en apportant une assistance, par exemple au rachis lors de tâches impliquant l'inclinaison du tronc vers l'avant (de Looze et al., 2016 ; Theurel & Desbrosses, 2019). Comme décrit précédemment, les effets des exosquelettes passifs du dos sur la réduction de la demande musculaire lombaire sont contrastés. Par exemple, une moindre activité musculaire du dos de l'ordre de 6% à 48% a été rapportée lors de tâches de manutention avec des exosquelettes statiques (Kermavnar et al., 2021 ; Theurel & Desbrosses, 2019). Ces larges différences peuvent être attribuées à différents facteurs, comme le design de l'exosquelette et le niveau d'assistance (Theurel & Desbrosses, 2019), mais aussi du processus de familiarisation à l'exosquelette (Galle et al., 2013 ; Panizzolo et al., 2019). En ce sens, comme évoqué en introduction générale, tout comportement moteur est susceptible d'évoluer pendant une période d'adaptation aux nouveaux paramètres de la tâche, période pendant laquelle un apprentissage moteur est nécessaire pour atteindre le même comportement moteur d'avant la nouvelle tâche (Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994). Ainsi, mesurer le comportement moteur pendant une exposition aigüe à l'exosquelette peut entraîner une mesure non représentative du comportement à long terme. Autrement dit, si la familiarisation à l'exosquelette n'est pas terminée, la quantification de ses bénéfices possibles peut être mal estimée. Cela peut aussi être la source des résultats divergents observés dans la littérature, du fait des diverses périodes de familiarisation utilisées, voire de l'absence de familiarisation.

Comme décrit en chapitre 1, paragraphe 3.2, plusieurs travaux ont porté sur le processus de familiarisation à l'usage d'exosquelettes lors de tâches de marche (Diamond-Ouellette et al., 2022 ; Galle et al., 2013 ; Panizzolo et al., 2019). Par exemple, Diamond-Ouellette et al. (2022) ont récemment observé qu'un protocole de familiarisation de 9 jours à un exosquelette pluri-articulaire avait entraîné une diminution du coût métabolique lors de la marche. Cependant, ces auteurs n'ont pas caractérisé l'évolution de cette variable pendant le protocole de familiarisation. A l'inverse, Galle et al. (2013) ont montré une diminution du coût métabolique après 18,5 minutes de marche avec un exosquelette de cheville, suivi par une stabilisation. De plus, Panizzolo et al. (2019) ont étudié un protocole de familiarisation plus long, basé sur 5 sessions de 20 minutes. Ils ont observé une diminution du coût métabolique lors de la marche

avec un exosquelette de hanche jusqu'à la troisième session, suivie d'une stabilisation. En dépit des différences de type d'exosquelette, ce modèle de familiarisation quantifié avec des exosquelettes assistant la marche, pourrait être transféré à des exosquelettes passifs d'assistance du dos.

Cependant, comme décrit précédemment, peu d'études ont clairement contrôlé cette familiarisation. De plus, aucune d'elles n'a vérifié si une stabilisation du comportement moteur avait eu lieu, entraînant possiblement des données non représentatives des effets à long terme de l'exosquelette testé. Plusieurs paramètres biomécaniques, comme l'activité musculaire du tronc, la cinématique du dos, des hanches et des genoux (Bosch et al., 2016 ; Ulrey & Fathallah, 2013), la fluidité d'exécution du mouvement (Balasubramanian et al., 2015) ou la stabilité posturale (Theurel et al., 2018) pourraient être pertinents pour souligner l'influence de l'utilisation d'un exosquelette et être représentatifs du processus de familiarisation.

Ainsi, il apparaît nécessaire d'évaluer les effets de l'utilisation d'un exosquelette sur le comportement moteur, possiblement en lien avec les TMS, afin de caractériser la familiarisation à un exosquelette. Des recommandations portant sur une durée et un protocole de familiarisation pourraient alors être formulées pour garantir (1) une évaluation fiable des bénéfices de l'exosquelette et (2) que les utilisateurs pourront produire un comportement stabilisé lors de l'usage de cet exosquelette sur le lieu de travail. **L'objectif de cette étude était de caractériser le processus de familiarisation à un exosquelette textile d'assistance du dos et de déterminer le temps nécessaire pour stabiliser les variables étudiées** comme l'activité musculaire des érecteurs sur rachis, la cinématique du dos, des hanches et des genoux, la fluidité d'exécution du mouvement, la stabilité posturale, la perception de l'effort et la performance **comme des témoins du comportement moteur. Nous émettons l'hypothèse que, durant ce temps de familiarisation, une évolution (augmentation ou diminution selon la variable) sera suivie d'une stabilisation pour chaque variable.**

7.2. Matériels et méthodes

7.2.1. Population

Dix-huit hommes ($21,5 \pm 2,3$ ans, $178,3 \pm 3$ cm, $69,6 \pm 6,2$ kg) novices à l'utilisation d'un exosquelette ont participé à cette étude. Le sexe des participants pouvant interagir avec l'effet de l'exosquelette (Schwartz et al., 2021), seuls des hommes furent recrutés pour cette étude. Les critères suivant de non-inclusion furent appliqués en accord avec le comité d'éthique : personnes vulnérables, troubles neurologiques, troubles orthopédiques du dos (scoliose), usage de médicaments (antidépresseurs, antiépileptiques), blessure ou douleurs dans le dos ou dans

les membres au cours de 3 derniers mois. Cette étude était menée en accord avec les directives de la Déclaration d'Helsinki.

7.2.2. Habituation à la tâche

Premièrement, les participants furent familiarisés aux trois tâches expérimentales pour minimiser l'effet d'habituation aux tâches pendant le protocole de familiarisation à l'exosquelette. Il était demandé aux participants de soulever une caisse de 8 kg depuis le sol jusqu'à une cible visuelle en utilisant deux techniques différentes (stoop et squat). La cible la plus haute était située 105 cm au-dessus du sol et 30 cm en avant du bout des pieds des participants. Quand la caisse était posée au sol, les poignées étaient à une hauteur de 15cm. Une cadence de 15 levages par minute était imposée et contrôlée par un métronome. Douze levages étaient répétés pour chaque condition. La masse de 8 kg était en accord avec les recommandations de l'association française de normalisation AFNOR X35-109 (AFNOR, 2011). La technique de stoop (STOOP) consistait à lever la caisse en minimisant la flexion des genoux. Les participants devaient alors incliner leur tronc vers l'avant pour abaisser leurs mains à la hauteur permettant d'attraper la caisse posée au sol. La technique de squat (SQUAT) consistait à lever la caisse en fléchissant les genoux en maintenant le dos le plus droit possible. STOOP et SQUAT étaient choisis car ces tâches sont fréquemment utilisées sur le terrain et comparées dans la littérature (Schwartz et al., 2021 ; Van Dieën et al., 1999 ; Von Arx et al., 2021). En plus de ces tâches classiques de manutention, une troisième tâche, appelée tâche de précision (PRECI), consistait à déplacer une poignée munie d'un anneau le long d'un tube ayant une trajectoire oscillante (Figure 13). Il était demandé aux participants de faire cette tâche en restant debout, depuis le point de départ jusqu'à l'autre extrémité du tube, puis de revenir au point de départ. Cette tâche devait être exécutée le plus rapidement possible, sans toucher le tube avec l'anneau de la poignée (représentant une erreur). Les participants étaient libres de choisir leur position et de déplacer leurs pieds si besoin. La seule contrainte était de toujours tenir la poignée avec leur main préférentielle. La priorité était donnée à l'absence d'erreurs plutôt qu'à maximiser la vitesse. Il était demandé aux participants d'effectuer PRECI trois fois à chaque répétition. PRECI était incluse dans ce protocole pour impliquer les participants dans une tâche globale, avec une grande amplitude de mouvement pour le tronc, avec un challenge de vitesse et de précision. Toutes les tâches (STOOP, SQUAT, PRECI) ont fait l'objet d'une démonstration aux participants par l'expérimentateur et l'ordre des tâches était randomisé pour contrôler les biais (effet d'ordre, fatigue). En tout, cette période d'habituation était composée de 3 sessions de 20 minutes séparées de 48 à 72 h.

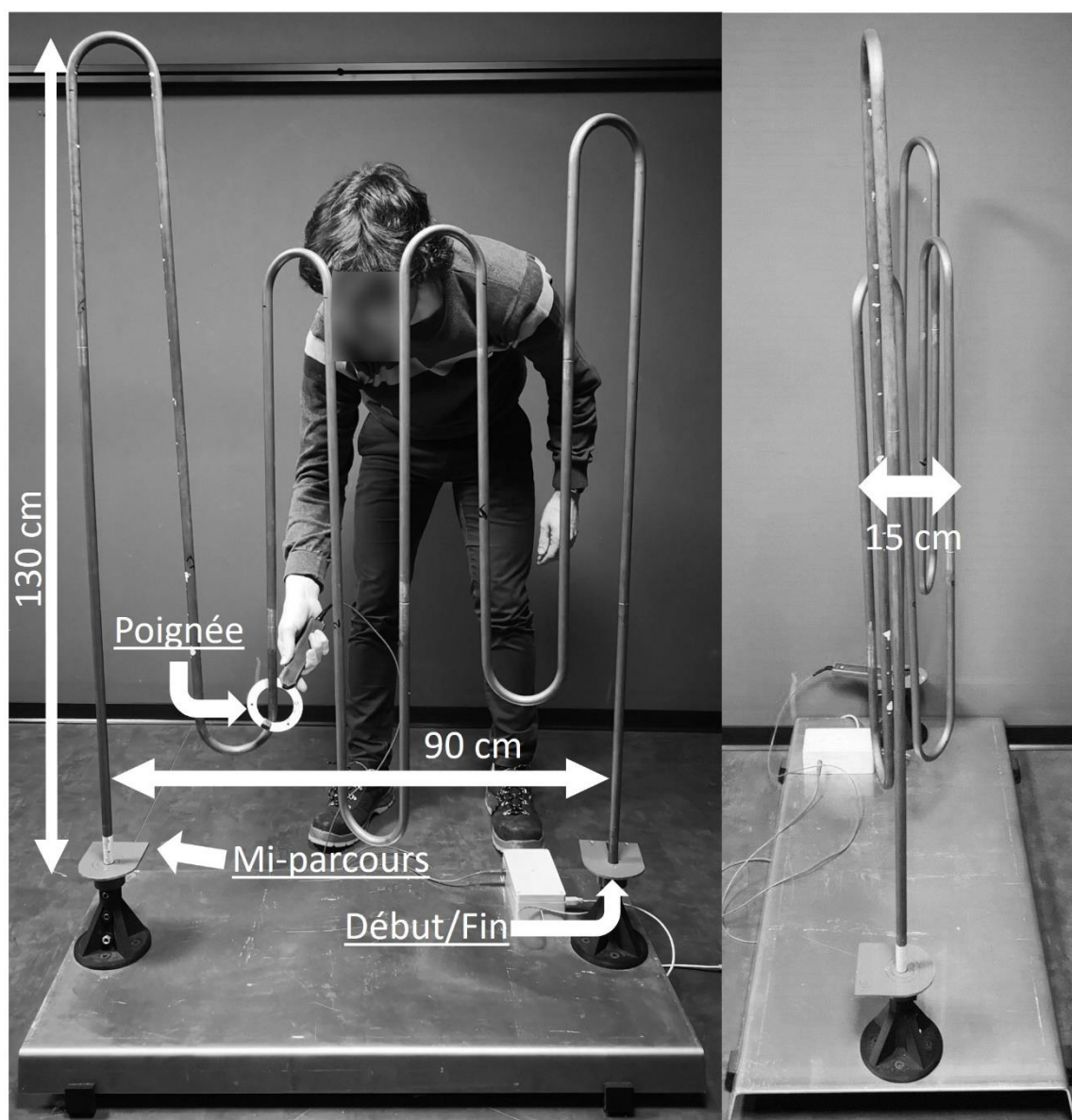


Figure 13 : Vues frontale et latérale du dispositif utilisé pour la tâche de précision (PRECI). Une carte Arduino était connectée au tube de cuivre et à l'anneau en acier attaché à la poignée en plastique.

7.2.3. Protocole de familiarisation

Le protocole de familiarisation (Figure 14) était composé de 6 sessions d'une heure réparties sur 2 semaines. Les sessions étaient espacées de 48 à 72 h, en accord avec les principes d'apprentissages moteurs (Kwon et al., 2015 ; Shea et al., 2000). Il consistait en un ensemble de tâches générales (marcher, soulever, manutentionner, motricité fine) exécutées plusieurs fois pour favoriser les apprentissages moteurs liés à l'utilisation de l'exosquelette (Day et al., 2018).

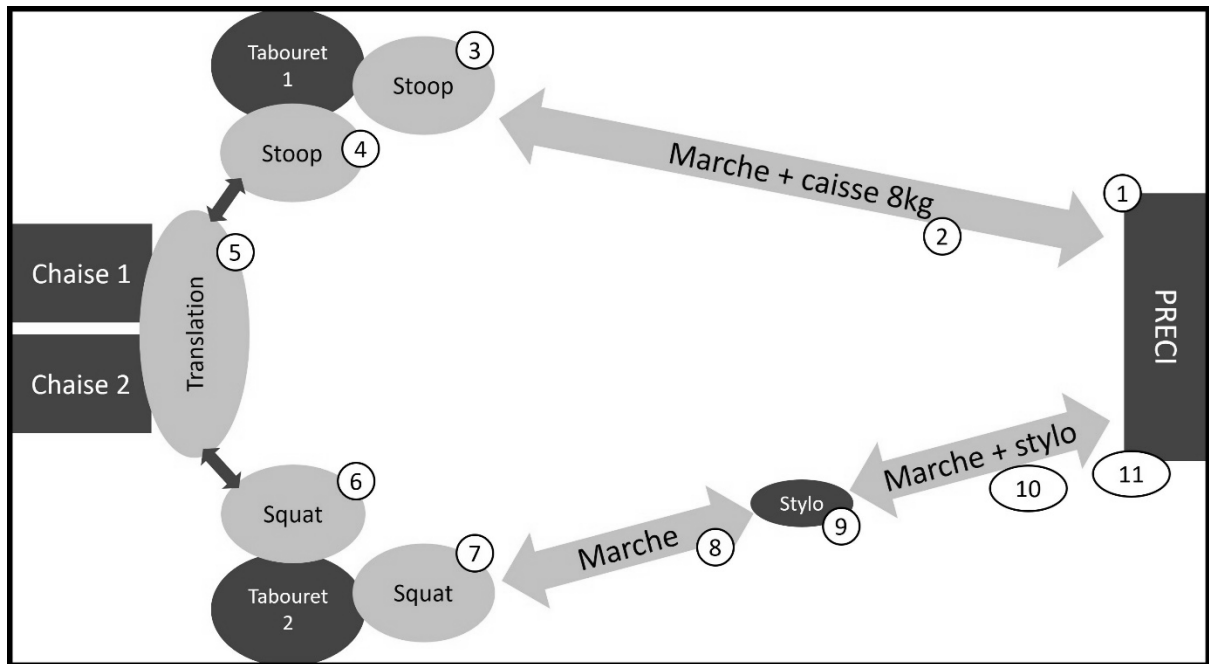


Figure 14 : Protocole de familiarisation.

Il était demandé aux participants portant l'exosquelette d'effectuer la tâche PRECI (1) puis d'attraper une caisse de 8 kg posée au sol, de marcher 4 m avec la caisse (2), puis de la poser au sol en utilisant la technique STOOP (3). Après cela, ils devaient soulever la caisse pour la poser sur le tabouret 1 situé face à eux en utilisant la technique STOOP (3). Ensuite, ils tournaient d'un quart de tour autour de tabouret 1, attrapaient la caisse et la déposaient au sol avec la technique STOOP (4). Ensuite, ils devaient lever la caisse et la poser sur la chaise 1 située sur leur gauche. Une fois face à la chaise 1, ils déplaçaient la caisse sur la chaise 2 (5). Ensuite, ils posaient la caisse face au tabouret 2 avec la technique SQUAT (6) puis effectuaient un quart de tour autour du tabouret afin d'effectuer un SQUAT avec la caisse (7). Ensuite, ils marchaient 2 m sans la caisse (8), attrapaient un stylo posé au sol (9) et marchaient à nouveau jusqu'au dispositif de tâche de précision (10). Enfin, les participants effectuent de nouveau PRECI (11) avant d'effectuer toute la séquence de tâches précédemment décrite dans le sens inverse. Cet ensemble de tâche était effectué en 2 minutes. Deux minutes de repos étaient données aux participants entre chaque passage. Ainsi, 15 passages étaient effectués par session d'une heure de familiarisation à l'exosquelette.

7.2.4. Evaluation

Les participants étaient évalués lors de l'exécution des trois tâches expérimentales (STOOP, SQUAT et PRECI) pour chaque session de familiarisation. L'exécution des tâches était

contrôlée visuellement par l'expérimentateur. Lors de la première session et avant le début du protocole de familiarisation, une première mesure était faite sans port de l'exosquelette dans le but d'obtenir une condition contrôle (PRE-CON), suivie d'une seconde mesure avec l'exosquelette (PRE-1). Après le protocole de familiarisation, la motricité était mesurée avec port de l'exosquelette (POST-1). Pendant les sessions 2 à 6, les participants ont effectué le protocole de familiarisation avant les mesures (POST-2 à POST-6).

7.2.5. Matériels

Les participants portaient l'exosquelette textile d'assistance du dos CORFOR[®] (Figure 15, CORFOR[®]-V2, Villemus, France). Il est composé de deux bandes élastiques attachées aux épaules et aux genoux grâce à des paires de scratch. La flexion des hanches et du dos entraîne un étirement des bandes élastiques, qui assistent passivement l'extension des hanches et du dos lors de tâches de manutention manuelles. Les exosquelettes textiles d'assistance du dos ont été décrits comme pouvant réduire l'activité neuromusculaire des érecteurs spinaux de 6 % (Schwartz et al., 2021) à 14 % (Abdoli-E et al., 2006; Lamers et al., 2018) en fonction du modèle. En plus de ses effets connus lors de tâches de manutention (Schwartz et al., 2021), le CORFOR[®] présente l'avantage d'être une solution financièrement abordable et facile d'utilisation, entraînant une utilisation fréquente dans les entreprises.



Figure 15 : Participant portant l'exosquelette avec le matériel de mesure.

Les mesures biomécaniques étaient effectuées lors des tâches STOOP et SQUAT. Huit caméras Qualisys (MIQUS M5, Qualisys, Göteborg, Suède) étaient placées autour des participants pour traquer 25 marqueurs réfléchissants collés sur la peau (Figure 15). Les trajectoires de marqueurs étaient mesurées à 150Hz. Le markerset (Grood & Suntay, 1983; Wu et al., 2002) était composé de 16 marqueurs placés sur les repères anatomiques (épinos iliaques antérosupérieures droite et gauche, épinos iliaques postérosupérieures droite et gauche, grand trochanter droit, épicondyles fémoraux médial et latéral droits, malléoles médiale et latérale droites, vertèbres sacrales à cervicales S1, L4, L2, T12, T2, C7, processus styloïde radial droit) et 8 marqueurs techniques (2 crêtes iliaques, cluster de 3 marqueurs pour la cuisse, cluster de 3 marqueurs pour la jambe). Trois autres marqueurs étaient collés sur les coins de la caisse manipulée par les participants. Ces derniers étaient positionnés sur une plateforme de force triaxiale (Bertec Corp., Columbus, Ohio, USA) utilisée pour mesurer la position du centre de pression (CoP) à une fréquence d'acquisition de 1000Hz. L'électromyographie de surface (EMG, fréquence d'acquisition de 2000 Hz) était utilisée pour mesurer l'activité des muscles Gluteus Maximus (GM), Tensor Fascia Latae (TFL), Obliquus Externus (OE), Rectus

Abdominis (RA), et Erector Spinae (ES) uniquement du côté droit (Trigno™, Delsys, Natick, MA, USA; Figure 15). Les signaux EMG étaient synchronisés avec tous les autres outils. Le placement des électrodes et la préparation de la peau étaient faits suivant les recommandations SENIAM (H. Hermens & Freriks, 1997).

Le Nasa Task Load Index (NASA-TLX) (Hart & Staveland, 1988) était utilisé pour quantifier la perception globale de la charge de travail. Les participants devaient répondre au questionnaire à la fin de chaque condition. Les questions traitaient six facteurs : demande mentale, demande physique, demande temporelle, performance, effort et frustration. Il était également demandé aux participants d'attribuer un poids à chaque facteur. Le score global était calculé par la somme des scores pondérés de chacun des facteurs. De plus, des échelles de Likert étaient proposées aux participants pour évaluer leur perception de l'effort au niveau des muscles du dos et les pressions perçues dues aux points de contact avec l'exosquelette au niveau des trapèzes, des aisselles, des fesses et des genoux. Ces échelles allaient de 0 (rien) à 10 (très, très fort).

7.2.6. Analyses

Les trajectoires des marqueurs étaient filtrées à l'aide d'un filtre passe bas Butterworth de 4^{ème} ordre avec une fréquence de coupe de 5 Hz. Les trois marqueurs placés sur la caisse permettaient de calculer la position du centre de la caisse. Les valeurs pics supérieures et inférieures de la position verticale de la caisse au cours du temps étaient utilisées pour diviser chaque cycle de manutention en une phase de montée et une phase de descente. Chaque phase était normalisée dans le temps sur 101 points par interpolation cubique. Les angles de flexions maximales de la hanche et du genou droits étaient calculés pour chaque cycle. La courbure du dos était calculée dans le plan sagittal à l'aide des marqueurs S1, L4, L2, T12, T2, et C7. Trois segments (C7-T2, T12-L2, L4-S1) étaient utilisés pour calculer la flexion lombaire (T12-L2–L4-S1) et la flexion thoracique (C7-T2–T12-L2), comme précédemment effectué avec des centrales inertielles (Ulrey & Fathallah, 2013). Les angles de flexions maximales lombaire et thoracique étaient calculés pour chaque cycle. La fluidité du mouvement pouvant être représentative de l'expertise des sujets (Sejnowski, 1998), la fluidité du poignet droit était évaluée à l'aide de la vitesse résultante du marqueur placé sur le processus styloïde radial lors des phases de montée. Cette vitesse résultante était alors utilisée comme paramètre d'entrée de la fonction de longueur d'arc spectral proposée par Balasubramanian et al. (2015). Cette fonction permet d'évaluer la fluidité du mouvement grâce à une analyse fréquentielle du signal.

La valeur de fluidité obtenue était négative et une valeur plus la valeur était proche de 0, plus le mouvement était considéré comme fluide.

Les données de CoP étaient filtrées grâce à un filtre Butterworth passe-bas de 4^{ème} ordre avec une fréquence de coupe de 10 Hz. La trajectoire du CoP était perturbée lorsque la caisse touchait le sol entre chaque cycle. Ainsi, les données de CoP étaient analysées uniquement lorsque la caisse ne touchait pas le sol (lors de phase de montée et de descente). La surface de l'ellipse de confiance (95 %) et l'amplitude des oscillations antéropostérieures (différence entre les valeurs maximale et minimale de la position du CoP sur l'axe antéro-postérieur) étaient calculées pour évaluer la stabilité posturale, celle-ci pouvant être influencée par l'utilisation d'un exosquelette (Theurel et al., 2018).

Les données EMG étaient filtrées à l'aide d'un filtre Butterworth passe bande de 4^{ème} ordre avec des fréquences de coupe de 30-450 Hz. La moyenne quadratique (RMS) était calculée pour chaque muscle et pour chaque cycle. La valeur moyenne des 10 cycles était calculée pour chaque muscle et pour chaque condition et normalisée en amplitude par l'activité musculaire mesurée lors de la tâche de normalisation. Cette tâche de normalisation consistait en un saut vers l'avant le plus loin possible (Duchene et al., 2022) et était faite avant le protocole de familiarisation au début de chaque session. La performance à cette tâche (longueur du saut) lors de la première session était mesurée et marquée au sol afin de répliquer le même saut lors des sessions suivantes. La valeur moyenne des RMS de deux sauts était utilisée pour normaliser l'activité de chaque muscle.

Pour les angles de la hanche et du genou, la courbure du dos, la fluidité, l'ellipse de confiance, l'amplitude des oscillations posturales et la RMS de l'EMG, la valeur moyenne des 10 cycles était calculée.

La performance globale du contrôle moteur était quantifiée lors de la tâche PRECI. Le temps nécessaire à faire la tâche était mesuré et deux secondes de pénalités étaient ajoutées par erreur. La performance chronométrée et le nombre d'erreurs étaient mesurés à l'aide d'une carte et d'un programme Arduino[®].

7.2.7. Statistiques

Les résultats présentés sont des moyennes \pm écart type (ET). La normalité des données était contrôlée à l'aide d'un test de Shapiro-Wilk. Si les échantillons étaient normalement distribués, une ANOVA à mesures répétées à 1 facteur (PRE-1, POST-1 à POST-6) était utilisée pour tester l'effet du protocole de familiarisation à l'exosquelette. Les effets significatifs étaient ensuite analysés à l'aide de comparaisons appariées post-hoc HSD de Tukey pour distinguer les phases

d'évolution et de stabilisation. La phase d'évolution était caractérisée par des différences statistiques entre les sessions au fur et à mesure du protocole. La phase de stabilisation était caractérisée par un plateau avec une absence de différence entre les sessions consécutives faisant partie du plateau. La familiarisation était définie comme tout changement après PRE-1, suivie d'un plateau. De plus, des tests t de Student appariés étaient utilisés pour quantifier l'effet du port de l'exosquelette par rapport à la condition contrôle (PRE-CON). Dans le cas d'une phase de stabilisation, un test t était utilisé pour évaluer l'effet de l'exosquelette entre PRE-CON et PRE-1 et un autre entre PRE-CON et la première session de la phase de stabilisation. Si les échantillons n'étaient pas normalement distribués, une ANOVA de Friedman (PRE-1, POST-1 à POST-6) était utilisée à la place de l'ANOVA paramétrique. Les effets significatifs étaient ensuite analysés à l'aide de comparaisons appariées post-hoc de Durbin-Conover. Un test de Wilcoxon était utilisé à la place de tests t de Student. Le seuil de significativité était défini à 5 % ($p < 0,05$). Une correction de Bonferroni était utilisée pour les tests t ($p < 0,025$). Une correction de Holm était appliquée aux comparaisons appariées de Durbin-Conover. Ces analyses étaient effectuées à l'aide du logiciel Jamovi 2.2.5 (The Jamovi Project, 2022).

7.3. Résultats

La courbure du dos était altérée lors du protocole de familiarisation au niveau thoracique (Figure 16). En effet, l'analyse statistique a montré un effet principal significatif sur la flexion thoracique pour à la fois pour STOOP ($p = 0.012$, $\eta^2 = 0.02$) et SQUAT ($p = 0.015$, $\eta^2 = 0.02$). Pour STOOP, les comparaisons post-hoc ont montré que la flexion thoracique en PRE-1 était significativement plus faible qu'en POST-3, POST-4 et POST-6 ($p < 0.05$). De plus, les tests t de Student ont montré que PRE-CON ($31,2 \pm 10,1^\circ$) n'était pas différent de PRE-1 ($28,7 \pm 10,8^\circ$; $p = 0,1$) mais significativement plus faible que POST-3 ($31,7 \pm 10,3^\circ$; $p < 0,01$). Pour SQUAT, les comparaisons post-hoc ont montré que la flexion thoracique en PRE-1 était significativement plus faible qu'en POST-3 et POST-6 ($p < 0.05$). Les tests t de Student ont montré que PRE-CON ($27.6 \pm 10.2^\circ$) n'était pas différent de PRE-1 ($27.6 \pm 10.4^\circ$; $p = 0.9$) mais était significativement plus faible que POST-3 ($31.7 \pm 10.3^\circ$; $p < 0.01$).

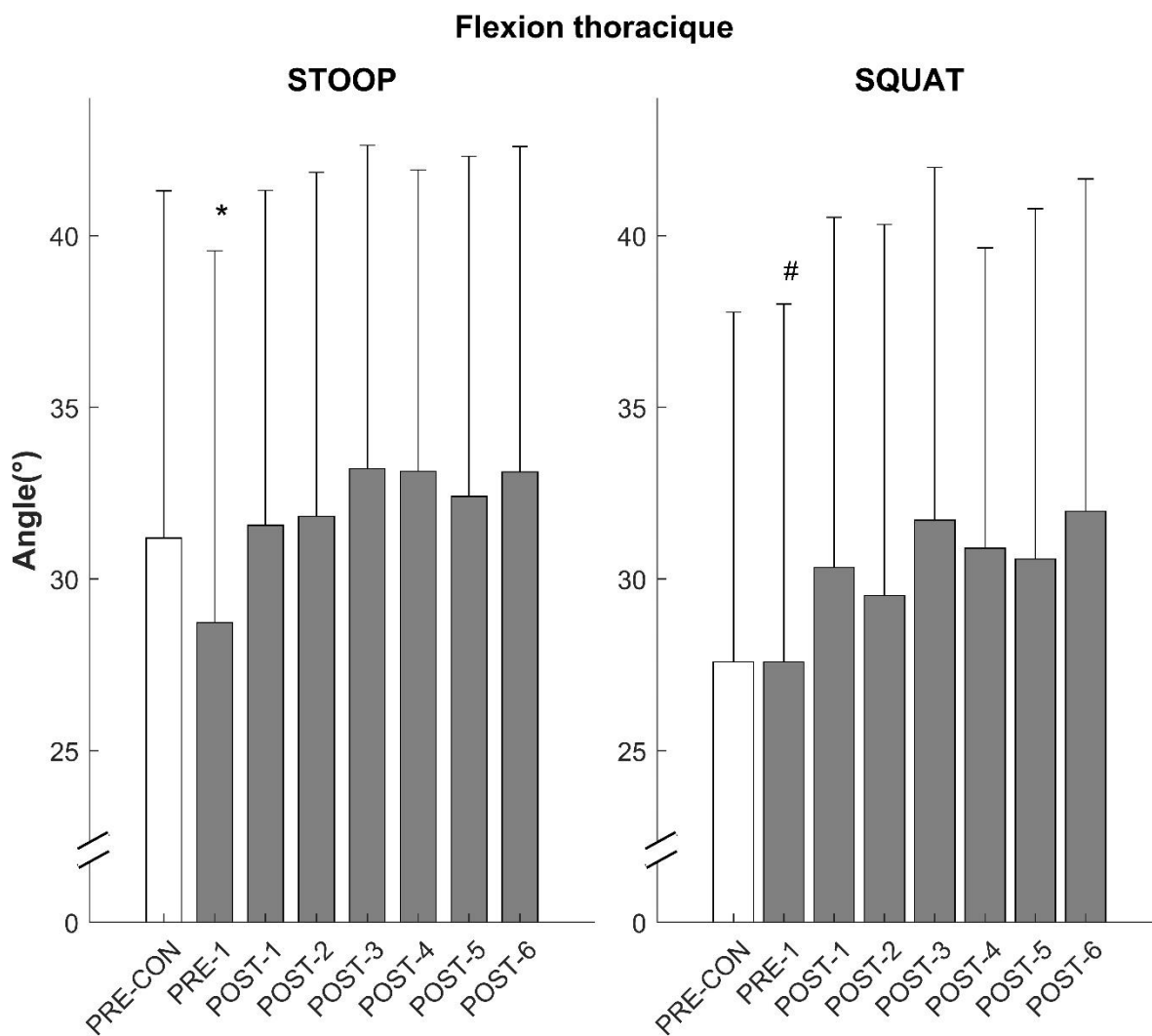


Figure 16 : Evolution de la flexion thoracique (°) moyenne (ET) en PRE-CON et lors du protocole de familiarisation de PRE-1 à POST-6 pour STOOP et SQUAT. * Statistiquement différent de POST-3, POST-4 et POST-6 ($p < 0,05$). # Statistiquement différent de POST-3 et POST-6 ($p < 0,05$).

Il n'y avait pas d'effet principal significatif du protocole de familiarisation sur la flexion lombaire, la flexion de hanche, la flexion de genou et la fluidité (Tableau 1).

Tableau 1 : Valeurs moyennes (ET) de cinématique lombaire, de hanche, de genou et de fluidité en STOOP et SQUAT en PRE-CON et lors du protocole de familiarisation de PRE-1 à POST-6.

		PRE-CON	PRE-1	POST-1	POST-2	POST-3	POST-4	POST-5	POST-6
Flexion lombaire (°)	STOOP	33 (9,9)	33,4 (8,9)	33,2 (9,6)	32,5 (10,6)	30,8 (8,7)	31,8 (9,7)	32,9 (9,2)	31,8 (9,8)
	SQUAT	16,1 (10)	16,6 (9,5)	16,4 (9,6)	16,1 (11,9)	14,0 (9,7)	14,2 (12)	14,8 (9,6)	14 (11,6)
Flexion de hanche (°)	STOOP	77,7 (11,7)	81,5 (10,8)	82,4 (12,4)	82,0 (9,2)	83,1 (10,2)	82,5 (10,3)	82,3 (10,5)	82,7 (11,6)
	SQUAT	94,8 (6,8)	96,5 (5,6)	94,3 (6,7)	94,8 (5,3)	96,2 (5,8)	95,3 (8,0)	94,0 (6,0)	95,8 (7,2)
Flexion de genou (°)	STOOP	17,3 (15,2)	21,0 (18,6)	21,4 (15,3)	20,9 (15,0)	20,6 (14,5)	20,2 (15,5)	20,7 (15,7)	21,3 (16,4)
	SQUAT	120,5 (19,4)	114,9 (19,0)	116,5 (17,0)	117,4 (17,8)	117,6 (18,7)	117,8 (16,5)	119,3 (15,1)	119,1 (14,4)
Fluidité	STOOP	-1,6 (0,1)	-1,6 (0,1)	-1,6 (0,1)	-1,5 (0,1)	-1,6 (0,1)	-1,6 (0,1)	-1,6 (0,1)	-1,6 (0,1)
	SQUAT	-1,6 (0,1)	-1,5 (0,1)	-1,5 (0,1)	-1,5 (0,1)	-1,6 (0,1)	-1,6 (0,1)	-1,6 (0,1)	-1,6 (0,1)

Les oscillations posturales étaient partiellement altérées lors du protocole de familiarisation (Tableau 2). Il y avait un effet principal significatif de la familiarisation sur la surface de l'ellipse de confiance pour STOOP ($p = 0,002$, $W = 0,17$). Les comparaisons appariées n'ont pas révélé une phase de stabilisation claire, POST-6 entraînant une plus petite ellipse de confiance comparé POST-1 et POST-2 ($p \leq 0.001$) mais pas à PRE-1. Il y avait aussi un effet principal significatif sur la surface de l'ellipse de confiance en SQUAT ($p = 0,02$, $W = 0,12$), mais les tests post-hoc n'ont montré aucune différence significative entre les sessions. L'amplitude du déplacement antéro-postérieur du CoP n'était pas influencée par le protocole de familiarisation.

Tableau 2 : Médianes (écart interquartile) de la surface de l'ellipse de confiance et de l'amplitude des oscillations posturales antéro-postérieures en STOOP et SQUAT en PRE-CON et lors du protocole de familiarisation de PRE-1 à POST-6. * Effet principal significatif du protocole de familiarisation.

		PRE-CON	PRE-1	POST-1	POST-2	POST-3	POST-4	POST-5	POST-6
Surface de l'ellipse (mm ²)	STOOP*	1808 (234)	1820 (343)	1880 (371)	1895 (441)	1849 (266)	1825 (346)	1815 (197)	1835 (239)
	SQUAT*	2790 (1694)	2983 (1288)	3506 (1733)	3360 (988)	3444 (1126)	3327 (1612)	2977 (1535)	2805 (1296)
Amplitude antéropostérieure (mm)	STOOP	90 (26)	85 (25)	88 (34)	99 (30)	82 (28)	92 (29)	86 (20)	91 (40)
	SQUAT	75 (24)	79 (26)	80 (19)	88 (25)	76 (21)	78 (16)	73 (30)	75 (16)

Les paramètres neuromusculaires n'ont été que légèrement influencés (Tableau 3). L'activité du Gluteus Maximus (allant de $19,2 \pm 14,6\%$ en PRE-1 à $19,4 \pm 11\%$ en POST-6) pour STOOP était altérée par le protocole de familiarisation ($p = 0,043$, $W = 0,03$), sans montrer

d'effet statistiquement significatif dans les comparaisons post-hoc. Les activités neuromusculaires moyennes des muscles ES ($40,8 \pm 1,2\%$ et $43 \pm 2,2\%$ pour STOOP et SQUAT, respectivement), OE ($7,5 \pm 1,6\%$ et $6,4 \pm 0,6\%$), RA ($3 \pm 0,4\%$ et $2 \pm 0,2\%$), et TFL ($5,9 \pm 1,3\%$ et $13 \pm 10,8\%$) n'étaient pas influencés par le protocole de familiarisation, en STOOP comme en SQUAT.

Tableau 3 : Médiane (écart interquartile) de l'activité musculaire (RMS) en STOOP et SQUAT en PRE-CON et lors du protocole de familiarisation de PRE-1 à POST-6. * Effet principal statistiquement significatif du protocole de familiarisation.

		PRE-CON	PRE-1	POST-1	POST-2	POST-3	POST-4	POST-5	POST-6
Erector Spinae (RMS %)	STOOP	40,6 (12,4)	39,1 (12,4)	41,4 (11,8)	41,4 (8,7)	42,3 (12)	39,6 (10,4)	39,9 (10)	42,4 (10,4)
	SQUAT	41,7 (12,9)	40,9 (12,3)	45 (15)	47,4 (14)	43,3 (12,1)	41,4 (8,8)	41,3 (10,1)	43,6 (10,6)
Gluteus Maximus (RMS %)	STOOP *	19,5 (13,2)	19,9 (14,6)	25,2 (13,9)	19,8 (10,4)	19,6 (9,2)	20,7 (10,1)	19,5 (12,1)	19,4 (11)
	SQUAT	19,5 (11,6)	21,4 (12,5)	27,2 (12,2)	22,7 (11,3)	22,4 (10,2)	23 (9,9)	21,7 (10,8)	21,4 (9,8)
Obliquus Externus (RMS %)	STOOP	5 (4,6)	6,3 (6,3)	10,1 (9,4)	8,9 (5,7)	7,9 (6,1)	7,2 (5,1)	7,6 (8,1)	6,9 (6,2)
	SQUAT	6 (2,9)	5,3 (3,2)	7,1 (5)	6,7 (3,8)	6,6 (4,3)	6,6 (3,9)	6,4 (3,5)	6,8 (3,8)
Rectus Abdominis (RMS %)	STOOP	3,1 (2,6)	2,8 (1,7)	2,6 (1,6)	3,4 (3,4)	2,8 (2,6)	2,6 (2,3)	3,1 (3,6)	3,6 (4,1)
	SQUAT	2,1 (1,4)	2 (1,4)	1,9 (1,1)	2,2 (1,5)	1,9 (1,2)	1,8 (1,1)	1,8 (1)	2,3 (1,5)
Tensor Fascia Latae (RMS %)	STOOP	7,3 (7,9)	8,2 (13,3)	5,5 (3,2)	5 (3)	4,9 (2,6)	5,6 (3,1)	5,9 (3,8)	4,5 (3,1)
	SQUAT	11,9 (12,0)	12,4 (11,7)	13,3 (13,2)	12,2 (13,1)	11,8 (12,7)	11,3 (12,2)	11,7 (11,9)	11,7 (12,6)

Les scores globaux du NASA-TLX n'ont pas été influencés par le protocole de familiarisation, quelle que soit la technique utilisée, avec des scores moyens allant de 119 à 133 en STOOP et de 121 à 152 en SQUAT. Cependant, l'analyse statistique a montré un effet principal sur la demande mentale en SQUAT ($p = 0,03$, $W = 0,11$). Les comparaisons appariées ont montré que le score en POST-6 (2 ± 2) était plus bas qu'une PRE-1 ($3,5 \pm 2,75$), suggérant qu'une stabilisation pourrait apparaître après POST-6. Les tests de Wilcoxon ont montré que PRE-CON ($2 \pm 2,75$) n'était pas différent de PRE-1 ($p = 0,07$) ni de POST-6 ($p = 0,5$). Les autres paramètres du NASA-TLX n'ont pas été significativement influencés par le protocole de familiarisation.

La perception des pressions de contact, évaluée grâce aux échelles de Likert, était influencée par le protocole de familiarisation (Figure 17 et Tableau 4). Les analyses statistiques ont montré un effet principal significatif de la familiarisation sur la pression perçue aux genoux à la fois pour STOOP ($p < 0,001$, $W = 0,19$) et SQUAT ($p = 0,01$, $W = 0,21$). Pour STOOP, les comparaisons appariées ont montré que la pression perçue en POST-1 et POST-2 était significativement plus élevée qu'en POST-5 et POST-6 ($p < 0,001$). Pour SQUAT, cette analyse a révélé des pressions perçues plus élevées en PRE-1 par rapport aux conditions POST-4 à

POST-6 ($p < 0,01$), ainsi que pour POST-1 comparé à POST-4 à POST-6 ($p < 0,001$). Aussi, un effet principal statistiquement significatif était observé pour la pression perçue sur les fesses à la fois pour STOOP ($p < 0,001$, $W = 0,23$) et SQUAT ($p = 0,01$, $W = 0,13$). Pour STOOP, les comparaisons appariées ont révélé que la pression perçue au niveau des fesses était significativement plus élevée en PRE-1 comparé aux mesures POST-4 à POST-6 ($p \leq 0,001$), et aussi significativement supérieure en POST-1 comparé à POST-5 et POST-6 ($p < 0,001$), et enfin plus élevée en POST-2 qu'en POST-3 et POST-6 ($p \leq 0,001$). Pour SQUAT, la pression perçue au niveau des fesses était significativement plus élevée en PRE-1 qu'en POST-3 et POST-6 ($p < 0,01$). Ensuite, les analyses ont révélé un effet principal significatif de la familiarisation sur la pression perçue aux aisselles en STOOP ($p = 0,01$, $W = 0,13$; Tableau 4), mais les tests post-hoc n'ont révélé aucune différence significative entre les sessions. Ensuite, les analyses statistiques ont montré une effet principal significatif de la familiarisation sur la pression perçue sur les trapèzes en STOOP ($p = 0,009$, $W = 0,13$), qui était plus élevée en PRE-1 qu'en POST-6 ($p < 0,01$). Enfin, les pressions perçues aux aisselles et aux trapèzes en SQUAT, de même que la perception de l'effort musculaire du dos en STOOP et SQUAT, n'étaient pas significativement influencés par le protocole de familiarisation (Tableau 4).

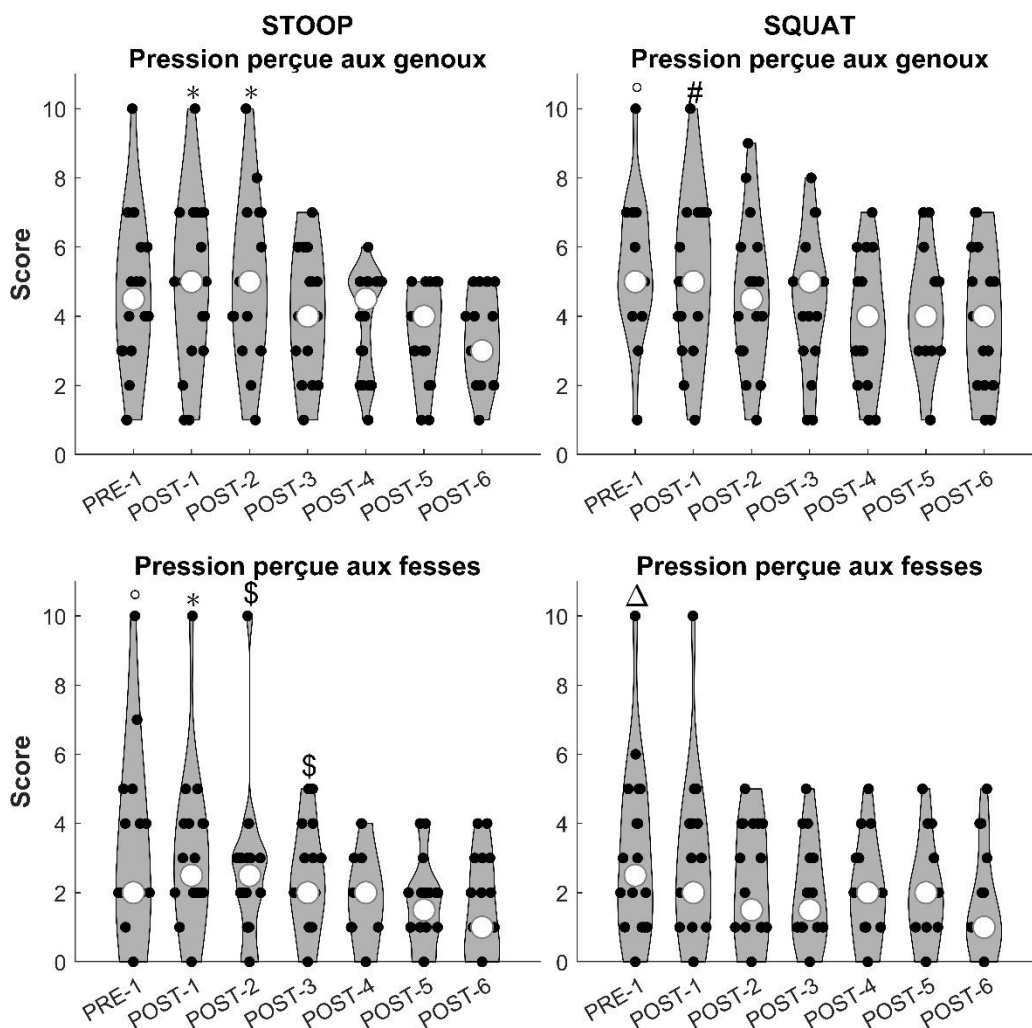


Figure 17 : Evolution de la médiane (points blancs) et de la distribution (points noirs) pour les pressions perçues aux genoux et aux fesses en STOOB et en SQUAT. ° Statistiquement différent de POST-4, POST-5 et POST-6. Δ Statistiquement différent de POST-3 et POST-6. # Statistiquement différent de POST-4 et POST-6. * Statistiquement différent de POST-5 et POST-6. \$ Statistiquement différent de POST-6.

Tableau 4 : Médiane (écart interquartile) des pressions perçues au aisselles et aux trapèzes en STOOB et en SQUAT en PRE-CON et lors de protocole de familiarisation de PRE-1 à POST-6. * Effet statistiquement significatif du protocole de familiarisation.

		PRE-1	POST-1	POST-2	POST-3	POST-4	POST-5	POST-6
Aisselles	STOOB *	1.5 (3.75)	1 (3.75)	2 (3)	1.5 (2.75)	1.5 (2)	1 (1.75)	1 (2.75)
	SQUAT	1 (4)	1 (3.25)	1.5 (2.75)	1 (1.75)	1 (1.75)	1 (1.75)	1 (2.5)
Trapèzes	STOOB *	2 (3.75)	2 (3.75)	2 (2)	1.5 (2)	1.5 (1)	2 (1)	1 (1)
	SQUAT	2 (2)	2.5 (3)	2 (1.75)	1 (2)	2 (1.75)	2 (1)	1 (1)
Effort musculaire du dos perçu	STOOB	2 (1)	2 (1)	2,5 (1,75)	2 (2)	2 (0,75)	2 (1,75)	2 (1,5)
	SQUAT	1,5 (1)	2 (2)	1 (1)	1 (1)	1 (1)	1 (1)	1 (1)

L'ANOVA a montré un effet principal significatif de la familiarisation sur PRECI ($p < 0,001$, $\eta^2 = 0,34$) (Figure 18). Les comparaisons post-hoc ont révélé que le temps en PRE-1 était plus élevé que pour les autres conditions ($p < 0,001$). POST-1 et POST-2 étaient aussi plus élevés que POST-4, POST-5 et POST-6 ($p \leq 0,001$). Enfin, POST-3 était significativement plus élevé que POST-5 et POST-6 ($p < 0,05$). Les tests t de Student ont montré que PRE-CON ($42,2 \pm 8,2$) n'était pas différent de PRE-1 ($p = 0,9$) mais était plus élevé que POST-4 ($p < 0,001$).

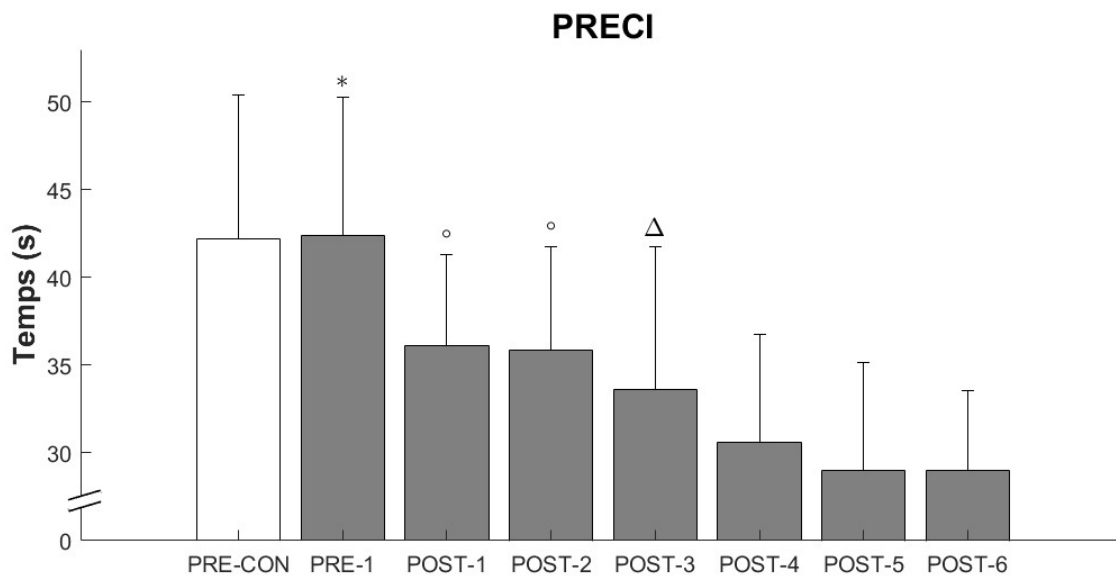


Figure 18 : Evolution du temps moyen (ET) en PRE-CON et lors du protocole de familiarisation de PRE-1 à POST-6 pour PRECI. * Significativement différent de POST-1 et POST-6. ° Significativement différent de POST-4 et POST-6. Δ Significativement différent de POST-5 et POST-6.

7.4. Discussion

Les résultats principaux de cette étude sont (1) que la cinématique thoracique, la perception des pressions de contact et la performance ont changé au cours du protocole de familiarisation, et (2) que la cinématique thoracique, la perception des pressions de contact et la performance ont atteint un état stable après la troisième ou quatrième session du protocole de familiarisation.

La courbure du dos, la perception des pressions de contact et la performance ont changé au cours du protocole de familiarisation avec l'exosquelette textile d'assistance du dos avant d'atteindre un état stable. En effet, la flexion thoracique s'est stabilisée après la session 3 à la fois en STOOP et en SQUAT. Cela suggère que la cinématique thoracique change pour s'adapter aux contraintes de l'exosquelette qui résultent des bandes élastiques parcourant le dos et attachées aux épaules et aux genoux. De plus, la perception des pressions de contact en STOOP

et SQUAT aux genoux et aux fesses a également été influencée par le protocole de familiarisation et a atteint un état stable après les sessions 3 ou 4, selon la tâche et la zone. Les pressions perçues aux aisselles et aux trapèzes ont également été influencées par le protocole de familiarisation. Ces changements de perception de pression de l'exosquelette pourraient être un signe que les participants ressentent davantage de confort après plusieurs utilisations, ce qui pourrait suggérer une meilleure acceptabilité de l'exosquelette. Curieusement, les pressions perçues les plus influencées par le protocole de familiarisation sont situées au niveau des membres inférieurs (fesses et genoux), alors que les altérations cinématiques sont localisées au niveau du rachis thoracique. De plus, malgré la diversité de mesures effectuées, il apparaît qu'il n'y ait aucune évolution après la session 4 pour aucune variable. La performance mesurée avec la tâche PRECI s'est stabilisée après la session 4 comparée à la première utilisation de l'exosquelette, suggérant que les participants sont devenus plus précis après s'être familiarisés à l'exosquelette. Globalement, cela suggère qu'un modèle de familiarisation à un exosquelette textile s'assistance du dos est caractérisé par un changement de comportement moteur, suivi par une stabilisation après la troisième ou quatrième session de familiarisation. De tels changements, suivis par une stabilisation, ont déjà été observés dans la littérature par Galle et al. (2013) et Panizzolo et al. (2019) avec des exosquelettes assistant la marche. A titre de comparaison, Panizzolo et al. (2019) ont montré que 3 sessions de 20 minutes induisent une stabilisation du coût métabolique lors de l'utilisation d'un exosquelette assistant la hanche lors de la marche, tandis que Galle et al. (2013) ont montré une stabilisation du coût métabolique après seulement 18,5 minutes de marche avec un exosquelette de cheville. Ainsi, le type d'exosquelette (dos, hanche, cheville) et de tâche (manutention, marche) semble influencer le temps de familiarisation. Cependant, le modèle global de familiarisation reste comparable, avec une évolution d'un paramètre après l'introduction de l'exosquelette, suivi d'une stabilisation, quelle que soit la variable étudiée (biomécanique ou physiologique). Ce modèle de familiarisation est en quelque sorte en phase avec les travaux de Shadmehr & Mussa-Ivaldi (1994), qui ont observé des changements moteurs suivis d'un retour au comportement initial lors de l'utilisation d'un bras robotique spécifique, conçu pour évaluer l'évolution du comportement moteur lors de l'exposition à une diversité de tâches nouvelles.

D'autres variables, comme la stabilité posturale, et dans une moindre mesure, la perception globale de la charge de travail (NASA-TLX), étaient influencés par l'exosquelette, mais les résultats ne vérifiaient pas notre hypothèse, puisque aucun modèle clair ne s'est dégagé des résultats. En effet, les oscillations posturales ont diminué en POST-6 comparé à POST-1 et POST-2 mais pas comparé à PRE-1. Il est possible que la stabilité posturale s'améliore après le

protocole de familiarisation, questionnant ainsi les effets aigus d'altération de la stabilité posturale observés par Theurel et al. (2018), lors de l'utilisation d'un exosquelette assistant le membre supérieur. La perception globale de la charge de travail n'a pas changé au cours du protocole de familiarisation. Seule la demande mentale a diminué de PRE-1 à POST-6, suggérant que les participants sont devenus mentalement habitués à l'exosquelette lors de l'exécution de la tâche. En ce sens, la perception globale de la tâche lors du port de l'exosquelette semble ne pas être sensible à la familiarisation et pourrait être évaluée sans habitude préalable. Les études préalables ayant montré une diminution de la perception de la charge de travail lors de l'utilisation d'exosquelettes (Grazi et al., 2020 ; Maurice et al., 2020) ne souffriraient alors pas de problème de manque de familiarisation. La flexion lombaire, la flexion de hanche et de genou, ainsi que l'activité musculaire, n'étaient pas influencées par le protocole de familiarisation, suggérant qu'il n'y avait pas d'adaptation motrice pour ces variables.

Globalement, ces résultats suggèrent qu'il serait désirable de familiariser les participants durant 4 sessions de familiarisation d'1h pour stabiliser leur contrôle moteur et leur perception de l'exosquelette. De plus, les résultats suggèrent que mesurer l'effet de l'exosquelette lors des premières utilisations peut entraîner une mauvaise estimation des effets à long terme du fait des changements opérés lors du protocole de familiarisation. Par exemple, lors de la mesure de la flexion thoracique en STOOP et SQUAT, comparer PRE-CON à PRE-1, comme habituellement fait dans la littérature, n'a pas donné le même résultat que la comparaison de PRE-CON avec POST-3. Ainsi, ignorer la période de familiarisation peut entraîner une mesure de la courbure du dos qui n'est pas représentative du comportement moteur à long terme, mitigeant ainsi les effets aigus observés par exemple par Ulrey et Fathallah (2013). Comme pour la flexion thoracique, la performance mesurée avec PRECI en PRE-1 et POST-4 ne donnaient pas le même résultat lorsqu'elle était comparée à PRE-CON. Ainsi, mesurer lors des premières utilisations de l'exosquelette pourrait entraîner une mauvaise estimation à long terme de la performance.

Dans cette étude, les mesures étaient faites à la fin de chaque session d'1h. Il est intéressant de noter que Lee (2019) avait décrit une diminution de la performance motrice entre la fin d'une session et le début de la session suivante. Ainsi, dans cette étude, il est raisonnable d'estimer que les participants perdaient une partie de leur familiarisation avec l'exosquelette entre chaque session. Les travaux futurs devraient alors déterminer la durée minimale par session induisant les mêmes effets et quantifier la rétention entre la fin d'une session et le début de la suivante. Cela pourrait aider à optimiser le temps pris par le protocole de familiarisation. De même, nos résultats suggèrent qu'il n'y avait que de petites différences entre STOOP et SQUAT en termes

de temps de familiarisation et de variables d'intérêt. La familiarisation avec l'exosquelette semble affecter les deux tâches de la même manière, même si l'exosquelette était principalement conçu pour aider le travail lors de la tâche STOOP. Ainsi, ces résultats pourraient être transférés à d'autres exosquelettes textiles avec des conceptions comparables. Cependant, il est difficile de spéculer sur un modèle de familiarisation lors de l'utilisation d'exosquelettes actifs, étant donné les fortes différences dans la façon d'apporter l'assistance.

Limites

Comme les femmes n'étaient pas évaluées dans cette étude, nos résultats ne peuvent être généralisés à tous les travailleurs. À ce titre, cette question de recherche devrait être posée pour les femmes dans le futur. Pour cela, ce travail fournit un cadre de travail fiable pour optimiser le protocole expérimental en termes de nombre de sessions de familiarisation et de types de variables pour caractériser le comportement moteur. De plus, il manque un groupe contrôle dans cette étude. Il aurait permis de mieux caractériser les changements de comportement moteur dus à la familiarisation à l'exosquelette. Certaines variables (stabilité posturale, activité musculaire) étaient influencées par le protocole de familiarisation, mais les tests post-hoc n'ont pas réussi à montrer de différences entre les conditions. Cela peut s'expliquer par la faible taille d'effet ($W = 0,03$ pour l'activité du Gluteus Maximus en STOOP). Aussi, l'exosquelette n'a pas altéré la performance en PRE-1 et a entraîné une amélioration de celle-ci au fur et à mesure des sessions. Il est possible que les participants n'étaient pas totalement familiers avec cette tâche difficile, malgré le protocole d'habituation aux tâches. En conséquence, il faudrait s'assurer de la familiarisation à cette tâche avant ses futures utilisations dans des protocoles de familiarisation. Une autre limite est que nos résultats sont basés sur des valeurs moyennes et certains individus peuvent prendre plus de temps pour se familiariser avec l'exosquelette. Enfin, les erreurs de mesure inhérentes aux artefacts de tissus mous, aux placements successifs de marqueurs et électrodes lors des différentes sessions, ou encore le crosstalk EMG, peuvent biaiser les résultats présentés ici. Cependant, pour assurer la reproductibilité et la constance du placement des marqueurs et des électrodes, des photos des participants étaient prises systématiquement lors de leur préparation. Ainsi, ces erreurs peuvent être considérées comme relativement faibles comparées aux différences observées.

7.5. Conclusion

Cette étude est la première à évaluer le temps de familiarisation nécessaire avant une utilisation optimale d'un exosquelette textile d'assistance du dos. Selon nos résultats, les futures études devraient comprendre un temps spécifique pour familiariser les participants à l'exosquelette pour éviter des biais dans la mesure. Plus précisément, afin d'assurer la familiarisation au CORFOR[®], 4 sessions d'1 heure sont recommandées. Cela permettrait à l'utilisateur d'avoir un comportement stable (flexion thoracique, perception des pressions de contact, performance), et de bénéficier au mieux de l'assistance données par l'exosquelette. Cependant, ces résultats sont basés sur des valeurs moyennes et certains participants peuvent prendre plus de temps pour se familiariser à l'exosquelette. Comme les autres paramètres, la perception des pressions de contact s'est stabilisée lors de la 4^{ème} session. Elle pourrait alors être un moyen pratique et abordable d'évaluer le niveau de familiarisation des utilisateurs. Ainsi, nous recommandons aux entreprises d'évaluer la perception des pressions aux principaux points de contact avec l'exosquelette (genoux et fesses pour le CORFOR[®]) lors de la familiarisation à celui-ci et d'attendre qu'elle se stabilise, avant d'envisager le port du CORFOR[®] au poste de travail.

8. Etude 2

Effets d'un protocole de familiarisation au port d'un exosquelette passif textile d'assistance du dos sur les coordinations musculaires.

Manuscrit en cours de finalisation en vue d'une soumission dans Journal of Electromyography and Kinesiology.

Favennec, A., Mornieux, G. & Frère, J. Changes in Muscles Coordination during the Familiarization with a Soft Back-Support Occupational Exoskeleton.

8.1. Introduction

Comme vu précédemment, une période de familiarisation est nécessaire pour obtenir un comportement moteur stabilisé que ce soit lors d'utilisation d'un exosquelette d'assistance du dos lors de tâches de manutention (Favennec et al., 2024) ou d'exosquelettes d'assistance des membres inférieurs lors de la marche (Galle et al., 2013 ; Panizzolo et al., 2019).

Comme vu en chapitre 1, les exosquelettes ont été décrits comme pouvant influencer les coordinations musculaires dans différentes conditions. Par exemple, Gordon & Ferris (2007) ont montré que l'utilisation d'un exosquelette assistant la cheville lors d'une tâche de marche n'influence pas seulement l'amplitude des activations du soléaire, mais aussi les patterns d'activation. De plus, ils ont constaté que ces changements de patterns n'étaient pas stables dans le temps, la familiarisation à l'exosquelette tendant à faire revenir les patterns d'activation à leur forme d'origine.

L'utilisation de synergies musculaires (Bizzi & Cheung, 2013 pour revue) pourrait permettre d'évaluer l'apparition de modifications des coordinations musculaires au cours du processus de familiarisation à l'exosquelette. L'organisation modulaire décrite par les synergies musculaires peut également permettre de déterminer si en cas de changements de coordinations, ceux-ci ont lieu au niveau cortical (changement du nombre de synergies ou de leur composition, (Cheung et al., 2009 ; Clark et al., 2010) ou sous-cortical (changement dans l'activation temporelle des synergies (Santuz & Akay, 2023)). Ces changements temporels sont généralement attribués à une modification des contraintes externes ou à une intégration d'informations sensorielles perturbées. Ainsi, les modifications environnementales induites par l'action de l'exosquelette sur les segments seraient susceptibles d'induire des modifications sur la composante temporelle des synergies observées. En ce sens, Tan et al. (2019) ont observé les effets d'un exosquelette robotisé d'assistance du dos sur la modulation des synergies musculaires lors de tâches de manutention. Ils ont montré que le port de l'exosquelette avait légèrement fait varier les coefficients d'activation, la composante temporelle des synergies musculaires, mais n'avait aucun effet sur les vecteurs et la composante spatiale des synergies musculaires.

Même si Gordon & Ferris (2007) ont évalué l'effet de la pratique sur la modulation des coordinations musculaires lors de l'utilisation prolongée d'un exosquelette, l'effet d'un véritable protocole de familiarisation sur la modulation des coordination musculaires, et plus spécifiquement des synergies musculaires, n'a jamais été évalué lors du port d'un exosquelette.

L'objectif de cette étude était de quantifier l'évolution des coordinations musculaires lors de la familiarisation à l'utilisation d'un exosquelette d'assistance du dos lors de tâches de manutention. Nous émettons l'hypothèse que le nombre de synergies et leur contenu ne seront pas impactés par l'utilisation de l'exosquelette mais que les coefficients d'activation temporels vont varier lors du protocole de familiarisation puis se stabiliser.

8.2. Matériels et méthode

8.2.1. Population

Comme pour la première étude, dix-huit hommes ($21,5 \pm 2,3$ ans, $178,3 \pm 3$ cm, $69,6 \pm 6,2$ kg) novices à l'utilisation d'un exosquelette ont participé à cette étude. Le sexe des participants pouvant interagir avec l'effet de l'exosquelette (Schwartz et al., 2021), seuls des hommes furent recrutés pour cette étude. Les critères suivant de non-inclusion furent appliqués en accord avec le comité d'éthique : personnes vulnérables, troubles neurologiques, troubles orthopédiques du dos (scoliose), usage de médicaments (antidépresseurs, antiépileptiques), blessure ou douleurs dans le dos ou dans les membres au cours de 3 derniers mois. Cette étude était menée en accord avec les directives de la Déclaration d'Helsinki.

8.2.2. Habituation à la tâche et protocole de familiarisation à l'exosquelette

Comme pour le premier article, les participants ont d'abord été habitués aux tâches de manutention (STOOP et SQUAT, détaillées dans la partie matériels et méthode du premier article) lors d'un protocole de 3 sessions de 20 minutes, espacées de 48 h à 72 h. Une fois les participants habitués à ces tâches sans port de l'exosquelette, ils étaient inclus dans le protocole de familiarisation à l'exosquelette. Celui-ci était identique à celui du premier article avec 6 sessions d'une heure, réparties sur deux semaines. Les sessions étaient espacées de 48 h à 72 h. Ce protocole de familiarisation consistait en un ensemble de tâches générales (marcher, soulever, manutentionner, motricité fine) exécutées plusieurs fois pour favoriser les apprentissages moteurs liés à l'utilisation de l'exosquelette (Day et al., 2018). Le contenu du protocole de familiarisation est détaillé dans la partie matériels et méthodes du premier article de cette thèse.

8.2.3. Evaluation

Les participants étaient évalués lors de l'exécution des deux tâches expérimentales (STOOP, SQUAT, 9 répétitions) pour chaque session de familiarisation. Comme pour le premier article, l'exécution des tâches était contrôlée visuellement par l'expérimentateur. Lors de la première

session et avant le début du protocole de familiarisation, une première mesure était faite sans port de l'exosquelette dans le but d'obtenir une condition contrôle (PRE-CON), suivie d'une seconde mesure avec l'exosquelette (PRE-1). Après le protocole de familiarisation, la motricité était mesurée avec port de l'exosquelette (POST-1). Pendant les sessions 2 à 6, les participants ont effectué le protocole de familiarisation avant les mesures (POST-2 à POST-6).

8.2.4. Matériels

Les participants portaient l'exosquelette textile d'assistance du dos CORFOR[®] (Figure 15, CORFOR[®]-V2, Villemus, France) déjà décrit dans la première étude. Les mesures étaient effectuées lors des tâches STOOP et SQUAT.

8.2.5. Cinématique

La position tridimensionnelle de trois marqueurs placés sur la caisse aux deux coins antérosupérieurs et au coin antéroinférieur droit était mesurée à l'aide d'un système optoélectronique à 8 caméras (150 Hz, MIQUS M5, Qualisys, Göteborg, Suède).

8.2.6. Mesures électromyographiques

L'activité EMG des muscles Soleus (S), Tibialis Anterior (TA), Biceps Femoris (BF), Vastus Lateralis (VL), Gluteus Maximus (GM), Tensor Fascia Latae (TFL), Erector Spinae (ES), Rectus Abdominis (RA), Obliquus Externus (OE), Latissimus Dorsi (LD), Trapezius Medius (TM), Triceps Brachialis (TB)(chef long), Biceps Brachialis (BB)(chef long), Deltoideus Anterior (DA) a été mesurée à l'aide d'électrodes EMG de surface (Trigno[™], Delsys, Natick, MA, USA). La distance inter-électrodes était de 1 cm. Après un rasage, une légère abrasion de la peau et un nettoyage à l'alcool pour limiter l'impédance, chaque électrode était placée selon l'arrangement longitudinal des fibres musculaires sous-jacentes et le cas échéant selon les recommandations SENIAM (H. J. Hermens et al., 2000). Les signaux EMG bruts étaient préamplifiés (gain 300, bande passante 20-450 Hz) et échantillonnés à 2000 Hz. L'ensemble des signaux EMG étaient synchronisés et enregistrés au format numérique au moyen du logiciel Qualisys Track Manager 2020 (Qualisys, Göteborg, Suède).

8.2.7. Traitement des données

Pour chaque mouvement étudié (STOOP, SQUAT), une succession d'une phase montante et d'une phase descendante était considérée comme un cycle de manutention. Afin d'identifier le début et la fin de chaque répétition, les séries temporelles de position verticale de la caisse

étaient utilisées. Plus précisément, les minimas et maximas locaux du centre de gravité de la caisse (calculé à partir des 3 marqueurs) ont permis d'identifier respectivement la hauteur minimale et maximale de la caisse.

Les signaux EMG ont été filtrés à l'aide d'un filtre passe-bande butterworth de 4^e ordre (30-450 Hz), puis rectifiés. L'enveloppe de chaque signal a été extraite à l'aide d'un filtre passe-bas butterworth de 4^e ordre, avec une fréquence de coupe de 6 Hz (Tan et al, 2019) sans décalage temporel. Ensuite, les signaux étaient normalisés dans le temps sur 200 points par cycle de manutention, avec 100 points sur la phase montante et 100 points sur la phase descendante. Les signaux étaient ensuite normalisés en amplitude par rapport à la valeur pic de chaque cycle. Enfin, une matrice EMG initiale était construite par concaténation des enveloppes EMG de tous les muscles pour tous les cycles de manutention.

L'extraction des synergies musculaires a été effectuée par factorisation matricielle non-négative (NNMF) de cette matrice EMG initiale. A ce titre, l'algorithme de mise à jour multiplicatives (Lee & Seung, 2000) a été utilisée (fonction Matlab `nnmf.m`, option « mult ») tel que :

$$\mathbf{E} = \mathbf{WC} + \mathbf{e}$$

où \mathbf{E} correspond à la matrice EMG initiale une matrice initiale i -par- j ($i = 14$ muscles et $j =$ nombre de points temporels, soit 9×2000 points), \mathbf{W} correspond à une matrice i -par- n ($n =$ nombre de synergies), \mathbf{C} correspond à une matrice n -par- j et \mathbf{e} est une matrice i -par- j . La matrice \mathbf{W} représente la composition des synergies musculaires (aussi appelée module moteur), soit le poids relatif de chaque muscle au sein de chaque synergie. La matrice \mathbf{C} correspond à l'activation temporelle des synergies musculaires (aussi appelée primitive motrice), soit le recrutement dans le temps de chaque synergie musculaire. La matrice \mathbf{e} correspond à l'erreur résiduelle. Parce qu'ici la NNMF est basée sur des mises à jour itératives d'une estimation aléatoire initiale de \mathbf{W} et de \mathbf{C} , l'algorithme converge systématiquement vers une solution optimale locale [voir Lee et Seung (2000) pour plus de détails]. Pour éviter les minima locaux, l'algorithme a été répété 200 fois pour chaque participant. La solution la moins coûteuse a été retenue (c'est-à-dire, le minimum d'erreur élevée au carré entre les modèles EMG originaux et reconstruits).

Néanmoins, le nombre de synergies musculaires (n) à extraire par NMF doit être défini *a priori*. A ce titre, la définition du nombre de synergies musculaires s'est appuyée sur la relation entre la variance expliquée (VAF, de l'anglais *Variance Accounted For*) et le nombre de synergies musculaires. La VAF est définie comme le coefficient de corrélation de Pearson non centré (Torres-Oviedo et al., 2006). A partir d'une approche itérative, la VAF est calculée avec

un nombre croissant de synergies musculaires, allant de 1 jusqu'au nombre de muscles étudiés (ici 14). Notre critère pour définir n a suivi la méthodologie proposée par Clark et al (2010), soit n le nombre de synergies musculaires expliquant plus de 90 % variance ou jusqu'à ce que l'ajout d'une synergie supplémentaire n'accroît pas la VAF de plus de 5 %.

Pour les variations d'activation des synergies dans le temps, des variables dépendantes ont été calculées afin de déterminer (i) la durée d'activation d'une synergie au cours d'un cycle, (ii) la phase du cycle concernée par l'activation d'une synergie et (iii) la variabilité inter-cycle de recrutement d'une synergie. Pour quantifier la durée d'activation d'une synergie au cours d'un cycle, la largeur à mi-hauteur (FWHM, de l'anglais Full-Width at Half-Maximum) a été calculée (Martino et al., 2015). La FWHM correspond au nombre de points temporels (en % d'un cycle) où le niveau d'activité d'une synergie musculaire est supérieur à la moitié de la valeur maximale. Le centre d'activité (CoA en % d'un cycle) a été calculé pour déterminer la phase du mouvement concernée par le recrutement d'une synergie (Martino et al, 2015). Le CoA correspond au barycentre du pattern d'activation d'une synergie au cours d'un cycle tel que :

$$A = \sum_{t=1}^{200} (\cos \theta_t \times C_t)$$

$$B = \sum_{t=1}^{200} (\sin \theta_t \times C_t)$$

$$CoA = \tan^{-1} \left(\frac{B}{A} \right)$$

Où θ correspond à la durée du cycle transformée en coordonnées polaires et varie entre 0 et 360°, et C le coefficient d'activation de la synergie au point temporel t . A ce titre, la valeur de CoA est initialement donnée en ° mais a été par la suite transformée en coordonnées cartésiennes afin de fournir un équivalent en % de cycle. Enfin, la variabilité inter-cycle du recrutement d'une synergie musculaire a été obtenue à partir du calcul du ratio de variance (VR de l'anglais *Variance Ratio*) qui correspond à la variance du signal d'un cycle divisée par la variance totale, tel que :

$$VR = \frac{\sum_{t=1}^{200} \sum_{c=1}^9 (C_{tc} - \bar{C}_t)^2 / 200(9 - 1)}{\sum_{t=1}^{200} \sum_{c=1}^9 (C_{tc} - \bar{C})^2 / (200 \cdot 9 - 1)}$$

Où C_{tc} correspond au coefficient d'activation d'une synergie au temps t du cycle c , \bar{C}_t le coefficient d'activation moyen au temps t à travers tous les cycles et \bar{C} la moyenne de tous les coefficients d'activation (Kadaba et al., 1985).

Pour FWHM et CoA, les valeurs ont été calculées pour chaque cycle puis moyennées à travers les 9 cycles. Par définition, une seule valeur de VR a été obtenue pour les 9 cycles de manutention.

8.2.8. Statistiques

Pour vérifier la similarité (s) de la composition des synergies musculaires entre PRE-CON et PRE-1, ainsi qu'entre PRE-1 et les mesures suivantes (POST-1 à POST-6), le produit scalaire entre les vecteurs d'une même synergie ont été calculés. Pour chaque distribution de comparaison 2-à-2, l'étendue (min-max) ainsi que le pourcentage d'occurrence où $s > 0.80$ ont été renseignés.

Une ANOVA à mesures répétées à 1 facteur (PRE-1, POST-1 à POST-6) était utilisée pour tester l'effet du protocole de familiarisation à l'exosquelette. Les effets significatifs étaient ensuite analysés à l'aide de comparaisons appariées post-hoc HSD de Tukey pour distinguer les phases d'évolution et de stabilisation. La phase d'évolution était caractérisée par des différences statistiques entre les sessions au fur et à mesure du protocole. La phase de stabilisation était caractérisée par un plateau avec une absence de différence entre les sessions consécutives faisant partie du plateau. La familiarisation était définie comme tout changement après PRE-1, suivie d'un plateau. De plus, des tests t de Student appariés étaient utilisés pour quantifier l'effet du port de l'exosquelette par rapport à la condition contrôle (PRE-CON). Dans le cas d'une phase de stabilisation, un test t était utilisé pour évaluer l'effet de l'exosquelette entre PRE-CON et PRE-1 et un autre entre PRE-CON et la première session de la phase de stabilisation.

8.3. Résultats

Le nombre de synergies reproduisant à minima 90 % de la VAF était systématiquement de 2, quelle que soit la condition et le sujet (Tableau 7). Pour la tâche STOOP (Figure 19), la synergie 1, activée lors de la phase descendante du cycle de manutention, était composée des muscles S, VL, OE, RA, DA et TB. À l'inverse, la synergie 2, activée pendant la phase montante du cycle de manutention, était composée des muscles, BF, GM, ES, TM, et BB. Pour la tâche SQUAT (Figure 20), la synergie 1, activée lors de la phase descendante, était composée des muscles TA, VL, OE et DA. La synergie 2, activée lors de la phase montante, était quant à elle composée des muscles BF, TFL, GM, et BB.

Les vecteurs sont restés similaires tout au long du protocole de familiarisation pour les tâches STOOP et SQUAT avec un indice de similarité moyen systématiquement supérieur à 80 %.

Pour la tâche STOOP, l'ANOVA à mesures répétées a montré un effet principal significatif pour le centre d'activité de la synergie 2 ($p = 0,04$; $F = 2,4$). Cependant, les analyses post-hoc n'ont révélé aucune différence entre les sessions avec des valeurs variant entre $161,6 \pm 6$ et $164,5 \pm 7,1$. Les analyses ANOVA sur les autres variables n'ont montré aucun effet principal significatif (Tableaux 5 et 6). Pour la tâche SQUAT, l'ANOVA à mesures répétées n'a pas non plus montré d'effet significatif pour l'ensemble des variables mesurées (Tableaux 5 et 6).

Tableau 5 : Résultats des ANOVA à mesures répétées pour les tâches STOOP et SQUAT.

	STOOP		SQUAT	
	p	F	p	F
COA Synergie 1	0,2	1,5	0,7	0,7
COA Synergie 2	0,04	2,4	0,4	1,1
FWHM Synergie 1	0,2	1,4	0,8	0,5
FWHM Synergie 2	0,6	0,8	0,6	0,8
VR Synergie 1	0,7	0,7	0,2	1,6
VR Synergie 2	0,1	1,8	0,6	0,8

Tableau 6 : Moyennes \pm ET des CoA, FWHM, et VR pour les deux synergies lors des tâches STOOP et SQUAT au cours du protocole de familiarisation.

	Synergie	PRE-1	POST-1	POST-2	POST-3	POST-4	POST-5	POST-6		
STOOP	CoA	1	76,56 \pm 7,32	75,17 \pm 4,81	73,89 \pm 7,04	74,17 \pm 6,01	74,50 \pm 6,56	73,67 \pm 6,55	73,67 \pm 4,87	
		2	164,39 \pm 6,30	164,50 \pm 7,12	161,83 \pm 9,45	162,33 \pm 5,94	162,28 \pm 6,29	162,89 \pm 6,79	161,56 \pm 6,02	
	FWHM	1	24,15 \pm 6,68	27,16 \pm 9,20	23,95 \pm 7,67	23,20 \pm 6,36	24,32 \pm 5,08	23,78 \pm 6,01	24,24 \pm 5,13	
		2	44,06 \pm 6,95	41,76 \pm 11,99	42,65 \pm 6,37	40,88 \pm 5,26	41,25 \pm 7,02	41,74 \pm 6,55	39,38 \pm 6,32	
	VR	1	0,10 \pm 0,04	0,11 \pm 0,04	0,10 \pm 0,05	0,11 \pm 0,05	0,12 \pm 0,05	0,11 \pm 0,06	0,11 \pm 0,04	
		2	0,06 \pm 0,01	0,08 \pm 0,03	0,07 \pm 0,02	0,07 \pm 0,03	0,07 \pm 0,02	0,07 \pm 0,02	0,07 \pm 0,02	
	SQUAT	CoA	1	88,50 \pm 24,02	86,44 \pm 9,10	82,89 \pm 6,77	83,50 \pm 8,21	84,22 \pm 7,06	84,56 \pm 8,90	89,11 \pm 23,30
			2	165,94 \pm 21,22	173,56 \pm 8,62	170,17 \pm 5,83	170,61 \pm 7,24	171,06 \pm 7,56	171,56 \pm 8,77	166,17 \pm 20,19
		FWHM	1	33,42 \pm 10,07	33,47 \pm 11,22	34,60 \pm 13,12	30,41 \pm 14,95	31,00 \pm 11,59	34,48 \pm 12,38	29,97 \pm 12,87
			2							

FWHM	2	35,88 ±	33,82 ±	33,57 ±	32,08 ±	34,89 ±	34,36 ±	35,35 ±
		7,07	9,55	9,30	6,71	11,02	11,47	8,33
VR	1	0,11 ±	0,12 ±	0,11 ±	0,13 ±	0,11 ±	0,11 ±	0,10 ±
		0,03	0,04	0,05	0,05	0,05	0,04	0,03
VR	2	0,09 ±	0,10 ±	0,10 ±	0,10 ±	0,08 ±	0,10 ±	0,09 ±
		0,04	0,04	0,04	0,03	0,03	0,03	0,03

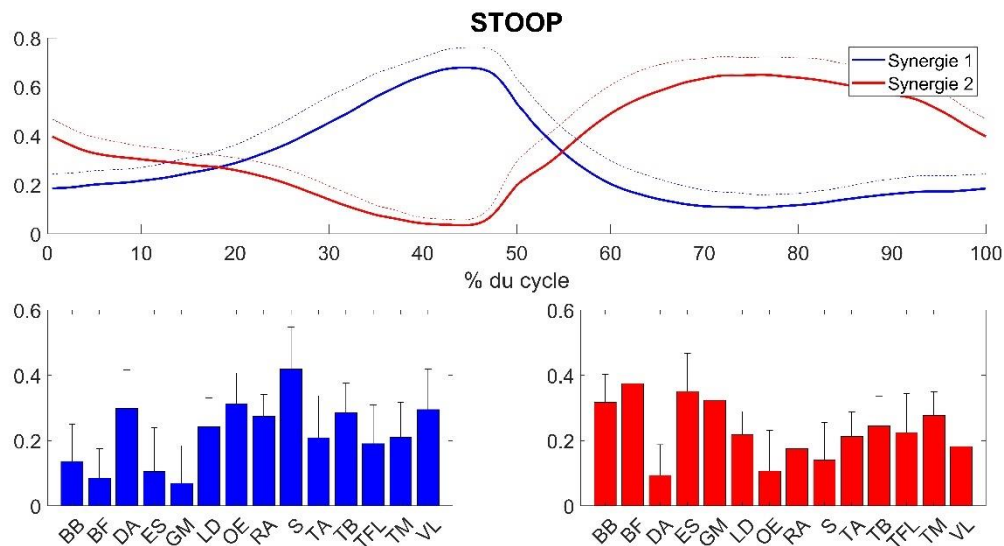


Figure 19 : Coefficients d'activation (\pm écart-type, en haut) des synergies 1 et 2 et répartition des vecteurs (\pm écart-type, en bas) lors de la tâche STOOOP.

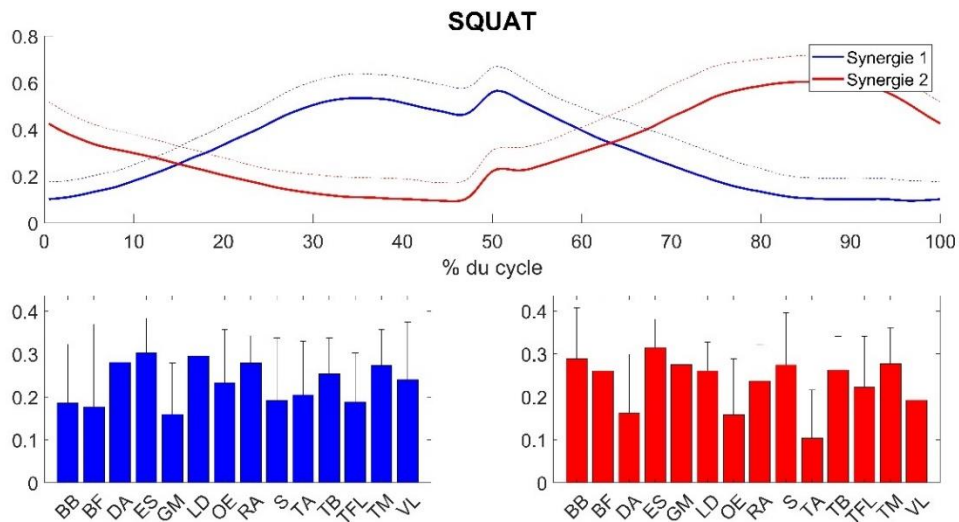


Figure 20 : Coefficients d'activation (\pm écart-type, en haut) des synergies 1 et 2 et répartition des vecteurs (\pm écart-type, en bas) lors de la tâche SQUAT.

Tableau 7 : Similarité moyenne \pm ET des vecteurs entre les sessions pour les tâches STOOP et SQUAT.

	PRE-1	POST-1	POST-2	POST-3	POST-4	POST-5	POST-6	
STOOP	PRE-1	0,93 \pm 0,14	0,89 \pm 0,17	0,9 \pm 0,14	0,94 \pm 0,14	0,89 \pm 0,14	0,94 \pm 0,11	0,86 \pm 0,18
	POST-1		0,95 \pm 0,12	0,96 \pm 0,03	0,94 \pm 0,09	0,93 \pm 0,09	0,93 \pm 0,09	0,87 \pm 0,17
	POST-2			0,94 \pm 0,11	0,92 \pm 0,13	0,9 \pm 0,13	0,91 \pm 0,15	0,85 \pm 0,2
	POST-3				0,92 \pm 0,10	0,94 \pm 0,1	0,94 \pm 0,11	0,87 \pm 0,2
	POST-4					0,94 \pm 0,12	0,98 \pm 0,02	0,9 \pm 0,18
	POST-5						0,93 \pm 0,13	0,86 \pm 0,2
	POST-6							0,86 \pm 0,17
SQUAT	PRE-1	0,89 \pm 0,17	0,81 \pm 0,2	0,85 \pm 0,17	0,81 \pm 0,2	0,82 \pm 0,19	0,83 \pm 0,18	0,86 \pm 0,11
	POST-1		0,88 \pm 0,18	0,93 \pm 0,11	0,86 \pm 0,17	0,83 \pm 0,19	0,85 \pm 0,19	0,86 \pm 0,11
	POST-2			0,93 \pm 0,12	0,85 \pm 0,18	0,83 \pm 0,19	0,85 \pm 0,19	0,86 \pm 0,19
	POST-3				0,85 \pm 0,18	0,83 \pm 0,18	0,82 \pm 0,19	0,86 \pm 0,15
	POST-4					0,81 \pm 0,19	0,84 \pm 0,18	0,86 \pm 0,19
	POST-5						0,91 \pm 0,13	0,86 \pm 0,17
	POST-6							0,86 \pm 0,17

8.4. Discussion

Le résultat principal de cette étude est que les coordinations musculaires, étudiées par le prisme des synergies musculaires, n'évoluent pas lors d'un protocole de familiarisation à l'usage d'un exosquelette textile d'assistance du dos lors de tâches de manutention.

Le nombre de synergies et la composition des vecteurs sont apparus stables tout au long du protocole de familiarisation et ce aussi bien pour la tâche de STOOP et de SQUAT. A la différence de Tan et al (2019), nous avons trouvé 2 synergies musculaires (contre trois). Cette différence peut s'expliquer potentiellement par les différences méthodologiques entre les deux études (exosquelette utilisé, tâche motrice, critère de détermination du nombre de synergies). Néanmoins, comme Tan et al (2019) nous avons observé une robustesse dans la composition

des synergies musculaires à travers les différentes conditions expérimentales. Cette robustesse soutient l'hypothèse neurale des synergies musculaires (Cheung & Bizzi, 2013), à savoir que le SNC s'appuierait sur un nombre limité de synergies musculaires pour produire des mouvements complexes.

De façon plus surprenante, les paramètres temporels de l'activation des synergies sont restés stables tout au long du protocole de familiarisation alors qu'ils sont le témoin d'une modulation de la commande au regard de l'intégration des informations sensorielles perturbées. En effet, il était attendu d'observer des différences de durée d'activation des synergies telles qu'observé précédemment lors de conditions expérimentales induisant des perturbations mécaniques (Martino et al., 2015 ; Santuz et al., 2020). Ces études précédentes avaient montré qu'en réaction à des perturbations mécaniques lors de l'exécution de la tâche motrice, le système tend à augmenter la durée d'activation des synergies. Cette stratégie vise à augmenter le temps de co-contraction entre les synergies et donc à stabiliser le système en réponse à la perturbation. Dans notre cas, l'absence de différence observée dans ce travail peut être le reflet d'une faible contrainte mécanique appliquée par l'exosquelette sur le corps. En effet, les exosquelettes n'appliquent pas tous le même degré d'assistance et cela a un impact sur le comportement moteur des participants (Schwartz et al., 2021, 2023 ; Ulrey & Fathallah, 2013). Les résultats de Tan et al., (2019) montrant des modifications temporelles dans l'activation des synergies musculaires lors de l'étude d'un exosquelette actif d'assistance du dos corroborent cette hypothèse. Enfin, l'absence d'effet sur le timing de recrutement des synergies (CoA) et leur variabilité de recrutement (VR) tend à confirmer le faible impact mécanique d'un exosquelette passif sur la commande motrice.

Il n'y a donc pas eu de modifications des synergies musculaires lors du protocole de familiarisation malgré une modification du comportement moteur observée en étude 1 au travers de la cinématique du rachis et de la perception du confort lors du même protocole de familiarisation. Cette absence d'effet du protocole de familiarisation sur les synergies musculaires complète l'absence ou les effets limités de la familiarisation à l'exosquelette sur le niveau d'activité musculaire (voir étude 1). Par la normalisation en amplitude des signaux EMG, l'analyse des coordinations musculaires par synergies musculaires ne tient pas compte du niveau d'activité musculaire et les deux approches (synergies et niveau d'activité) sont par conséquent souvent jugées complémentaires. Au bilan, aucune de ces deux approches n'a montré un véritable impact de la familiarisation à l'exosquelette sur la fonction neuromusculaire, que ce soit du point de vue de l'organisation de la commande (synergies) ou du point de vue de l'intensité de la sollicitation musculaire (niveau d'activité). Ainsi, il semble

que ces différences soient trop faibles pour induire une réelle modification de la commande centrale.

8.5. Conclusion

Cette étude est la première à évaluer l'effet d'un protocole de familiarisation à l'utilisation d'un exosquelette passif textile d'assistance du dos sur la modulation des synergies musculaires. Selon nos résultats, le protocole de familiarisation n'a entraîné aucun changement dans les coordinations musculaires, malgré un effet de ce protocole sur la cinématique articulaire et la perception du confort. L'évaluation de l'effet d'un tel exosquelette sur la modulation des synergies musculaires peut ainsi être réalisée sans familiarisation préalable. Enfin, il apparaît que le déploiement de l'exosquelette CORFOR[®] en entreprise ne comporte pas de risque quant aux potentielles modifications de coordinations lors du port de celui-ci.

9. Etude 3

Effets du port d'un exosquelette passif textile d'assistance du dos sur les contraintes lombaires quantifiées par modélisation musculosquelettique lors d'une tâche de manutention.

Article soumis dans la revue *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*.

Favennec, A., Moissenet, F., Frère, J., Mornieux, G. Effects of a soft back exoskeleton on lower lumbar spine loads during manual materials handling: a musculoskeletal modelling study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*.

Les résumés suivants, résultats du travail de ce chapitre, ont été soumis, acceptés et présentés aux conférences suivantes :

- **Favennec, A.**, Frère, J., Moissenet, F., Mornieux, G. (2023). Effects of a soft back exoskeleton on lumbar loading during a manual handling task: a pilot simulation study. *ECSS Book of abstract, 28th Annual Congress*, page 650. (Poster)
- **Favennec, A.**, Frère, J., Moissenet, F., Mornieux, G. (2023). Effects of a soft back exoskeleton on lumbar loading during a manual handling task: a pilot simulation study. Journée scientifique de l'école doctorale BioSE. (Poster)

Des copies des résumés sont présentes en annexes.

9.1. Introduction

Comme décrit en chapitre 1, les tâches de manutention peuvent induire de fortes contraintes au niveau lombaire et ainsi augmenter le risque de TMS (Coenen et al., 2014; Norman et al., 1998), qui sont un problème majeur pour les travailleurs de l'industrie, du bâtiment et des travaux publics, puisque près de 40% de cette population sont touchés (*Eurofound*, 2012). Les exosquelettes d'assistance du dos sont une solution ergonomique pour réduire ces contraintes lombaires lors de tâches de manutention, mais leurs effets sont disparates dans la littérature (de Looze et al., 2016 ; Theurel & Desbrosses, 2019).

Parmi les exosquelettes passifs, le CORFOR[®] peut réduire l'activité musculaire des extenseurs du rachis lors de tâches de manutention (Schwartz et al., 2021) et est abordable même pour les petites entreprises. En ce sens, cet exosquelette semble prometteur en termes de prévention des TMS lombaires, même si pour le moment, ses effets objectifs sur les contraintes mécaniques lombaires n'ont pas été quantifiés. Les contraintes lombaires ont par exemple déjà été évaluées lors de l'utilisation d'un exosquelette passif rigide d'assistance du dos (Madinei & Nussbaum, 2023), grâce à un modèle validé sur le logiciel Anybody (Bassani et al., 2017). De plus, Picchiotti et al. (2019) et Koopman, Kingma, et al. (2020) ont évalué les contraintes articulaires lombaires lors de l'utilisation d'un exosquelette passif rigide d'assistance du dos grâce à un modèle EMG (Granata & Marras, 1995a). Bien que ces études apportent des informations intéressantes sur les possibles effets bénéfiques des exosquelettes, la disponibilité et la facilité d'utilisation de leurs modèles pour les autres chercheurs est un facteur limitant. Abdoli-Eramaki et al. (2007) ont aussi évalué les contraintes articulaires lombaires avec ce type d'exosquelette mais en utilisant un modèle empirique dans lequel la composante musculaire était très simple. D'autres auteurs ont utilisé un logiciel libre disponible sur la plateforme communautaire OpenSim (Delp et al., 2007) pour étudier l'influence d'un exosquelette passif rigide d'assistance du dos sur les contraintes articulaires lombaires (Zhang et al., 2016). Cependant, en dépit de résultats prometteurs, la population recrutée était faible en nombre (n = 3).

Les articles cités précédemment ont évalué l'effet d'exosquelettes rigides d'assistance du dos sur les contraintes lombaires et ont amélioré la compréhension de leurs effets bénéfiques au-delà des seules mesures d'activité musculaire. Pour le moment, la faible quantité de données disponibles dans la littérature, conjuguée au besoin d'un modèle facilement accessible pour la communauté, afin de quantifier les contraintes articulaires lombaires lors de l'utilisation d'un exosquelette textile d'assistance du dos, requiert des recherches supplémentaires. A ce sujet, les

modèles corps complet OpenSim validés pour la quantification des contraintes articulaires lombaires lors de tâches de manutention représente une solution libre d'accès intéressante (Beaucage-Gauvreau et al., 2019; Bruno et al., 2015), mais n'ont pas encore été utilisés pour évaluer les effets d'exosquelettes d'assistance du dos.

L'objectif de cette étude est d'implémenter un exosquelette textile d'assistance du dos dans un modèle musculosquelettique validé et en libre d'accès (Beaucage-Gauvreau et al., 2019) et d'évaluer ses effets sur les contraintes articulaires lombaires lors d'une tâche de manutention. Cette étude s'est concentrée sur l'exosquelette textile d'assistance du dos CORFOR[®]. Nous émettons l'hypothèse que l'utilisation de ce dispositif réduira non seulement l'activité musculaire des extenseurs du rachis, mais aussi les moments de flexion, ainsi que les forces de compression et de cisaillement articulaires.

9.2. Matériels et méthode

9.2.1. Participants

Quinze hommes ($22,8 \pm 2,6$ ans, $74 \pm 5,2$ kg, $177,3 \pm 2,9$ cm) furent recrutés pour cette étude. La taille d'échantillon a été estimée grâce à une analyse de puissance en utilisant une puissance de 80% et les tailles d'effets rapportées dans la littérature pour les différences de forces de compressions et de cisaillement articulaires (Von Arx et al., 2021) entre les techniques de stoop et de squat (niveau alpha = 0,05). Les participants étaient inclus dans cette étude uniquement s'ils n'avaient pas eu de douleurs dans le dos ou les membres dans les 3 derniers mois, ni eu de chirurgie du dos. Ce protocole concorde avec le Déclaration d'Helsinki de 1964 et ses amendements ultérieurs et a été approuvée par le comité d'éthique locale (CERSTAPS n°IRB00012476-2023-17-01-221). Le consentement écrit des participants a été recueilli avant leur participation.

9.2.2. Exosquelette

L'exosquelette CORFOR[®] (Figure 22) était utilisé dans cette étude. C'est un exosquelette textile d'assistance du dos (CORFOR[®]-V2, Villemus, France) composé de deux bandes élastiques attachées aux épaules et aux genoux. La flexion des hanches et du rachis entraîne une tension des élastiques qui assistent alors passivement l'extension des hanches et du rachis. Cet exosquelette a été choisi car il est largement utilisé dans les entreprises, grâce à son faible coût d'achat et sa facilité d'utilisation. De plus, il a précédemment été montré dans la littérature que son utilisation pouvait soulager les érecteurs spinaux lors de tâches de manutention (Schwartz et al., 2021).

9.2.3. Protocole

Premièrement, les participants étaient familiarisés à l'utilisation du CORFOR[®] durant six sessions d'une heure en suivant le protocole décrit en étude 1 (Favennec et al., 2024). Ensuite, il était demandé aux participants d'effectuer la tâche STOOP décrite en étude 1, qui consistait à lever une caisse de 8kg à une hauteur de 15 cycles par minute à une hauteur de 105 cm en minimisant la flexion des genoux. Les participants effectuaient 9 cycles de manutention, une fois avec l'exosquelette (EXO) et une fois sans (FREE), dans un ordre aléatoire.

9.2.4. Modèle musculosquelettique

Le modèle musculosquelettique générique Lifting Full Body (LFB) (Beaucage-Gauvreau et al., 2019), composé de 30 segments, 29 degrés de liberté et 238 unités musculo-tendineuses suivant les propriétés mécaniques de Hill (muscles du tronc uniquement) était mis à l'échelle des caractéristiques anthropométriques des participants, en préservant leur masse. Ce modèle a été validé pour l'estimation des contraintes articulaires lombaires chez des participants sains pour des tâches de levage symétrique et asymétrique (Beaucage-Gauvreau et al., 2019).

Pour la condition EXO, l'exosquelette était ajouté au modèle générique en tant que ressort (classe OpenSim API pathpring) des épaules jusqu'aux genoux, le long du dos. La longueur de repos et la raideur de chaque élastique étaient mesurées avant l'expérience (500N/m, voir les annexes). Le trajet de l'exosquelette était alors déterminé grâce à 8 marqueurs collés sur chaque bande élastique et ajoutés au modèle mis à l'échelle.

Pour chacune des conditions EXO et FREE, le poids de la caisse était ajouté au modèle en alourdissant chaque main de 4kg en son centre de gravité lors de l'étape de mise à l'échelle, comme suggéré dans la littérature (Akhavanfar et al., 2022).

Les détails supplémentaires concernant le modèle sont disponibles en annexes.

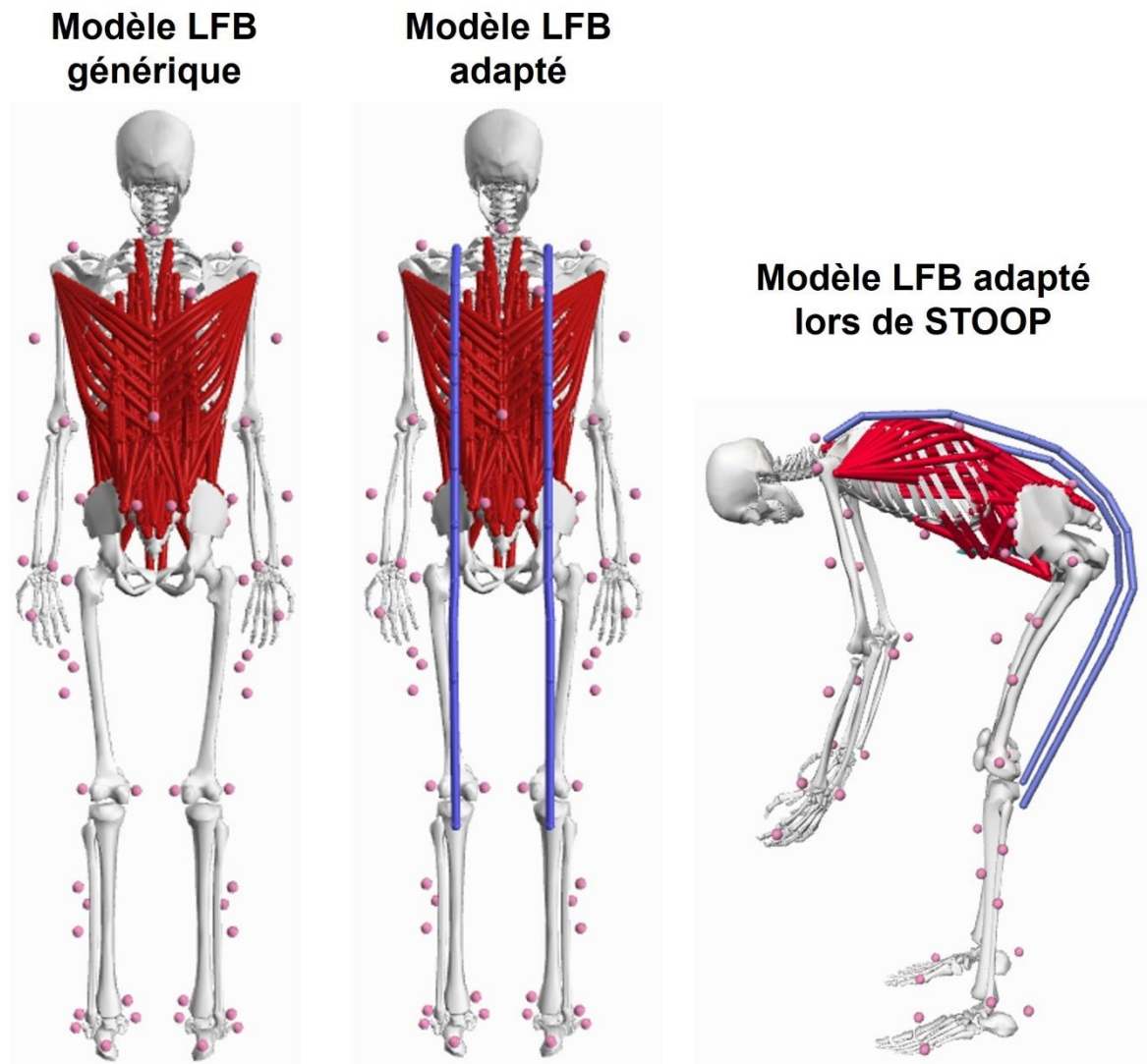


Figure 21 : Vue de dos du modèle Opensim LFB (Beaucage Gauvreau et al., 2019) (Gauche) ; vue de dos du modèle LFB complété avec l'exosquelette (Milieu) ; Vue sagittale du modèle LFB adapté lors d'une tâche STOOP (Droite).

9.2.5. Acquisition des données

Les trajectoires tridimensionnelles d'un ensemble de marqueurs cutanés réfléchissants ont été mesurées lors de chaque essai à l'aide de 14 caméras optoélectroniques (Arqus A12, 200 Hz, Qualisys, Suède). Le markerset (adapté de (Raabe & Chaudhari, 2016)) était composé de 67 marqueurs : processus xiphoïde, manubrium, C7, T8, T12, et bilatéralement les acromions, processus olécranes, les processus styloïdes de l'ulna et du radius, les têtes des 2nd métacarpes, les épines iliaques supérieures antérieures et postérieures, les épicondyles fémoraux, les malléoles, les calcanei, et les 1^{ère} et 5^{ème} têtes métatarsiennes (Figure 22). Des marqueurs techniques supplémentaires et des clusters de marqueurs étaient placés sur les bras, les avant-

bras, les cuisses, les jambes et étaient inclus dans le markerset. Parmi eux, 16 marqueurs étaient dédiés à la mesure de la cinématique du CORFOR® (Figure 22). L'activité bilatérale des érecteurs spinaux (ES) était mesurée à l'aide d'électrodes EMG (Trigno Duo sensor, 2000 Hz, Delsys, USA). Toutes les données étaient mesurées et synchronisées avec le logiciel Qualisys Track Manager (2023, Qualisys, Suède).

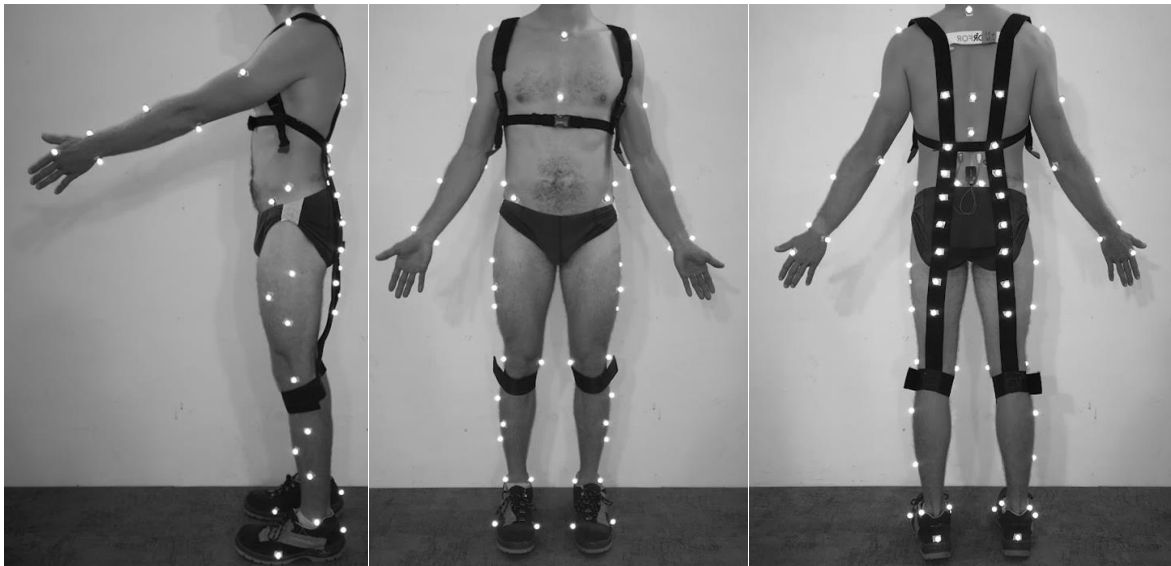


Figure 22 : Markerset corps complet adapté de l'article de Raabe & Chaudhari (2016). L'exosquelette CORFOR® est équipé de 8 marqueurs sur chaque bande élastique. L'activité musculaire bilatérale des érecteurs spinaux est mesurée avec des électrodes EMG de surface.

9.2.6. Traitement des données

Les trajectoires des marqueurs ont été filtrées à l'aide d'un filtre passe-bas Butterworth de 4^{ème} ordre avec une fréquence de coupe de 6Hz. Les signaux EMG ont été filtrés avec un filtre passe-bande Butterworth de 4^{ème} ordre (30-450Hz) et l'activité moyenne des RMS de ES droit et gauche était calculée comme classiquement fait dans la littérature (Lamers et al., 2018; Schwartz et al., 2023). La valeur moyenne des 9 cycles était ensuite calculée pour chaque participant (un cycle comprenant une phase descendante suivie d'une phase montante, déterminées grâce à la trajectoire verticale de la caisse).

Un programme Matlab (2023a, The Mathworks, USA) a été développé comme environnement de programmation pour utiliser les bibliothèques OpenSim 4.3 (Delp et al., 2007) pour toutes les étapes de modélisation musculosquelettique du traitement de données. L'outil de cinématique inverse a permis de faire suivre au modèle la cinématique mesurée en minimisant les erreurs de moindres carrés pondérés entre les marqueurs expérimentaux et les

marqueurs virtuels. L'outil de dynamique inverse a permis de calculer les moments articulaires grâce aux données de cinématique inverse et aux propriétés inertielles des segments. L'outil d'optimisation statique a permis d'estimer les forces musculaires en minimisant la somme des carrés des activations musculaires pour équilibrer les moments articulaires calculés par dynamique inverse. En particulier, la force maximale des érecteurs spinaux était calculée par la somme des forces des muscles longissimus thoracis pars lumborum, longissimus thoracis pars thoracis, iliocostalis lumborum pars thoracis, et iliocostalis lumborum pars lumborum (Bogduk, 2005; Christophy et al., 2012). L'outil d'analyse des forces de réaction articulaires a été utilisé pour estimer les valeurs absolues maximales de forces de compression et de cisaillement au niveau du rachis lombaire, plus précisément au niveau des articulations L4/L5 et L5/S1 comme déjà effectué dans la littérature (Beaucage-Gauvreau et al., 2019 ; Von Arx et al., 2021).

9.2.7. Traitement statistique

Après avoir vérifié la normalité de la distribution des données (Test de Shapiro-Wilk), des tests t de Student ont été utilisés pour évaluer l'effet de l'exosquelette (EXO vs. FREE) sur les valeurs maximales de moment de flexion lombaire, forces de compression et de cisaillement lombaire et force des ES, ainsi que l'activité EMG moyenne des ES. Le niveau de significativité était réglé à $\alpha = 0.05$. La taille d'effet était quantifiée à l'aide du d de Cohen, considéré comme moyen au-dessus de 0,5 et élevé au-dessus de 0,8 (Cohen, 1988).

9.3. Résultats

Les pics de moments de flexion lombaire (Tableau 8, Figure 23) ont significativement diminué entre FREE et EXO au niveaux L4/L5 et L5/S1. La différence entre FREE et EXO était relativement constante (0,25Nm/kg), quelle que soit l'articulation. Les forces de compression maximales ont significativement diminué entre FREE et EXO (Tableau 8, Figure 23). La différence FREE-EXO allait de 2.9 ± 1.7 N/kg pour L4/L5 à 2.5 ± 1.7 N/kg pour L5/S1. Les forces de cisaillement maximales ont significativement diminué entre FREE et EXO (Tableau 8, Figure 23). La différence FREE-EXO allait de 0.9 ± 0.5 N/kg pour L4/L5 à 1.5 ± 0.7 N/kg pour L5/S1. Les moments pics déployés par les moteurs de réserves lors de l'optimisation statique était inférieurs aux 10% de moments articulaires pics (voir les données en annexes).

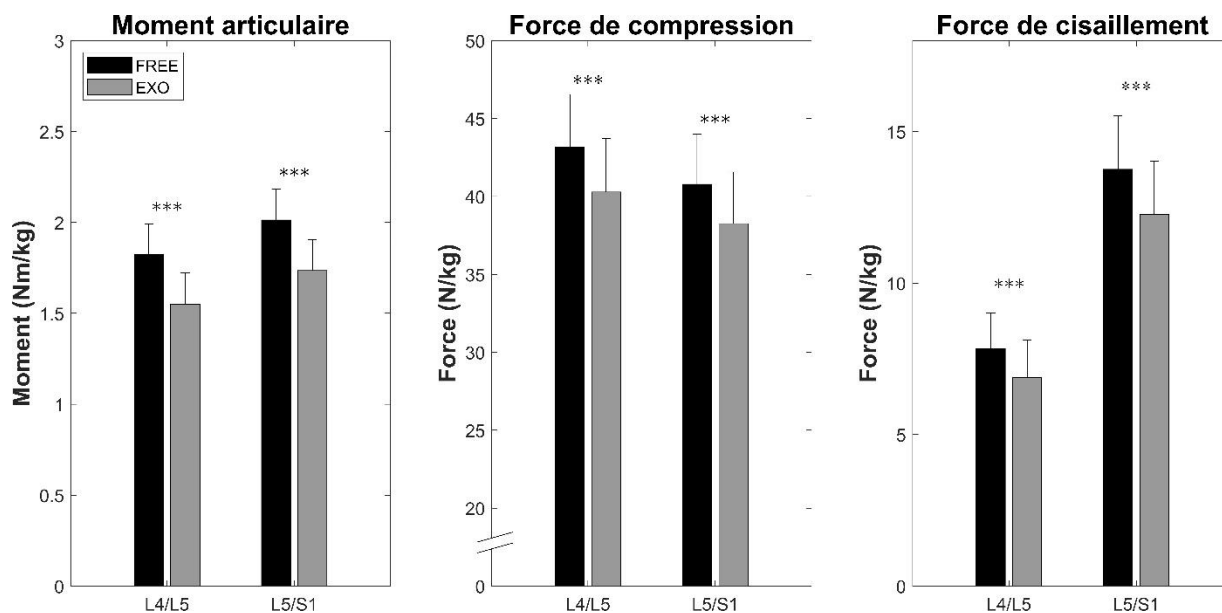


Figure 23 : Moyenne \pm ET des pics de moment de flexion, forces de compression et de cisaillement aux articulations L4/L5 et L5/S1 lors de la tâche de manutention avec (EXO) et sans (FREE) l'exosquelette. *** EXO significativement inférieur à FREE ($p < 0,001$).

Tableau 8 : Moyenne \pm ET des pics de moment de flexion, forces de compression et de cisaillement aux articulations L4/L5 et L5/S1 et des force maximale et activité musculaire moyenne des ES lors de la tâche de manutention avec (EXO) et sans (FREE) l'exosquelette. Les d de Cohen et valeurs p sont rapportées pour comparer FREE et EXO.

	Articulation	FREE	EXO	FREE-EXO	p	d
Moment (N.m)	L4/L5	1.82 \pm 0.16	1.55 \pm 0.15	0.27 \pm 0.08	<0.001	3.4
	L5/S1	2.01 \pm 0.17	1.73 \pm 0.17	0.28 \pm 0.09	<0.001	3.1
Compression (N/kg)	L4/L5	43.2 \pm 3.4	40.3 \pm 3.4	2.9 \pm 1.7	<0.001	1.7
	L5/S1	40.8 \pm 3.2	38.3 \pm 3.3	2.5 \pm 1.7	<0.001	1.5
Cisaillement (N/kg)	L4/L5	7.8 \pm 1.2	6.9 \pm 1.3	1 \pm 0.5	<0.001	1.8
	L5/S1	13.8 \pm 1.8	12.3 \pm 1.8	1.5 \pm 0.7	<0.001	2

L'activité EMG moyenne des ES n'était pas affectée par l'exosquelette (FREE = 45,9 \pm 14,9 μ V ; EXO = 43,9 \pm 16,9 μ V ; $p = 0,1$; $d = 0,45$). Cependant, la force maximale de ES était significativement inférieur dans la condition EXO comparé à FREE (FREE = 2518 \pm 259 N ; EXO = 2134 \pm 210 N ; $p < 0,001$; $d = 2,83$).

9.4. Discussion

L'objectif de cette étude était d'adapter un modèle musculosquelettique validé et libre d'accès pour prendre en compte les effets d'un exosquelette textile d'assistance du dos, pour

évaluer ses effets sur la réduction des contraintes articulaires lombaires lors de tâches de manutention. Le résultat principal est que porter le CORFOR® permet de réduire les pics de contraintes articulaires lombaires (moment de flexion, forces de compression et de cisaillement). De plus, le pic de force des ES était plus faible lors de l'utilisation du CORFOR®, malgré une absence de réduction de l'activité EMG moyenne des ES.

9.4.1. Applicabilité du modèle musculosquelettique

Dans cette étude, les résultats de Beaucage-Gauvreau et al. (2019) ont été reproduits pour les pics de moments de flexion lombaire et les pics de forces de compression et de cisaillement avec un autre jeu de données sans port de l'exosquelette. En particulier, les moments pics de flexion lombaire concordent avec les données de Beaucage-Gauvreau et al. (2019), avec des valeurs d'environ 2Nm/kg pour L4/L5. Les pics de forces de compression et de cisaillement, respectivement d'environ 40 N/kg et 8 N/kg pour L4/L5, étaient aussi en accord avec les résultats de Beaucage-Gauvreau et al. (2019). De plus, les contraintes articulaires quantifiées pour les articulations L4/L5 et L5/S1 (forces et moments) concordent avec les données de Von Arx et al. (2021), qui ont utilisé un autre modèle musculosquelettique.

L'intégration de l'exosquelette CORFOR® dans un modèle OpenSim existant a été permise grâce aux caractéristiques élastiques du dispositif. Cela a permis de distribuer l'assistance cinétique de l'exosquelette sur le rachis lors d'une tâche de manutention et d'estimer les contraintes articulaires lombaires. Globalement le niveau de réduction des contraintes articulaires lombaires est comparable à la littérature (Koopman, Näf, et al., 2020 ; Madinei & Nussbaum, 2023) et démontre la pertinence du modèle développé dans cette étude. Ainsi, cette étude fournit un outil fiable basé sur une plateforme libre d'accès et facile d'utilisation pour quantifier les effets d'un exosquelette textile d'assistance du dos sur les contraintes articulaires lombaires. La méthodologie utilisée dans cette étude pourrait être adaptée à d'autres exosquelettes textiles d'assistance du dos ou d'autres articulations. De plus, en prenant en compte les forces musculaires, ce modèle ne fournit pas uniquement les moments articulaires (estimables par une approche de dynamique inverse plus conventionnelle) mais aussi les forces de réaction articulaires (décomposées ici en forces de compression et de cisaillement). Cela a été ici fait sans utiliser de modèle EMG complexe, qui peut être difficile à utiliser pour quantifier l'effet d'un exosquelette à cause des conflits potentiels entre électrodes et exosquelette.

9.4.2. Effets de l'exosquelette sur les contraintes articulaires lombaires.

Nos résultats ont montré une diminution significative des pics de moment de flexion et de forces de compression aux niveaux L4/L5 et L5/S1 lors du port de l'exosquelette, comme décrit dans la littérature (Frost et al., 2009 ; Koopman, Näf, et al., 2020 ; Madinei & Nussbaum, 2023 ; Zhang et al., 2016). Les pics de moment de flexion et de force de compression étaient influencés de la même manière aux niveaux L4/L5 et L5/S1. En effet, un test de corrélation sur ces données a montré une corrélation significative modérée ($r = 0,6, p < 0,001$) entre les pics de moment et de force de compression articulaires. Cela suggère que la simple quantification des moments articulaires lombaires pourrait être un bon indicateur des forces de compressions lombaires. Cela semble aller dans le même sens que les résultats observés dans la littérature (J. Van Dieën & Kingma, 2005 ; Von Arx et al., 2021). Dans cette étude, les pics de force de réaction articulaire antéro-postérieur ont diminué aux niveaux L4/L5 et L5/S1. Ces forces de réactions impactant l'intégrité du rachis (Gallagher & Marras, 2012), ce paramètre devrait d'avantage focaliser l'attention lors de l'évaluation des contraintes articulaires lombaires.

La réduction du pic de force des ES observé lors de l'utilisation de l'exosquelette concorde avec la réduction des moments articulaires (Zhang et al., 2016), les muscles ES étant les principaux contributeurs au moment d'extension interne qui contrebalance le moment externe de flexion. Ainsi, une diminution du moment de flexion, induit par l'utilisation de l'exosquelette, réduirait la force développée par les ES. Cependant, l'activité musculaire moyenne des ES n'a pas diminué lors du port de l'exosquelette. Bien que Schwartz et al. (2021) ont montré une diminution de l'activité EMG des ES lors de l'utilisation du CORFOR[®] lors de tâches de manutention, cette réduction d'activation n'était significative que dans un intervalle spécifique d'inclinaison du tronc entre 50° et 70°. Ce résultat suggère que la valeur de RMS sur le cycle complet, comme fréquemment effectué dans la littérature (Huysamen et al., 2018 ; Schwartz et al., 2023), ne serait pas un bon indicateur des contraintes subies par les ES. Par conséquent, il serait recommandable d'estimer les forces musculaires grâce à un modèle musculosquelettique validé, ou d'utiliser des variables EMG plus spécifiques (moyenne sur un intervalle de temps plus court) lors de l'évaluation des contraintes articulaires lombaires lors de tâches de manutention.

9.4.3. Limites

Cette étude a plusieurs limites. Premièrement, les contraintes articulaires lombaires ont été calculées grâce à une procédure d'optimisation statique qui minimise la somme des activations musculaires au carré. Cependant, sans critère d'optimisation spécifique, les co-contractions

musculaires ne peuvent être prédites par le modèle (Forster et al., 2004 ; Trepczynski et al., 2018). En conséquence, toute influence de l'exosquelette sur les co-contractions musculaires n'a pas été évaluée, en dépit de leur influence connue sur les forces de réactions articulaires (Granata et al., 2005 ; Granata & Marras, 1995b). Deuxièmement, les forces appliquées par l'exosquelette sur les segments n'ont pas été mesurées lors de l'expérience, mais estimées numériquement en utilisant les propriétés de raideur des bandes élastiques de l'exosquelette. Ainsi, il est possible que ces forces aient été mal estimées, dégradant la quantification des contraintes articulaires lombaires lors de l'utilisation de l'exosquelette. Cependant, ces résultats semblent cohérents vis-à-vis de la littérature ayant évalué les effets du port d'un exosquelette sur les contraintes articulaires lombaire, suggérant un faible impact lié à cette approximation. Troisièmement, le modèle du rachis utilisé dans cette étude reste simple et ne reproduit pas toutes les caractéristiques anatomiques du rachis. Comme déjà souligné par Beaucage-Gauvreau et al. (2019), le thorax rigide inhérent à ce modèle limite la précision de la prédiction des contraintes subies par les premières vertèbres lombaires. Cependant, cette approximation est décrite comme n'affectant pas les prédictions de contraintes articulaires pour L4/L5 et L5/S1 (Ignasiak et al., 2016). De plus, la cinématique lombaire était sujette à une contrainte de couplage cinématique linéaire qui peut résulter en une sous-estimation des contraintes vertébrales. Ces contraintes de couplage cinématique étaient nécessaires pour déterminer la cinématique intervertébrale lors de l'étape de cinématique avec le modèle LFB. Dans cette étude, nous avons choisi de ne pas utiliser de modèle musculosquelettique plus complexe (Bruno et al., 2015 ; Schmid et al., 2022) à cause de la complexité de mesure de la cinématique du rachis qui n'était pas compatible avec le port de l'exosquelette. De plus, les structures articulaires passives n'étaient pas incluses dans le modèle, réduisant la précision de l'estimation des contraintes articulaires, entraînant de possibles surestimations des pressions intradiscales et des forces musculaires (Beaucage-Gauvreau et al., 2019 ; Wang et al., 2019). Enfin, les femmes et les personnes âgées n'ayant pas été évaluées dans cette étude, nos résultats ne peuvent être généralisés à tous les utilisateurs de CORFOR[®]. En effet, les travailleurs ne sont pas nécessairement de jeunes hommes et nos résultats ont alors besoin d'être confirmés avec d'autres populations.

9.5. Conclusion

En conclusion, l'exosquelette CORFOR[®] a été ajouté à un modèle musculosquelettique OpenSim précédemment validé, facilitant l'accès à la modélisation musculosquelettique des

contraintes articulaires lombaires lors de l'utilisation d'un exosquelette textile d'assistance du dos. Le CORFOR[®] s'est montré efficace pour réduire les pics de contraintes articulaires, en particulier les pics de moment et de forces de compressions et cisaillement au niveau de L5/S1, ainsi que les pics de force bilatérale des ES lors d'une tâche de manutention avec la technique de stoop. D'autres recherches restent nécessaires pour comprendre complètement les effets du CORFOR[®] sur les contraintes articulaires lombaires lors d'autres tâches de manutention (squat, tâches asymétriques). Enfin, une multitude d'exosquelettes de conceptions différentes visant à réduire les contraintes articulaires lombaires, pourraient être évalués grâce à cette méthodologie. Cela pourrait améliorer la compréhension de ce type d'intervention sur les risques de TMS.

Chapitre 3 : Discussion générale

Lors de cette thèse, nous avons étudié l'effet d'un protocole de familiarisation à un exosquelette sur le comportement moteur lors de tâches de manutention au travers d'indicateurs biomécaniques et neurophysiologiques. Nous avons ensuite pu quantifier l'efficacité de cet exosquelette sur la réduction des TMS, une fois les participants familiarisés à son utilisation.

Premièrement, nous avons montré qu'au moins 4 sessions d'une heure de familiarisation à l'usage d'un exosquelette textile d'assistance du dos sont nécessaires pour stabiliser le comportement moteur d'un point de vue biomécanique. Deuxièmement, nous avons montré que les synergies musculaires n'évoluaient pas lors du protocole de familiarisation à l'exosquelette, suggérant une certaine robustesse du contrôle moteur face aux perturbations induites par l'exosquelette. Enfin, nous avons montré qu'une fois les participants familiarisés à l'utilisation de l'exosquelette, celui-ci est efficace pour réduire le risque de TMS au niveau du rachis lombaire, avec de réductions de contraintes articulaires de l'ordre de 10%.

10. Familiarisation et validité des mesures dans la littérature

Comme présenté précédemment, une grande partie des études ayant évalué l'effet d'exosquelettes lors de tâches de manutention (de Looze et al., 2016 ; McFarland & Fischer, 2019 ; Theurel & Desbrosses, 2019) ne comprennent pas de familiarisation dans leur protocole. Cependant, comme décrit dans la première étude, le processus de familiarisation à l'exosquelette peut influencer le comportement moteur des participants au travers de changements biomécaniques, comme par exemple l'augmentation de l'angle de flexion thoracique de 10 à 14 % au cours du protocole de familiarisation, ou subjectifs avec une diminution de 20 à 40 % des perceptions des points de contact avec l'exosquelette. Il a également été montré dans cette étude que la comparaison de ces variables avec la condition contrôle (sans exosquelette) ne donnait pas le même résultat selon le stade de familiarisation des participants. Ainsi, le port de l'exosquelette ne montrait pas d'effet sur la cinématique articulaire lors de la première utilisation, mais induisait une augmentation de l'angle de flexion thoracique après plusieurs utilisations. La quantification de l'effet du port d'un exosquelette d'assistance du dos lors de tâches de manutention peut alors être biaisée si les participants ne sont pas familiers à l'usage de l'exosquelette testé lors de l'évaluation. En effet, sur le corpus de 51 études évoquées en introduction (Theurel et Desbrosses, 2019 ; DeLooze et al., 2016 ;

McFarland et Fischer, 2019), seulement 26 d'entre elles évoquaient un protocole de familiarisation. Une partie importante de la littérature n'ayant donc pas familiarisé les participants aux exosquelettes testés, il est raisonnable de penser que plusieurs études proposent des conclusions imprécises quant aux effets des exosquelettes testés. En particulier, concernant les conclusions quant à la cinématique du tronc et la perception du confort, il est possible que la littérature estime mal les effets des exosquelettes sur ces paramètres. En revanche, concernant les variables neuromusculaires (étudiées au travers de l'EMG de surface), l'absence de familiarisation n'influencerait pas les réductions d'activité EMG des érecteurs spinaux observées dans la littérature.

Cependant, comme évoqué en chapitre 1, l'activité neuromusculaire, n'est pas directement corrélée à la force produite par le muscle lors de tâches dynamiques. En ce sens, nous avons observé dans la troisième étude que l'exosquelette avait permis une diminution de la force produite par les muscles érecteurs du rachis lombaire (calculée par modélisation musculosquelettique) mais qu'aucun changement n'avait été observé sur l'activité EMG des érecteurs spinaux. Ce résultat est en accord avec Koopman et al. (2019), qui avaient montré une réduction des moments articulaires lors de l'utilisation d'un exosquelette passif rigide d'assistance du dos, mais avec des réductions d'activité musculaire très variables selon les participants. Ceci pourrait également expliquer l'absence d'effet de l'exosquelette sur l'activité musculaire des érecteurs spinaux (Ulrey & Fathallah, 2013) voire même qu'une augmentation de leur activité ait été retrouvée dans la littérature lors du port d'un exosquelette (Madinei et al., 2020). Ce paramètre EMG de RMS sur le cycle complet ne semble donc pas être un bon indicateur des contraintes subies par les muscles, et sa stabilité au cours du protocole de familiarisation peut alors être mise en perspective avec son apparente faible sensibilité aux modifications de contraintes mécaniques. D'autres variables EMG pourraient être plus sensibles, comme la RMS du signal sur une phase spécifique du mouvement (Schwartz et al., 2021), le pic d'activation sur un signal lissé par moyenne glissante (Lamers et al., 2018) ou encore une analyse par cartographie statistique paramétrique (Pataky, 2010).

Par ailleurs, l'exosquelette testé ici, le CORFOR[®] est un exosquelette textile passif fournissant une assistance modérée. En effet, la conception de l'exosquelette est telle que l'assistance donnée n'est pas perçue comme très élevée, du fait de la faible raideur des élastiques (évaluée pour rappel dans ce travail à 500N/m pour l'étude 3). D'autres exosquelettes passifs, les modèles rigides notamment, donnent la possibilité de fournir une assistance plus importante (Kermavnar et al., 2021). Nous pouvons supposer que ces exosquelettes, par leurs caractéristiques mécaniques différentes, contraignent davantage les mouvements de

l'utilisateur. Deux différences peuvent être soulevées par rapport aux modèles textiles : le caractère rigide du dispositif d'assistance augmente la contrainte cinématique du tronc, qui n'est pas un segment rigide, et l'assistance plus forte peut entraîner une plus forte perturbation du mouvement (Schwartz et al., 2021, 2023 ; Ulrey & Fathallah, 2013). Ainsi, ce type d'exosquelette contraignant davantage les mouvements, pourrait nécessiter un temps de familiarisation au moins aussi long, voire plus long que celui observé avec l'exosquelette CORFOR[®]. Concernant les exosquelettes robotisés, il est difficile d'envisager a priori le temps de familiarisation à leur utilisation sur la base de nos résultats. La structure rigide aurait tendance à davantage contraindre les mouvements, comme mis en évidence par les altérations de la flexion thoracique et lombaire dans l'étude de Schwartz et al. (2023), laissant penser que le temps de familiarisation serait plus long. De plus, les possibilités de réglage de l'assistance (niveau d'assistance, sensibilité de détection du mouvement, réactivité) peuvent également largement influencer le comportement moteur des participants, même si les études à ce sujet manquent dans la littérature (Schwartz et al., 2023). Si ces réglages offrent une possible adaptation à la tâche exécutée par l'utilisateur, ils rallongent potentiellement le temps de familiarisation. Ainsi, il est pour l'heure difficile d'émettre une hypothèse sur le temps de familiarisation nécessaire à l'utilisation d'un exosquelette robotisé d'assistance du dos, étant donné les différences de design avec l'exosquelette testé dans cette thèse. Un protocole de familiarisation de 4 sessions d'une heure serait à privilégier avant de tester un exosquelette passif textile d'assistance du dos ou de l'utiliser sur le lieu de travail. Mais un temps de familiarisation plus long est probablement nécessaire pour les modèles rigides et particulièrement pour les modèles robotisés. Pour ces modèles, il conviendrait alors d'évaluer la familiarisation à leur utilisation avant de quantifier leurs effets biomécaniques.

Aussi, lors de l'apprentissage d'une nouvelle tâche, particulièrement lors d'une modification de l'environnement, des effets peuvent perdurer quelques minutes après le retour dans l'environnement normal (Day et al., 2018). L'exosquelette testé ici constitue une modification de l'environnement du sujet, des forces externes étant appliquées à ses segments. Ainsi, il est possible qu'après chaque session de familiarisation à l'exosquelette, la motricité sans exosquelette soit altérée pendant un certain temps. Ces effets à court terme suivant l'utilisation de l'exosquelette n'ont pas été quantifiés lors de cette thèse. Pourtant, leur évaluation semble nécessaire afin de prévenir toute interaction avec la motricité sans exosquelette, et ainsi éviter une prise de risque liée à une perturbation de la motricité sur le lieu de travail.

Enfin, le processus de familiarisation a, dans cette thèse, été évalué au travers d'indicateurs biomécanique et neurophysiologiques qui ne reflètent pas directement les risques de TMS. Cependant, les exosquelettes d'assistance du dos sont avant tout conçus pour réduire les risques de TMS au niveau du rachis lombaire. L'évaluation effectuée dans la troisième étude, a permis de quantifier les contraintes articulaires de la charnière lombo-sacrée, et a montré une diminution des moments et forces de réactions articulaires (7 à 15 %) lors du port de l'exosquelette. Pour évaluer si le niveau de familiarisation à l'exosquelette a un impact sur l'efficacité de ce dernier, il serait judicieux d'évaluer les contraintes articulaires avant et après un protocole de familiarisation. Ainsi, nous pourrions savoir si la familiarisation à l'exosquelette influence simplement le comportement moteur, reflété par certains paramètres biomécaniques, ou si elle permet à l'utilisateur de mieux bénéficier de l'assistance fournie par l'exosquelette.

11. Des modifications du comportement moteur mais pas de modification des coordinations musculaires

Comme évoqué précédemment, le processus de familiarisation à l'exosquelette est caractérisé par une modification du comportement moteur. Nous pourrions alors raisonnablement supposer que la commande motrice, qui produit ce comportement moteur, évolue elle aussi lors du protocole de familiarisation comme déjà observé dans la littérature (Tan et al., 2019). Cependant, aucune modification des coordinations musculaires n'a été observée lors du protocole de familiarisation. Nous pouvons ainsi affirmer que le contrôle de ce type de mouvement est suffisamment stable pour ne pas être perturbée par l'exosquelette CORFOR[®]. Il reste néanmoins difficile d'élargir ces conclusions à d'autres exosquelettes étant donné l'effet du design de l'exosquelette sur la motricité (Schwartz et al., 2021, 2023 ; Ulrey & Fathallah, 2013). En effet, comme évoqué précédemment, les exosquelettes passifs rigides contraignent davantage le mouvement et sont alors susceptibles d'induire de plus fortes perturbations du comportement moteur, entraînant possiblement des modifications des coordinations musculaires. Les modèles robotisés, grâce aux possibilités d'assistance élevée et de modulation fine de celle-ci, peuvent également davantage influencer le comportement moteur et les coordinations musculaires qui le sous-tendent. Ainsi, l'étude des coordinations musculaires lors de la familiarisation à d'autres types d'exosquelette reste une étape indispensable à la compréhension des effets de ces dispositifs.

Par ailleurs, nous avons observé des modifications cinématiques lors de la familiarisation à l'exosquelette dans la première étude au niveau du rachis thoracique mais ces différences ne sont pas explicables avec les données électromyographiques mesurées dans la seconde étude. Deux explications peuvent être avancées : 1) Tous les muscles participant à la mobilité du rachis n'ont pas pu être mesurés. A ce jour, cette problématique reste un véritable verrou expérimental, puisque la capture de ces activités musculaires suppose de disposer des électrodes sur des zones occupées par l'exosquelette et l'utilisation d'EMG intramusculaire est difficilement envisageable dans ces conditions. Néanmoins, il pourrait être envisageable de quantifier les activations musculaires des muscles inaccessibles par EMG à l'aide de modélisation musculosquelettique (De Groot et al., 2014 ; Steele et al., 2013); 2) L'analyse des coordinations, d'une part, et des niveaux d'activité, d'autre part, doivent être abordées conjointement, car la normalisation des signaux pour l'extraction des synergies musculaires occulte les différences potentielles en terme d'amplitude du signal EMG. Néanmoins, l'absence d'effet de familiarisation sur les niveaux d'activité musculaire noté lors de l'étude 1 ne nous permet pas d'apporter de réponse d'origine neuromusculaire quant à la modification observée d'un point de vue cinématique.

12. Modélisation musculosquelettique : problèmes de comparaison avec la littérature et perspectives

La modélisation musculosquelettique nous a permis, dans la troisième étude, de quantifier les contraintes articulaires lombaires qui reflètent les risques de TMS. Ainsi, les forces musculaires (≈ 2500 N), les moments articulaires ($\approx 1,8$ Nm/Kg), ainsi que les forces de compression (≈ 40 N/Kg) et de cisaillement (≈ 10 N/Kg) ont été quantifiés au niveau des articulations L4/L5 et L5/S1. Les valeurs obtenues concordaient globalement avec celles obtenues dans la littérature (Beaucage-Gauvreau et al., 2019 ; Von Arx et al., 2021). Cependant, la comparaison entre les études, au-delà des ordres de grandeur décrits dans la troisième étude reste difficile. En effet, l'expression des forces de compression et de cisaillement dépend du repère local dans lequel elles sont exprimées et du segment de référence utilisé. Or, les études auxquelles nos données sont comparées décrivent peu ces aspects. Il se trouve que le segment de référence (force appliquée par le segment proximal sur le segment distal, ou inversement) va fortement influencer le signe de la force de réaction analysée. Le repère local choisi

(proximal ou distal) va influencer la répartition de la force résultante entre les composantes de compression et de cisaillement. Concernant les forces de compression, il est facile de comprendre à priori l'orientation de celles-ci, quel que soit leur signe. Cependant, pour les forces de cisaillement, il est difficile de déterminer à priori si elles sont orientées vers l'avant ou vers l'arrière et l'étude de Beaucage-Gauvreau et al. (2019) utilise des valeurs absolues qui ne permettent pas de connaître l'orientation de ces forces. Von Arx et al. (2021) ont de leur côté exprimé des valeurs signées, suggérant une orientation postérieure de la force de cisaillement appliquée par la vertèbre proximale sur la vertèbre distale. Nous avons fait le choix d'exprimer les forces en valeurs absolues pour concorder avec la méthode de Beaucage-Gauvreau et al. (2019) étant donné que le modèle utilisé ici provient de cet article.

La troisième étude nous a montré que l'activité musculaire moyenne au cours d'un cycle (RMS du signal EMG) n'était pas un indicateur fiable de la force musculaire développée. Au-delà de la question de la sensibilité de cette approche par rapport à celles évoquées précédemment (phase spécifique du mouvement (Schwartz et al., 2021) ; pic d'activation (Lamers et al., 2018) ; analyse par cartographie statistique paramétrique (Pataky, 2010)), cette observation n'est pas surprenante dans le sens où le signal EMG n'est pas corrélé à la force développée par le muscle (Goubel & Lessel-Corbeil, 2003). De plus, les signaux EMG comparés étaient des moyennes sur le cycle alors que le pic était analysé pour les forces musculaires. Ainsi, il est possible que l'analyse du pic d'activation musculaire puisse être un meilleur indicateur que la moyenne quadratique. Cependant, le traitement du signal EMG, en particulier la détermination de l'enveloppe du signal, influence beaucoup le résultat lorsque l'on veut extraire une valeur pic (Konrad, 2006). Ainsi, il est difficile de trouver le bon compromis entre la nécessité de filtrer le bruit et les artéfacts contenus dans le signal EMG et la volonté d'extraire une information relativement ponctuelle, reflétant l'activation pic.

Plusieurs solutions semblaient utilisables pour modéliser l'exosquelette CORFOR®. La première à avoir retenu notre attention était de définir les points d'attache de l'exosquelette au niveau des épaules et des genoux dans les repères locaux des segments concernés (tronc et jambes) et d'utiliser des « wrapping objects » pour définir le trajet de l'exosquelette. Ces « wrapping objects » étant déjà utilisés pour définir les trajets musculaires dans les modèles OpenSim décrits dans cette thèse (Beaucage-Gauvreau et al., 2019 ; Bruno et al., 2015). Bien que cette technique aurait permis de s'affranchir de la mesure du trajet de l'exosquelette lors des expérimentations, elle n'a pas été retenue par soucis de faisabilité. En effet, une multitude de « wrapping objects » était requise pour contraindre suffisamment le trajet des élastiques modélisés dans OpenSim (classe PathSpring) et le logiciel ne parvenait pas à tous les prendre

en compte. Cela résultait en un trajet de l'élastique virtuel chaotique qui ne représentait pas celui de l'élastique réel ou à un échec d'OpenSim dans le calcul du trajet de l'élastique virtuel.

Modéliser l'exosquelette comme un muscle et positionner des points de passages fixes dans les repères des différents segments, le long desquels l'exosquelette passe, aurait aussi pu permettre de le modéliser. Cependant, étant donné les amplitudes articulaires nécessaires à la tâche mesurée, les points de passages n'étaient plus cohérents avec la réalité lors de certaines phases du mouvement, même si cette technique fonctionne pour de nombreux muscles présents dans le modèle utilisé.

Ainsi, la solution de points de passages mouvants, asservis à la flexion de hanche selon une relation définie grâce aux marqueurs mesurés sur l'exosquelette lors de l'exécution de la tâche, est la solution qui a été retenue dans ce travail. Celle-ci permet de garantir une modélisation du trajet la plus fiable possible, étant donné que ce trajet est mesuré en même temps que la cinématique articulaire, tout en connaissant les propriétés de raideur de l'exosquelette. De plus, nos résultats sont cohérents avec ceux décrits dans la littérature quant aux réductions de contraintes articulaires observées (Frost et al., 2009 ; Koopman, Näf, et al., 2020 ; Madinei & Nussbaum, 2023 ; Zhang et al., 2016).

13. Perspectives

Nous avons aussi vu dans la troisième étude que le modèle utilisé ici (Beaucage-Gauvreau et al., 2019) ne prend pas en compte la cinématique du rachis thoracique, celui-ci étant considéré comme un segment rigide. Ainsi, pour évaluer plus précisément les courbures du dos, notamment sensibles i) au design de l'exosquelette (Schwartz et al., 2021, 2023 ; Ulrey & Fathallah, 2013) et ii) à la familiarisation de son port (Favennec et al., 2024), un modèle plus détaillé devra être utilisé (Bruno et al., 2015).

Le travail de modélisation de cet exosquelette ouvre plusieurs perspectives. La prise en main avancée du logiciel OpenSim permet de se projeter sur la modélisation d'autres exosquelettes. En ce sens, la modélisation d'un exosquelette passif rigide d'assistance du dos (Laevo-Flex, Johns et al., 2024) lors de tâches écologiques fait partie des travaux projetés pour la suite. La modélisation des contraintes articulaires lombaires est aussi possible avec des exosquelettes robotisés. L'avantage de ces modèles est que le couple d'assistance peut être connu en temps réel et ainsi être intégré avec précision à la modélisation. Cependant, ces modèles robotisés sont plus lourds que leurs homologues passifs. Ainsi, la prise en compte de la masse additionnelle,

en particulier de son centre de gravité n'est pas à négliger si une telle modélisation est envisagée.

Nous disposons à présent de données de cinématique et de trajet de l'exosquelette lors d'une tâche de stoop. Ces données, ainsi que la méthodologie mise en place jusqu'ici, pourraient permettre d'optimiser les caractéristiques de raideur de l'exosquelette en fonction de la charge pour réduire au mieux les contraintes articulaires. Cela permettrait de tester numériquement une multitude de modalités de raideur avant de tester un nombre restreint de modalités avec des participants en laboratoire. De même, ce type de simulation pourrait permettre de déterminer si une modulation de la raideur de l'exosquelette en fonction de la masse de l'objet manipulé et/ou de la masse du participant permettrait d'améliorer la réduction des risques de TMS. Ainsi, le développement d'exosquelettes serait facilité et véritablement orienté vers la réduction du risque de TMS en fonction de la tâche.

Par ailleurs, les simulations exposées dans ce travail n'ont porté que sur des manutentions avec une technique de stoop. Or, diverses tâches sont étudiées dans la littérature et utilisées sur le terrain. La technique de squat est par exemple régulièrement utilisée en entreprise et en laboratoire car elle est classiquement recommandée (Caneiro et al., 2019). L'effet de l'exosquelette sur des tâches asymétriques, impliquant une rotation autour de l'axe vertical, n'a pas non plus été démontré sur des variables de contraintes articulaires. Ainsi, répliquer les travaux effectués dans ce travail sur la tâche de stoop, mais cette fois sur une tâche de stoop asymétrique et une tâche de squat, permettrait de mettre en perspective nos résultats avec d'autres tâches régulièrement étudiées dans la littérature (Alemi et al., 2019 ; Khoddam-Khorasani et al., 2020 ; Van Dieën et al., 1999 ; Von Arx et al., 2021) et largement utilisées en entreprise.

Les réductions de contraintes articulaires observées avec l'exosquelette lors de la troisième étude sont valables sur une tâche de stoop très stéréotypée effectuée en laboratoire avec une masse de 8kg. Cependant, ces données ne permettent pas d'affirmer avec certitude que le CORFOR[®] permet de réduire les contraintes articulaires sur le lieu de travail. Il conviendrait alors de répliquer ces travaux dans l'environnement de travail, avec la diversité de tâches et de vitesses de levage qui lui incombent. Cependant, mettre en place une telle méthodologie de mesure sur le lieu de travail n'est pas chose aisée. Il conviendrait alors de trouver une méthode de mesure plus simple à opérationnaliser, mais qui permet une précision de mesure acceptable pour effectuer ce type de modélisation. La cinématique 3D pourrait plus simplement être évaluée à l'aide de centrales inertielle (Ulrey & Fathallah, 2013) ou bien d'un système de caméras 3D sans marqueur (Lichtwark et al., 2024 ; Wren et al., 2023). Il faudra alors tenter de

modéliser le trajet de l'exosquelette grâce aux données déjà acquises en se basant sur les relations observées entre cinématique articulaire et trajet de l'exosquelette.

14. Conclusion générale

En conclusion, ce travail de thèse a permis d'évaluer le processus de familiarisation à l'exosquelette, d'un point de vue biomécanique et neurophysiologique, et d'évaluer son efficacité pour réduire le risque de TMS.

L'étude 1 contribue au développement des connaissances sur les adaptations motrices mises en jeu lors de d'un protocole de familiarisation à un exosquelette d'assistance du dos lors de tâches de manutention. Grâce à l'évaluation longitudinale de la motricité au cours du protocole de familiarisation à l'exosquelette, nous avons mis en évidence 1) que la motricité évolue lors des premières utilisations et qu'elle se stabilise à partir de la 4^{ème} session et 2) que la flexion thoracique, la perception de pressions de contact et la performance sont des marqueurs de ce processus de familiarisation. **L'étude 2**, comprenant le même protocole de familiarisation que dans l'étude 1, s'est intéressée aux modulations des coordinations musculaires. Cette étude n'a montré aucun changement au niveau des coordinations musculaires, malgré ceux observés au niveau de la motricité humaine lors de la première étude. Elle apporte de nouvelles connaissances sur la sensibilité des coordinations musculaires aux perturbations induites par une modification des paramètres de la tâche, ici spécifiquement par l'introduction d'un exosquelette textile d'assistance du dos. **L'étude 3** contribue à la compréhension des effets des exosquelettes passifs d'assistance du dos lors de tâches de manutention sur la réduction de l'ordre de 10% des contraintes musculosquelettiques. De plus, elle fournit un outil de modélisation libre d'accès pour modéliser différents exosquelettes passifs et simuler diverses modalités de conception.

Les trois études de ce manuscrit ont donc permis de mieux comprendre le processus de familiarisation à l'utilisation d'un exosquelette passif d'assistance du dos lors de tâches de manutention. Elles auront permis d'établir une recommandation d'un minimum de 4 session d'1h de familiarisation à l'utilisation de l'exosquelette CORFOR®, ainsi que de montrer l'efficacité de cet exosquelette passif textile dans la réduction des TMS lors d'une tâche de manutention.

Bibliographie

Abdoli-E, M., Agnew, M. J., & Stevenson, J. M. (2006). An on-body personal lift augmentation device (PLAD) reduces EMG amplitude of erector spinae during lifting tasks. *Clinical Biomechanics*, 21(5), 456-465. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.12.021>

Abdoli-Eramaki, M., Stevenson, J. M., Reid, S. A., & Bryant, T. J. (2007). Mathematical and empirical proof of principle for an on-body personal lift augmentation device (PLAD). *Journal of Biomechanics*, 40(8), 1694-1700. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.09.006>

Adams, J. A. (1971). A Closed-Loop Theory of Motor Learning. *Journal of Motor Behavior*, 3(2), 111-150. <https://doi.org/10.1080/00222895.1971.10734898>

Adams, M. A. (2004). Biomechanics of Back Pain. *Acupuncture in Medicine*, 22(4), 178-188. <https://doi.org/10.1136/aim.22.4.178>

AFNOR. (2011). *NF X 35-109*.

Akhavanfar, M., Uchida, T. K., Clouthier, A. L., & Graham, R. B. (2022). Sharing the load : Modeling loads in OpenSim to simulate two-handed lifting. *Multibody System Dynamics*, 54(2), 213-234. <https://doi.org/10.1007/s11044-021-09808-7>

Alemi, M. M., Geissinger, J., Simon, A. A., Chang, S. E., & Asbeck, A. T. (2019). A passive exoskeleton reduces peak and mean EMG during symmetric and asymmetric lifting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 47, 25-34. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.05.003>

Alemi, M. M., Madinei, S., Kim, S., Srinivasan, D., & Nussbaum, M. A. (2020). Effects of Two Passive Back-Support Exoskeletons on Muscle Activity, Energy Expenditure, and Subjective Assessments During Repetitive Lifting. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 001872081989766. <https://doi.org/10.1177/0018720819897669>

Antwi-Afari, M. F., Li, H., Edwards, D. J., Pärn, E. A., Seo, J., & Wong, A. Y. L. (2017). Biomechanical analysis of risk factors for work-related musculoskeletal disorders during repetitive lifting task in construction workers. *Automation in Construction*, 83, 41-47. <https://doi.org/10.1016/j.autcon.2017.07.007>

Aptel, M., Cail, F., & Aublet-Cuvelier, A. (2011). *Les troubles musculosquelettiques du membre supérieur (TMS-MS). Guide pour les préventeurs*. Institut National de Recherche et de Sécurité (INRS).

Balasubramanian, S., Melendez-Calderon, A., Roby-Brami, A., & Burdet, E. (2015). On the analysis of movement smoothness. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 12(1), 112. <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0090-9>

Bassani, T., Stucovitz, E., Qian, Z., Briguglio, M., & Galbusera, F. (2017). Validation of the AnyBody full body musculoskeletal model in computing lumbar spine loads at L4L5 level. *Journal of Biomechanics*, 58, 89-96. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.04.025>

Beaucage-Gauvreau, E., Robertson, W. S. P., Brandon, S. C. E., Fraser, R., Freeman, B. J. C., Graham, R. B., Thewlis, D., & Jones, C. F. (2019). Validation of an OpenSim full-body model with detailed lumbar spine for estimating lower lumbar spine loads during symmetric and asymmetric lifting tasks. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22(5), 451-464. <https://doi.org/10.1080/10255842.2018.1564819>

Bernstein, N. (1967). *The Coordination and Regulation of Movements*. Pergamon P.

Bizzi, E., & Cheung, V. C. K. (2013). The neural origin of muscle synergies. *Frontiers in Computational Neuroscience*, 7. <https://doi.org/10.3389/fncom.2013.00051>

Blanchet, M. (2017). Industrie 4.0 : Nouvelle donne industrielle, nouveau modèle économique: *Géoéconomie*, N° 82(5), 37-53. <https://doi.org/10.3917/geoc.082.0037>

Bogduk, N. (2005). *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*. Elsevier Health Sciences.

Bosch, T., van Eck, J., Knitel, K., & de Looze, M. (2016). The effects of a passive exoskeleton on muscle activity, discomfort and endurance time in forward bending work. *Applied Ergonomics*, 54, 212-217. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2015.12.003>

Bruno, A. G., Bouxsein, M. L., & Anderson, D. E. (2015). Development and Validation of a Musculoskeletal Model of the Fully Articulated Thoracolumbar Spine and Rib Cage. *Journal of Biomechanical Engineering*, 137(8), 0810031-08100310. <https://doi.org/10.1115/1.4030408>

Burdorf, A., & Sorock, G. (1997). Positive and negative evidence of risk factors for back disorders. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 23(4), 243-256. <https://doi.org/10.5271/sjweh.217>

Burgess-Limerick, R. (2003). Squat, stoop, or something in between? *International Journal of Industrial Ergonomics*, 31(3), 143-148. [https://doi.org/10.1016/S0169-8141\(02\)00190-7](https://doi.org/10.1016/S0169-8141(02)00190-7)

Burkhart, K., Grindle, D., Bouxsein, M. L., & Anderson, D. E. (2020). Between-session reliability of subject-specific musculoskeletal models of the spine derived from optoelectronic motion capture data. *Journal of Biomechanics*, 112, 110044. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.110044>

Caneiro, J. P., O'Sullivan, P., Smith, A., Ovrebekk, I. R., Tozer, L., Williams, M., Teng, M. L. W., & Lipp, O. V. (2019). Physiotherapists implicitly evaluate bending and lifting with a round back as dangerous. *Musculoskeletal Science and Practice*, *39*, 107-114. <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2018.12.002>

Cappozzo, A., Catani, F., Della Croce, U., & Leardini, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement : Anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics*, *10*(4), 171-178. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)91394-T](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)91394-T)

Cheung, V. C. K., d'Avella, A., Tresch, M. C., & Bizzi, E. (2005). Central and Sensory Contributions to the Activation and Organization of Muscle Synergies during Natural Motor Behaviors. *The Journal of Neuroscience*, *25*(27), 6419-6434. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.4904-04.2005>

Cheung, V. C. K., Piron, L., Agostini, M., Silvoni, S., Turolla, A., & Bizzi, E. (2009). Stability of muscle synergies for voluntary actions after cortical stroke in humans. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, *106*(46), 19563-19568. <https://doi.org/10.1073/pnas.0910114106>

Cholewicki, J., McGill, S. M., & Norman, R. W. (1995). Comparison of muscle forces and joint load from an optimization and EMG assisted lumbar spine model : Towards development of a hybrid approach. *Journal of Biomechanics*, *28*(3), 321-331. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)00065-C](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00065-C)

Christophy, M., Faruk Senan, N. A., Lotz, J. C., & O'Reilly, O. M. (2012). A Musculoskeletal model for the lumbar spine. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, *11*(1-2), 19-34. <https://doi.org/10.1007/s10237-011-0290-6>

Clark, D. J., Ting, L. H., Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2010). Merging of Healthy Motor Modules Predicts Reduced Locomotor Performance and Muscle Coordination Complexity Post-Stroke. *Journal of Neurophysiology*, *103*(2), 844-857. <https://doi.org/10.1152/jn.00825.2009>

CNAM. (2022). ACCIDENTS DU TRAVAIL ET MALADIES PROFESSIONNELLES : Chiffres de la sinistralité et faits marquants de la branche pour 2021.

Coenen, P., Gouttebauge, V., Van Der Burght, A. S. A. M., Van Dieën, J. H., Frings-Dresen, M. H. W., Van Der Beek, A. J., & Burdorf, A. (2014). The effect of lifting during work on low back pain : A health impact assessment based on a meta-analysis. *Occupational and Environmental Medicine*, *71*(12), 871-877. <https://doi.org/10.1136/oemed-2014-102346>

Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (0 éd.). Routledge. <https://doi.org/10.4324/9780203771587>

Daunis, M. K., Bayers, T. A., Bai, L., Vargas, L. J., Symons, T. B., & Caruso, J. F. (2018). The effect of familiarization on squats done with a robotic exoskeleton. *Isokinetics and Exercise Science*, 26(3), 227-236. <https://doi.org/10.3233/IES-184129>

Davis, K. G., Marras, W. S., & Waters, T. R. (1998). Evaluation of spinal loading during lowering and lifting. *Clinical Biomechanics*, 13(3), 141-152. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(97\)00037-5](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(97)00037-5)

Day, K. A., Leech, K. A., Roemmich, R. T., & Bastian, A. J. (2018). Accelerating locomotor savings in learning : Compressing four training days to one. *Journal of Neurophysiology*, 119(6), 2100-2113. <https://doi.org/10.1152/jn.00903.2017>

De Groote, F., Jonkers, I., & Duysens, J. (2014). Task constraints and minimization of muscle effort result in a small number of muscle synergies during gait. *Frontiers in Computational Neuroscience*, 8. <https://doi.org/10.3389/fncom.2014.00115>

De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163. <https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135>

de Looze, M. P., Bosch, T., Krause, F., Stadler, K. S., & O'Sullivan, L. W. (2016). Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load. *Ergonomics*, 59(5), 671-681. <https://doi.org/10.1080/00140139.2015.1081988>

Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., & Thelen, D. G. (2007). OpenSim : Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11), 1940-1950. <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024>

Deyo, R. A., & Weinstein, J. N. (2001). Low Back Pain. *New England Journal of Medicine*, 344(5), 363-370. <https://doi.org/10.1056/NEJM200102013440508>

Diamond-Ouellette, G., Telonio, A., Karakolis, T., Leblond, J., Bouyer, L. J., & PhD, K. L. B. (2022). Exploring the change in metabolic cost of walking before and after familiarization with a passive load-bearing exoskeleton : A case series. *IIEE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, 1-16. <https://doi.org/10.1080/24725838.2022.2124325>

Dominici, N., Ivanenko, Y. P., Cappellini, G., d'Avella, A., Mondì, V., Cicchese, M., Fabiano, A., Silei, T., Di Paolo, A., Giannini, C., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2011). Locomotor Primitives in Newborn Babies and Their Development. *Science*, 334(6058), 997-999. <https://doi.org/10.1126/science.1210617>

Duchene, Y., Gauchard, G. C., & Mornieux, G. (2022). Influence of sidestepping expertise and core stability on knee joint loading during change of direction. *Journal of Sports Sciences*, 40(9), 959-967. <https://doi.org/10.1080/02640414.2022.2042980>

Eurofound. (2012). Fifth European Working Conditions Survey, Luxembourg.

European Agency for Safety and Health at Work. (2019). *Work-related MSDs : Prevalence, costs and demographics in the EU: European risk observatory executive summary*. Luxembourg: Retrieved from Publications Office of the European Union.

Fabre-Adinolfi, D., Parietti-Winkler, C., Pierret, J., Lassalle-Kinic, B., & Frère, J. (2018). You are better off running than walking revisited : Does an acute vestibular imbalance affect muscle synergies? *Human Movement Science*, 62, 150-160. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.10.010>

Favenec, A., Frère, J., & Mornieux, G. (2024). Changes in Human Motor Behavior during the Familiarization with a Soft Back-Support Occupational Exoskeleton. *Applied Sciences*, 14(3), 1160. <https://doi.org/10.3390/app14031160>

Ferguson, S. A., Gaudes-MacLaren, L. L., Marras, W. S., Waters, T. R., & Davis, K. G. (2002). Spinal loading when lifting from industrial storage bins. *Ergonomics*, 45(6), 399-414. <https://doi.org/10.1080/00140130210123507>

Forster, E., Simon, U., Augat, P., & Claes, L. (2004). Extension of a state-of-the-art optimization criterion to predict co-contraction. *Journal of Biomechanics*, 37(4), 577-581. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.09.003>

Franchi, P. (1997). *Agir sur les maladies professionnelles : L'exemple des troubles musculosquelettiques (TMS)*. Éd. Liaisons Éd. ANACT.

Frère, J., & Hug, F. (2012). Between-subject variability of muscle synergies during a complex motor skill. *Frontiers in Computational Neuroscience*, 6. <https://doi.org/10.3389/fncom.2012.00099>

Frost, D. M., Abdoli-E, M., & Stevenson, J. M. (2009). PLAD (personal lift assistive device) stiffness affects the lumbar flexion/extension moment and the posterior chain EMG during symmetrical lifting tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(6), e403-e412. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.12.002>

Gallagher, S., & Marras, W. S. (2012). Tolerance of the lumbar spine to shear : A review and recommended exposure limits. *Clinical Biomechanics*, 27(10), 973-978. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.08.009>

Galle, S., Malcolm, P., Derave, W., & De Clercq, D. (2013). Adaptation to walking with an exoskeleton that assists ankle extension. *Gait & Posture*, 38(3), 495-499. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.01.029>

Gentner, R., Gorges, S., Weise, D., Aufm Kampe, K., Buttmann, M., & Classen, J. (2010). Encoding of Motor Skill in the Corticomuscular System of Musicians. *Current Biology*, *20*(20), 1869-1874. <https://doi.org/10.1016/j.cub.2010.09.045>

Gillette, J. C., & Stephenson, M. L. (2019). Electromyographic Assessment of a Shoulder Support Exoskeleton During on-Site Job Tasks. *IIEE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, *7*(3-4), 302-310. <https://doi.org/10.1080/24725838.2019.1665596>

Giustetto, A., Vieira Dos Anjos, F., Gallo, F., Monferino, R., Cerone, G. L., Di Pardo, M., Gazzoni, M., & Micheletti Cremasco, M. (2021). Investigating the effect of a passive trunk exoskeleton on local discomfort, perceived effort and spatial distribution of back muscles activity. *Ergonomics*, *64*(11), 1379-1392. <https://doi.org/10.1080/00140139.2021.1928297>

Gordon, K. E., & Ferris, D. P. (2007). Learning to walk with a robotic ankle exoskeleton. *Journal of Biomechanics*, *40*(12), 2636-2644. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.12.006>

Goubel, F., & Lessel-Corbeil, G. (2003). *Biomécanique : Éléments de mécanique musculaire*. Masson.

Graham, R. B., Sadler, E. M., & Stevenson, J. M. (2011). Does the personal lift-assist device affect the local dynamic stability of the spine during lifting? *Journal of Biomechanics*, *44*(3), 461-466. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.09.034>

Granata, K. P., Lee, P. E., & Franklin, T. C. (2005). Co-contraction recruitment and spinal load during isometric trunk flexion and extension. *Clinical Biomechanics*, *20*(10), 1029-1037. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.07.006>

Granata, K. P., & Marras, W. S. (1995a). An EMG-assisted model of trunk loading during free-dynamic lifting. *Journal of Biomechanics*, *28*(11), 1309-1317. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00003-Z](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00003-Z)

Granata, K. P., & Marras, W. S. (1995b). The influence of trunk muscle coactivity on dynamic spinal loads. *Spine*, *20*(8), 913-919.

Grazi, L., Trigili, E., Proface, G., Giovacchini, F., Crea, S., & Vitiello, N. (2020). Design and Experimental Evaluation of a Semi-Passive Upper-Limb Exoskeleton for Workers With Motorized Tuning of Assistance. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *28*(10), 2276-2285. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2020.3014408>

Grood, E. S., & Suntay, W. J. (1983). A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, *105*(2), 136-144. <https://doi.org/10.1115/1.3138397>

Hart, S. G., & Staveland, L. E. (1988). Development of NASA-TLX (Task Load Index) : Results of Empirical and Theoretical Research. In *Advances in Psychology* (Vol. 52, p. 139-183). Elsevier. [https://doi.org/10.1016/S0166-4115\(08\)62386-9](https://doi.org/10.1016/S0166-4115(08)62386-9)

Heneweer, H., Staes, F., Aufdemkampe, G., Van Rijn, M., & Vanhees, L. (2011). Physical activity and low back pain : A systematic review of recent literature. *European Spine Journal*, 20(6), 826-845. <https://doi.org/10.1007/s00586-010-1680-7>

Herman, I. P. (2016). *Physics of the Human Body*. Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-23932-3>

Hermens, H., & Freriks, B. (1997). The state of the art on sensors and sensor placement procedures for surface electromyography : A proposal for sensor placement procedures. Roessingh Research and Development.

Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4)

Huysamen, K., de Looze, M., Bosch, T., Ortiz, J., Toxiri, S., & O'Sullivan, L. W. (2018). Assessment of an active industrial exoskeleton to aid dynamic lifting and lowering manual handling tasks. *Applied Ergonomics*, 68, 125-131. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.11.004>

Ignasiak, D., Ferguson, S. J., & Arjmand, N. (2016). A rigid thorax assumption affects model loading predictions at the upper but not lower lumbar levels. *Journal of Biomechanics*, 49(13), 3074-3078. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.07.006>

INRS. (s. d.). Acquisition et intégration d'un exosquelette en entreprise.

Jacobs, D. A., Koller, J. R., Steele, K. M., & Ferris, D. P. (2018). Motor modules during adaptation to walking in a powered ankle exoskeleton. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 15(1), 2. <https://doi.org/10.1186/s12984-017-0343-x>

Johns, J., Schultes, I., Heinrich, K., Potthast, W., & Glitsch, U. (2024). Biomechanical analysis of different back-supporting exoskeletons regarding musculoskeletal loading during lifting and holding. *Journal of Biomechanics*, 168, 112125. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.112125>

Kadaba, M. P., Wootten, M. E., Gaine, J., & Cochran, G. V. B. (1985). Repeatability of phasic muscle activity : Performance of surface and intramuscular wire electrodes in gait analysis. *Journal of Orthopaedic Research*, 3(3), 350-359. <https://doi.org/10.1002/jor.1100030312>

Kermavnar, T., De Vries, A. W., De Looze, M. P., & O'Sullivan, L. W. (2021). Effects of industrial back-support exoskeletons on body loading and user experience: An updated systematic review. *Ergonomics*, *64*(6), 685-711. <https://doi.org/10.1080/00140139.2020.1870162>

Kerr, M. S., Frank, J. W., Shannon, H. S., Norman, R. W., Wells, R. P., Neumann, W. P., Bombardier, C., & Ontario Universities Back Pain Study Group. (2001). Biomechanical and psychosocial risk factors for low back pain at work. *American Journal of Public Health*, *91*(7), 1069-1075.

Khoddam-Khorasani, P., Arjmand, N., & Shirazi-Adl, A. (2020). Effect of changes in the lumbar posture in lifting on trunk muscle and spinal loads: A combined in vivo, musculoskeletal, and finite element model study. *Journal of Biomechanics*, *104*, 109728. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109728>

Kim, S., & Nussbaum, M. A. (2019). A Follow-Up Study of the Effects of An Arm Support Exoskeleton on Physical Demands and Task Performance During Simulated Overhead Work. *IIEE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, *7*(3-4), 163-174. <https://doi.org/10.1080/24725838.2018.1551255>

Kingma, I., Faber, G. S., & van Dieën, J. H. (2016). Supporting the upper body with the hand on the thigh reduces back loading during lifting. *Journal of Biomechanics*, *49*(6), 881-889. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.09.035>

Konrad, P. (2006). *The ABC of EMG* (Noraxon INC. USA.).

Koopman, A. S., Kingma, I., de Looze, M. P., & van Dieën, J. H. (2020). Effects of a passive back exoskeleton on the mechanical loading of the low-back during symmetric lifting. *Journal of Biomechanics*, *102*, 109486. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109486>

Koopman, A. S., Kingma, I., Faber, G. S., de Looze, M. P., & van Dieën, J. H. (2019). Effects of a passive exoskeleton on the mechanical loading of the low back in static holding tasks. *Journal of Biomechanics*, *83*, 97-103. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.11.033>

Koopman, A. S., Näf, M., Baltrusch, S. J., Kingma, I., Rodriguez-Guerrero, C., Babič, J., de Looze, M. P., & van Dieën, J. H. (2020). Biomechanical evaluation of a new passive back support exoskeleton. *Journal of Biomechanics*, *105*, 109795. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109795>

Koopman, A. S., Toxiri, S., Power, V., Kingma, I., van Dieën, J. H., Ortiz, J., & de Looze, M. P. (2019). The effect of control strategies for an active back-support exoskeleton on spine loading and kinematics during lifting. *Journal of Biomechanics*, *91*, 14-22. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.04.044>

Krakauer, J. W., & Mazzoni, P. (2011). Human sensorimotor learning : Adaptation, skill, and beyond. *Current Opinion in Neurobiology*, 21(4), 636-644. <https://doi.org/10.1016/j.conb.2011.06.012>

Kwon, Y. H., Kwon, J. W., & Lee, M. H. (2015). Effectiveness of motor sequential learning according to practice schedules in healthy adults; distributed practice versus massed practice. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(3), 769-772. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.769>

Lamers, E. P., Yang, A. J., & Zelik, K. E. (2018). Feasibility of a Biomechanically-Assistive Garment to Reduce Low Back Loading During Leaning and Lifting. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 65(8), 1674-1680. <https://doi.org/10.1109/TBME.2017.2761455>

Lee, D. D., & Seung, H. S. (1999). Learning the parts of objects by non-negative matrix factorization. *Nature*, 401(6755), 788-791. <https://doi.org/10.1038/44565>

Lee, D., & Seung, H. S. (2000). Algorithms for Non-negative Matrix Factorization. In T. Leen, T. Dietterich, & V. Tresp (Éds.), *Advances in Neural Information Processing Systems* (Vol. 13). MIT Press. https://proceedings.neurips.cc/paper_files/paper/2000/file/f9d1152547c0bde01830b7e8bd60024c-Paper.pdf

Lee, H., Kim, W., Han, J., & Han, C. (2012). The technical trend of the exoskeleton robot system for human power assistance. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 13(8), 1491-1497. <https://doi.org/10.1007/s12541-012-0197-x>

Lee, M.-H. (2019). Online and offline contributions to motor learning change with practice, but are similar across development. *Experimental Brain Research*, 237(11), 2865-2873. <https://doi.org/10.1007/s00221-019-05639-3>

Lemay, M. A., & Grill, W. M. (2004). Modularity of Motor Output Evoked By Intraspinial Microstimulation in Cats. *Journal of Neurophysiology*, 91(1), 502-514. <https://doi.org/10.1152/jn.00235.2003>

Lichtwark, G. A., Schuster, R. W., Kelly, L. A., Trost, S. G., & Bialkowski, A. (2024). Markerless motion capture provides accurate predictions of ground reaction forces across a range of movement tasks. *Journal of Biomechanics*, 166, 112051. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.112051>

Luger, T., Seibt, R., Cobb, T. J., Rieger, M. A., & Steinhilber, B. (2019). Influence of a passive lower-limb exoskeleton during simulated industrial work tasks on physical load, upper body posture, postural control and discomfort. *Applied Ergonomics*, 80, 152-160. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2019.05.018>

Luttmann, A., Jäger, M., Griefahn, B., Caffier, G., Liebers, F., & Steinberg, U. (2003). *Preventing musculoskeletal disorders in the workplace*. World Health Organization.

Madinei, S., Alemi, M. M., Kim, S., Srinivasan, D., & Nussbaum, M. A. (2020). Biomechanical Evaluation of Passive Back-Support Exoskeletons in a Precision Manual Assembly Task : “Expected” Effects on Trunk Muscle Activity, Perceived Exertion, and Task Performance. *Human Factors*, 62(3), 441-457. <https://doi.org/10.1177/0018720819890966>

Madinei, S., & Nussbaum, M. A. (2023). Estimating lumbar spine loading when using back-support exoskeletons in lifting tasks. *Journal of Biomechanics*, 147, 111439. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111439>

Marras, W. S., Granata, K. P., Davis, K. G., Gary Allread, W., & Jorgensen, M. J. (1997). Spine Loading and Probability of Low Back Disorder Risk as a Function of Box Location on a Pallet. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing*, 7(4), 323-336. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1520-6564\(199723\)7:4<323::AID-HFM4>3.0.CO;2-5](https://doi.org/10.1002/(SICI)1520-6564(199723)7:4<323::AID-HFM4>3.0.CO;2-5)

Martin, J. C., Diedrich, D., & Coyle, E. F. (2000). Time Course of Learning to Produce Maximum Cycling Power. *International Journal of Sports Medicine*, 21(7), 485-487. <https://doi.org/10.1055/s-2000-7415>

Martino, G., Ivanenko, Y. P., d’Avella, A., Serrao, M., Ranavolo, A., Draicchio, F., Cappellini, G., Casali, C., & Lacquaniti, F. (2015). Neuromuscular adjustments of gait associated with unstable conditions. *Journal of Neurophysiology*, 114(5), 2867-2882. <https://doi.org/10.1152/jn.00029.2015>

Maurice, P., Ivaldi, S., Babic, J., Camernik, J., Gorjan, D., Schirrmeister, B., Bornmann, J., Tagliapietra, L., Latella, C., Pucci, D., & Fritzsche, L. (2020). Objective and Subjective Effects of a Passive Exoskeleton on Overhead Work. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 28(1), 152-164. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2019.2945368>

McFarland, T., & Fischer, S. (2019). Considerations for Industrial Use : A Systematic Review of the Impact of Active and Passive Upper Limb Exoskeletons on Physical Exposures. *IIEE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, 7(3-4), 322-347. <https://doi.org/10.1080/24725838.2019.1684399>

Moyon, A., Poirson, E., & Petiot, J.-F. (2019). Development of an Acceptance Model for Occupational Exoskeletons and Application for a Passive Upper Limb Device. *IIEE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, 7(3-4), 291-301. <https://doi.org/10.1080/24725838.2019.1662516>

NIOSH. (1997). Musculoskeletal disorders and workplace factors : A critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back.

Norman, R., Wells, R., Neumann, P., Frank, J., Shannon, H., & Kerr, M. (1998). A comparison of peak vs cumulative physical work exposure risk factors for the reporting of low back pain in the automotive industry. *Clinical Biomechanics*, *13*(8), 561-573. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(98\)00020-5](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)00020-5)

Panizzolo, F. A., Freisinger, G. M., Karavas, N., Eckert-Erdheim, A. M., Siviyy, C., Long, A., Zifchock, R. A., LaFiandra, M. E., & Walsh, C. J. (2019). Metabolic cost adaptations during training with a soft exosuit assisting the hip joint. *Scientific Reports*, *9*(1), 9779. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-45914-5>

Pataky, T. C. (2010). Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *Journal of Biomechanics*, *43*(10), 1976-1982. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.008>

Picchiotti, M. T., Weston, E. B., Knapik, G. G., Dufour, J. S., & Marras, W. S. (2019). Impact of two postural assist exoskeletons on biomechanical loading of the lumbar spine. *Applied Ergonomics*, *75*, 1-7. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.09.006>

Pimparel, A., Madaleno, S., Ollay, C., & Gabriel, A. T. (2022). How Ergonomic Evaluations Influence the Risk of Musculoskeletal Disorders in the Industrial Context? A Brief Literature Review. In P. M. Arezes, J. S. Baptista, P. Carneiro, J. Castelo Branco, N. Costa, J. Duarte, J. C. Guedes, R. B. Melo, A. S. Miguel, & G. Perestrelo (Éds.), *Occupational and Environmental Safety and Health III* (Vol. 406, p. 399-409). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-030-89617-1_36

Poliero, T., Fanti, V., Sposito, M., Caldwell, D. G., & Natali, C. D. (2022). Active and Passive Back-Support Exoskeletons : A Comparison in Static and Dynamic Tasks. *IEEE Robotics and Automation Letters*, *7*(3), 8463-8470. <https://doi.org/10.1109/LRA.2022.3188439>

Potvin, J. R., McGILL, S. M., & Norman, R. W. (1991). Trunk Muscle and Lumbar Ligament Contributions to Dynamic Lifts with Varying Degrees of Trunk Flexion: *Spine*, *16*(9), 1099-1107. <https://doi.org/10.1097/00007632-199109000-00015>

Raabe, M. E., & Chaudhari, A. M. W. (2016). An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model : Model development and validation. *Journal of Biomechanics*, *49*(7), 1238-1243. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.02.046>

Rajagopal, A., Dembia, C. L., DeMers, M. S., Delp, D. D., Hicks, J. L., & Delp, S. L. (2016). Full-Body Musculoskeletal Model for Muscle-Driven Simulation of Human Gait. *IEEE*

Transactions on Biomedical Engineering, 63(10), 2068-2079.
<https://doi.org/10.1109/TBME.2016.2586891>

Ramsey, T., Davis, K. G., Kotowski, S. E., Anderson, V. P., & Waters, T. (2014). Reduction of Spinal Loads Through Adjustable Interventions at the Origin and Destination of Palletizing Tasks. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 56(7), 1222-1234. <https://doi.org/10.1177/0018720814528356>

Ranganathan, R., Krishnan, C., Dhaher, Y. Y., & Rymer, W. Z. (2016). Learning new gait patterns : Exploratory muscle activity during motor learning is not predicted by motor modules. *Journal of Biomechanics*, 49(5), 718-725. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.02.006>

Santos, C., Teresa Videira Gabriel, A., Quaresma, C., & L. Nunes, I. (2022). *Lower limb exoskeletons some examples of application*. 13th International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics (AHFE 2022). <https://doi.org/10.54941/ahfe1002139>

Santuz, A., & Akay, T. (2023). Muscle spindles and their role in maintaining robust locomotion. *The Journal of Physiology*, 601(2), 275-285. <https://doi.org/10.1113/JP282563>

Santuz, A., Brüll, L., Ekizos, A., Schroll, A., Eckardt, N., Kibele, A., Schwenk, M., & Arampatzis, A. (2020). Neuromotor Dynamics of Human Locomotion in Challenging Settings. *iScience*, 23(1), 100796. <https://doi.org/10.1016/j.isci.2019.100796>

Sato, K., Kikuchi, S., & Yonezawa, T. (1999). In Vivo Intradiscal Pressure Measurement in Healthy Individuals and in Patients With Ongoing Back Problems: *Spine*, 24(23), 2468. <https://doi.org/10.1097/00007632-199912010-00008>

Schmid, S., Connolly, L., Moschini, G., Meier, M. L., & Senteler, M. (2022). Skin marker-based subject-specific spinal alignment modeling : A feasibility study. *Journal of Biomechanics*, 137, 111102. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111102>

Schwartz, M., Desbrosses, K., Theurel, J., & Mornieux, G. (2023). Biomechanical Consequences of Using Passive and Active Back-Support Exoskeletons during Different Manual Handling Tasks. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 20(15), 6468. <https://doi.org/10.3390/ijerph20156468>

Schwartz, M., Theurel, J., & Desbrosses, K. (2021). Effectiveness of Soft versus Rigid Back-Support Exoskeletons during a Lifting Task. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(15), 8062. <https://doi.org/10.3390/ijerph18158062>

Sejnowski, T. J. (1998). Making smooth moves. *Nature*, 394(6695), 725-726. <https://doi.org/10.1038/29406>

Seth, A., Matias, R., Veloso, A. P., & Delp, S. L. (2016). A Biomechanical Model of the Scapulothoracic Joint to Accurately Capture Scapular Kinematics during Shoulder Movements. *PLOS ONE*, *11*(1), e0141028. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0141028>

Shadmehr, R., & Brashers-Krug, T. (1997). Functional Stages in the Formation of Human Long-Term Motor Memory. *The Journal of Neuroscience*, *17*(1), 409-419. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.17-01-00409.1997>

Shadmehr, R., & Mussa-Ivaldi, F. (1994). Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task. *The Journal of Neuroscience*, *14*(5), 3208-3224. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.14-05-03208.1994>

Shea, C. H., Lai, Q., Black, C., & Park, J.-H. (2000). Spacing practice sessions across days benefits the learning of motor skills. *Human Movement Science*, *19*(5), 737-760. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(00\)00021-X](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(00)00021-X)

Smets, M. (2019). A Field Evaluation of Arm-Support Exoskeletons for Overhead Work Applications in Automotive Assembly. *IISE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, *7*(3-4), 192-198. <https://doi.org/10.1080/24725838.2018.1563010>

Steele, K. M., Jackson, R. W., Shuman, B. R., & Collins, S. H. (2017). Muscle recruitment and coordination with an ankle exoskeleton. *Journal of Biomechanics*, *59*, 50-58. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.05.010>

Steele, K. M., Tresch, M. C., & Perreault, E. J. (2013). The number and choice of muscles impact the results of muscle synergy analyses. *Frontiers in Computational Neuroscience*, *7*. <https://doi.org/10.3389/fncom.2013.00105>

Takahashi, I., Kikuchi, S., Sato, K., & Sato, N. (2006). Mechanical Load of the Lumbar Spine During Forward Bending Motion of the Trunk—A Biomechanical Study: *Spine*, *31*(1), 18-23. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000192636.69129.fb>

Tan, C. K., Kadone, H., Miura, K., Abe, T., Koda, M., Yamazaki, M., Sankai, Y., & Suzuki, K. (2019). Muscle Synergies During Repetitive Stoop Lifting With a Bioelectrically-Controlled Lumbar Support Exoskeleton. *Frontiers in Human Neuroscience*, *13*, 142. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2019.00142>

Theurel, J., & Desbrosses, K. (2019). Occupational Exoskeletons: Overview of Their Benefits and Limitations in Preventing Work-Related Musculoskeletal Disorders. *IISE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, 1-17. <https://doi.org/10.1080/24725838.2019.1638331>

Theurel, J., Desbrosses, K., Roux, T., & Savescu, A. (2018). Physiological consequences of using an upper limb exoskeleton during manual handling tasks. *Applied Ergonomics*, *67*, 211-217. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.10.008>

Ting, L. H., Chiel, H. J., Trumbower, R. D., Allen, J. L., McKay, J. L., Hackney, M. E., & Kesar, T. M. (2015). Neuromechanical Principles Underlying Movement Modularity and Their Implications for Rehabilitation. *Neuron*, *86*(1), 38-54. <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2015.02.042>

Torres-Oviedo, G., Macpherson, J. M., & Ting, L. H. (2006). Muscle Synergy Organization Is Robust Across a Variety of Postural Perturbations. *Journal of Neurophysiology*, *96*(3), 1530-1546. <https://doi.org/10.1152/jn.00810.2005>

Trepczynski, A., Kutzner, I., Schwachmeyer, V., Heller, M. O., Pfitzner, T., & Duda, G. N. (2018). Impact of antagonistic muscle co-contraction on in vivo knee contact forces. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *15*(1), 101. <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0434-3>

Tresch, M. C., & Bizzi, E. (1999). Responses to spinal microstimulation in the chronically spinalized rat and their relationship to spinal systems activated by low threshold cutaneous stimulation. *Experimental Brain Research*, *129*(3), 0401-0416. <https://doi.org/10.1007/s002210050908>

Ulrey, B. L., & Fathallah, F. A. (2013). Effect of a personal weight transfer device on muscle activities and joint flexions in the stooped posture. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *23*(1), 195-205. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.08.014>

Valat, J. P., Goupille, P., & Védere, V. (1997). Low back pain : Risk factors for chronicity. *Revue Du Rhumatisme (English Ed.)*, *64*(3), 189-194.

Van Dieën, J. H., Hoozemans, M. J. M., & Toussaint, H. M. (1999). Stoop or squat : A review of biomechanical studies on lifting technique. *Clinical Biomechanics*, *14*(10), 685-696. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(99\)00031-5](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(99)00031-5)

Van Dieën, J., & Kingma, I. (2005). Effects of antagonistic co-contraction on differences between electromyography based and optimization based estimates of spinal forces. *Ergonomics*, *48*(4), 411-426. <https://doi.org/10.1080/00140130512331332918>

Van Engelhoven, L., Poon, N., Kazerooni, H., Rempel, D., Barr, A., & Harris-Adamson, C. (2019). Experimental Evaluation of a Shoulder-Support Exoskeleton for Overhead Work : Influences of Peak Torque Amplitude, Task, and Tool Mass. *IISE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, *7*(3-4), 250-263. <https://doi.org/10.1080/24725838.2019.1637799>

Von Arx, M., Liechti, M., Connolly, L., Bangerter, C., Meier, M. L., & Schmid, S. (2021). From Stoop to Squat : A Comprehensive Analysis of Lumbar Loading Among Different Lifting Styles. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 9, 769117. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.769117>

Wang, K., Wang, L., Deng, Z., Jiang, C., Niu, W., & Zhang, M. (2019). Influence of passive elements on prediction of intradiscal pressure and muscle activation in lumbar musculoskeletal models. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 177, 39-46. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2019.05.018>

Wilke, H.-J., Neef, P., Hinz, B., Seidel, H., & Claes, L. (2001). Intradiscal pressure together with anthropometric data – a data set for the validation of models. *Clinical Biomechanics*, 16, S111-S126. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(00\)00103-0](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00103-0)

Wren, T. A. L., Isakov, P., & Rethlefsen, S. A. (2023). Comparison of kinematics between Theia markerless and conventional marker-based gait analysis in clinical patients. *Gait & Posture*, 104, 9-14. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.05.029>

Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D. D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., & Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I : Ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 543-548. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00222-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00222-6)

Zhang, H., Kadrolkar, A., & Sup, F. C. (2016). Design and Preliminary Evaluation of a Passive Spine Exoskeleton. *Journal of Medical Devices*, 10(1), 011002. <https://doi.org/10.1115/1.4031798>

Légendes des figures et tableaux

-
- Figure 1 : Classification des exosquelettes.(<http://www.inrs.fr/risques/exosquelettes/ce-qui-il-faut-retenir.html>) 6
- Figure 2 : DAP rigide d'assistance du dos (Laevo V2, Laevo Exoskeletons, Pays-Bas). L'assistance est fournie par la mise en tension de ressorts situés entre les hanches et le thorax lors de la flexion des hanches grâce aux interfaces de contact situées au niveau des cuisses et du thorax..... 7
- Figure 3 : DAP textile d'assistance du dos (CORFOR® V2, France). L'assistance est donnée lors de la mise en tension des bandes élastiques attachées aux épaules et aux genoux et mises en tension lors de la flexion des hanches et du rachis. 8
- Figure 4 : RAP d'assistance du dos (Cray X, German Bionics, Germany). Deux moteurs sont disposés de part et d'autre des hanches pour assister leur extension via une paire de bretelles et des sangles au niveau des cuisses. La batterie et l'ordinateur qui commandent les moteurs sont situés dans le dos de l'utilisateur. 8
- Figure 5 : Evolution du temps de mouvement au fur et à mesure de 5 sessions d'entraînements. Trois populations d'âge ont été étudiées : 8 à 10 ans (8-10yr), 11 à 13 ans (11-13yr) et adultes (Adults). Les mesurées ont été menées au début (Pr), au milieu (Mi) et à la fin (Po) de chaque entraînement. Graphique tiré de l'article de Lee (2019). 14
- Figure 6 : Graphique de Galle et al., (2013). Evolution du coût métabolique au cours d'une période familiarisation à l'utilisation d'un exosquelette assistant la cheville lors d'une tâche de marche. La ligne pointillé représente la condition sans assistance (Unpowered mean) de l'exosquelette, les points gris les différents points de mesure avec assistance (Powered mean) et la ligne noir la régression quadratique moyenne avec assistance (Mean Quadratic Regression). Le rectangle gris représente le délai métabolique correspondant à la stabilisation des paramètres métaboliques en début d'exercice (Metabolic Delay). 18
- Figure 7 : Graphique de Smets (2019). Evolution du score du questionnaire de TMS de Cornell au cours de 3 mois d'utilisation de l'exosquelette. Une première mesure a été effectuée au lors du premier contact avec l'exosquelette (« Baseline ») puis chaque mois pendant 3 mois (« Month 1 » à « Month 3 »). Chaque ligne représente un participant. 19
- Figure 8 : Figure adaptée de Ting et al. (2015). Représentation schématique des synergies musculaires..... 22
- Figure 9 : Interprétation de la relation force-longueur en termes de filaments glissants (d'après Gordon et al., 1966). Les tensions développées, pour différentes longueurs de

sarcomères lors de contractions tétaniques isométriques de fibres isolées, à 0°C, sont représentées en (A). Les nombres de 1 à 5, renvoient à la disposition des filaments au sein du sarcomères, illustrée en (B) et déduite d’observations au microscope. Graphique proposé par Goubel et Lensel-Corbeil (2003)..... 26

Figure 10 : Relation force-vitesse. V/V_{max} = vitesse de raccourcissement normalisée par rapport à la vitesse maximale. Résultats obtenus sur le sartorius de grenouilles par A.V. Hill (1964). Graphique proposé par Goubel et Lensel-Corbeil (2003). 26

Figure 11 : Modèle corps complet proposé par Bruno et al. (2015)..... 30

Figure 12 : Modèle corps complet proposé par Beaucage-Gauvreau et al. (2019)..... 31

Figure 13 : Vues frontale et latérale du dispositif utilisé pour la tâche de précision (PRECI). Une carte Arduino était connectée au tube de cuivre et à l’anneau en acier attaqué à la poignée en plastique..... 39

Figure 14 : Protocole de familiarisation. 40

Figure 15 : Participant portant l’exosquelette avec le matériel de mesure..... 42

Figure 16 : Evolution de la flexion thoracique (°) moyenne (ET) en PRE-CON et lors du protocole de familiarisation de PRE-1 à POST-6 pour STOOP et SQUAT. * Statistiquement différent de POST-3, POST-4 et POST-6 ($p < 0,05$). # Statistiquement différent de POST-3 et POST-6 ($p < 0,05$). 46

Tableau 1 : Valeurs moyennes (ET) de cinématique lombaire, de hanche, de genou et de fluidité en STOOP et SQUAT en PRE-CON et lors du protocole de familiarisation de PRE-1 à POST-6. 47

Tableau 2 : Médianes (écart interquartile) de la surface de l’ellipse de confiance et de l’amplitude des oscillations posturales antéro-postérieures en STOOP et SQUAT en PRE-CON et lors du protocole de familiarisation de PRE-1 à POST-6. * Effet principal significatif du protocole de familiarisation..... 47

Tableau 3 : Médiane (écart interquartile) de l’activité musculaire (RMS) en STOOP et SQUAT en PRE-CON et lors du protocole de familiarisation de PRE-1 à POST-6. * Effet principal statistiquement significatif du protocole de familiarisation. 48

Figure 17 : Evolution de la médiane (points blancs) et de la distribution (points noirs) pour les pressions perçues aux genoux et aux fesses en STOOP et en SQUAT. ° Statistiquement différent de POST-4, POST-5 et POST-6. Δ Statistiquement différent de POST-3 et POST-6. # Statistiquement différent de POST-4 et POST-6. * Statistiquement différent de POST-5 et POST-6. § Statistiquement différent de POST-6. 50

Tableau 4 : Médiane (écart interquartile) des pressions perçues au aisselles et aux trapèzes en STOOP et en SQUAT en PRE-CON et lors de protocole de familiarisation de PRE-1 à POST-6. * Effet statistiquement significatif du protocole de familiarisation.	50
Figure 18 : Evolution du temps moyen (ET) en PRE-CON et lors du protocole de familiarisation de PRE-1 à POST-6 pour PRECI. * Significativement différent de POST-1 et POST-6. ° Significativement différent de POST-4 et POST-6. Δ Significativement différent de POST-5 et POST-6.....	51
Tableau 5 : Résultats des ANOVA à mesures répétées pour les tâches STOOP et SQUAT.	63
Tableau 6 : Moyennes ± ET des CoA, FWHM, et VR pour les deux synergies lors des tâches STOOP et SQUAT au cours du protocole de familiarisation.	63
Figure 19 : Coefficients d’activation (± écart-type, en haut) des synergies 1 et 2 et répartition des vecteurs (± écart-type, en bas) lors de la tâche STOOP.	64
Figure 20 : Coefficients d’activation (± écart-type, en haut) des synergies 1 et 2 et répartition des vecteurs (± écart-type, en bas) lors de la tâche SQUAT.....	64
Tableau 7 : Similarité moyenne ± ET des vecteurs entre les sessions pour les tâches STOOP et SQUAT.	65
Figure 21 : Vue de dos du modèle Opensim LFB (Beaucage Gauvreau et al., 2019) (Gauche) ; vue de dos du modèle LFB complété avec l’exosquelette (Milieu) ; Vue sagittale du modèle LFB adapté lors d’une tâche STOOP (Droite).	72
Figure 22 : Markerset corps complet adapté de l’article de Raabe & Chaudhari (2016). L’exosquelette CORFOR [®] est équipé de 8 marqueurs sur chaque bande élastique. L’activité musculaire bilatérale des érecteurs spinaux est mesurée avec des électrodes EMG de surface.	73
Figure 23 : Moyenne ± ET des pics de moment de flexion, forces de compression et de cisaillement aux articulations L4/L5 et L5/S1 lors de la tâche de manutention avec (EXO) et sans (FREE) l’exosquelette. *** EXO significativement inférieur à FREE (p< 0,001).....	75
Tableau 8 : Moyenne ± ET des pics de moment de flexion, forces de compression et de cisaillement aux articulations L4/L5 et L5/S1 et des force maximale et activité musculaire moyenne des ES lors de la tâche de manutention avec (EXO) et sans (FREE) l’exosquelette. Les d de Cohen et valeurs p sont rapportées pour comparer FREE et EXO.....	75

Annexes

15. Valorisation de la thèse

15.1. Article publié dans Applied Sciences

Changes in Human Motor Behavior during the Familiarization with a Soft Back-Support Occupational Exoskeleton

Arthur Favennec ^{1,*}, Julien Frère ² and Guillaume Mornieux ^{1,3}

¹ Université de Lorraine, DevAH, F-54000 Nancy, France; guillaume.mornieux@univ-lorraine.fr

² Université Grenoble Alpes, CNRS, Grenoble INP, GIPSA-Lab, F-38000 Grenoble, France; julien.frere@univ-grenoble-alpes.fr

³ Université de Lorraine, Faculty of Sport Sciences, F-54000 Nancy, France

* Correspondence: arthur.favennec@univ-lorraine.fr

Abstract: Soft back exoskeletons are aimed at reducing musculoskeletal effort during manual handling tasks, contributing to the prevention of low back disorders like lumbar strains and sprains or intervertebral disk problems. However, large differences in their biomechanical effects are observed in the literature. A possible explanation could be the lack or disparity of familiarization protocols with the exoskeleton. The aim of this experimental study was to characterize the familiarization process with a soft back-support occupational exoskeleton and determine the time needed to stabilize biomechanical variables. Participants carried out 6 familiarization sessions of 1 h to the CORFOR[®] soft back-exoskeleton. Joint kinematics, postural stability, exoskeleton pressure perception, muscle activity, and performance were measured at the beginning of the first session and at the end of each session during stoop and squat liftings. Results showed that back kinematics, performance, and exoskeleton pressure perception changed during the first sessions and stabilized after sessions 3 or 4, depending on the variable. The authors recommend a familiarization protocol for the CORFOR[®] soft back-exoskeleton of 4 sessions of 1 h duration. This recommendation could help CORFOR[®] users, for instance, in the automotive industry, the food retail industry, or the agriculture field.

Keywords: motor control; motion analysis; motor learning; exoskeleton; biomechanics

Citation: Favennec, A.; Frère, J.; Mornieux, G. Changes in Human Motor Behavior during the Familiarization with a Soft Back-Support Occupational Exoskeleton. *Appl. Sci.* **2024**, *14*, 3. <https://doi.org/10.3390/app14031160>

Academic Editor(s): Name

Received: 9 January 2024

Revised: 26 January 2024

Accepted: 27 January 2024

Published: date



Copyright: © 2024 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

About 40% of workers in Europe suffered from musculoskeletal disorders (MSDs), frequently located in the back region (European Agency for Safety and Health at Work, 2019; Pimparel et al., 2022). Exoskeletons can be passive, using springs or elastics, or active, using one or more actuators (de Looze et al., 2016). Exoskeletons have also been categorized by the body part they are designed to support, such as the back, upper-limb, lower-limb, or full-body (H. Lee et al., 2012; Santos et al., 2022). Active or passive occupational back exoskeleton devices aim to prevent back MSDs from providing assistance to the spine during tasks involving forward bending (de Looze et al., 2016; Theurel & Desbrosses, 2019).

Theurel and Desbrosses (2019) (Theurel & Desbrosses, 2019) reviewed and confirmed the effectiveness of passive back exoskeletons to reduce lumbar muscular demand but also reported inconsistent results. For instance, from 10% to around 50% reductions in back muscle activity have been reported in manual handling tasks (Frost et al., 2009) and during static postures (Koopman, Kingma, et al., 2019; Ulrey & Fathallah, 2013). These large differences might be attributed to different factors, such as the design of the exoskeleton or the level of assistance (Theurel & Desbrosses, 2019). Additional harmful effects have been observed with the use of exoskeletons: discomfort, heat, reduced range of motion (Smets, 2019), or larger postural oscillations (Theurel et al., 2018). Koopman et al. (2019) (Koopman, Toxiri, et al., 2019) also reported alterations in movement execution, with reduced lifting speed while using a back robotic exoskeleton during manual lifting tasks. Furthermore, exoskeletons have several limitations: they are task-specific, can interfere with the working environment, decrease productivity, or even induce discomfort.

These aforementioned modifications of the motor behavior could be the result of the exoskeleton use (Theurel & Desbrosses, 2019), but also of the familiarization process with the device (Galle et al., 2013; Panizzolo et al., 2019). Indeed, any motor behavior is subject to evolution during the adaptation to the new parameters of a task, during which motor learning is needed to reach the same motor behavior as prior to the new parameter's exposure (Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994). Accordingly, measuring the motor behavior during the early stage of exoskeleton use might lead to non-representative motor behavior during long-term exoskeleton use. Put differently, if familiarization with the exoskeleton is not achieved, the assessment of its potential benefits can be misestimated. This might also be the source of the divergent results within the literature because of varying familiarization periods.

Some authors worked on the familiarization process with walking exoskeletons (Diamond-Ouellette et al., 2022; Galle et al., 2013; Panizzolo et al., 2019). For instance, Diamond-Ouellette et al. (2022) (Diamond-Ouellette et al., 2022) recently observed that a 9-day familiarization period with the use of a multi-joint exoskeleton by soldiers led to a diminution of the metabolic cost during walking. However, these authors did not characterize the evolution of this variable during the familiarization protocol. Contrariwise, Galle et al. (2013) (Galle et al., 2013) showed a decrease in metabolic cost during the first 18.5 min of walking with an ankle exoskeleton, followed by a stabilization. Moreover, Panizzolo et al. (2019) (Panizzolo et al., 2019) studied a longer familiarization process based on five sessions lasting 20 min. These authors showed a diminution of the metabolic cost when walking with a hip exoskeleton until the third session, followed by a stabilization. Despite the discrepancy in exoskeleton types, this familiarization model assessed on walking exoskeletons may be transferred to passive occupational back exoskeletons.

However, among the 51 papers cited in three literature reviews about exoskeletons (de Looze et al., 2016; McFarland & Fischer, 2019; Theurel & Desbrosses, 2019), 25 articles did not mention any familiarization process before measurements. In the remaining 26 studies, only nine described the task and duration used for the familiarization. Among these studies, different familiarization durations were used, ranging from 10 min (Van Engelhoven et al., 2019) to 4 sessions of 97 min duration (Theurel et al.,

2018), but none of them actually verified the stabilization of the motor behavior, possibly leading to non-representative data about the effects of the exoskeleton use. In addition, changes and steady states of biomechanical metrics during familiarization are currently unknown. But these parameters, such as trunk or back muscle activity, back, hip, and knee kinematics (Bosch et al., 2016; Ulrey & Fathallah, 2013), movement's execution (Balasubramanian et al., 2015), or postural stability (Theurel et al., 2018), would certainly be relevant to point out the influence of an exoskeleton's use and be representative of the familiarization process. It is therefore of interest to investigate the effects of exoskeleton use on motor behavior, possibly related to MSDs, to verify that participants have reached a steady state prior to the evaluation, meaning that their motor behavior does not change anymore with practice. This rationale mostly arises from an experimental issue, as most of the studies cited in these literature reviews were short-term lab-based studies (except Smets' study in 2019 (Smets, 2019), which was a long-term worksite study). By doing so, recommendations about a familiarization protocol/duration could be made to ensure (i) a relevant evaluation of the benefits of the exoskeleton and (ii) that workers would operate with stable motor behavior.

The aim of this study was to characterize the familiarization process with a soft back-support occupational exoskeleton and determine the time needed to stabilize studied variables such as back muscle activity, back, hip, and knee kinematics, movement's execution, postural stability, workload perception, and performance as evidence of motor behavior. We hypothesized that, along with the familiarization time, an evolution (increase or decrease depending on the variable) would be followed by a stabilization for each variable.

2. Materials and Methods

2.1. Population

Eighteen male participants (21.5 ± 2.3 years, 178.3 ± 3 cm, 69.6 ± 6.2 kg) inexperienced with any exoskeleton use were included in the present protocol. As sex might be a confounding factor (Schwartz et al., 2021), only male participants were included in this study. The following non-inclusion criteria were applied in accordance with the ethical committee: vulnerable people, neurological disorders, back orthopedic disorders (scoliosis), use of drugs (antidepressant, antiepileptic), injury or pain in the back or upper and lower limbs during the last 3 months. This study was conducted according to the guidelines of the Declaration of Helsinki.

2.2. Task Habituation

First, participants were familiarized with three experimental tasks to minimize the effect of habituation on the tasks during the exoskeleton familiarization protocol. Participants were asked to lift an 8 kg box from the ground to a visual target while using two different techniques, i.e., stoop and squat. The upper target was 105 cm above the ground and 30 cm ahead of the tip of their feet. When the box was on the ground, the handles were at a height of 15 cm. A cadence of 15 liftings per minute was prescribed and controlled by a metronome. Twelve lifts were repeated for each condition. The 8 kg mass agreed with the French normalization association recommendations AFNOR X35-109 (AFNOR, 2011). The stoop technique (STOOP) consisted of lifting the box while minimizing knee

flexion. Therefore, participants had to bend their trunks to lower their hands at the appropriate height to grasp the box at ground level. The squat technique (SQUAT) consisted of lifting the box with knee flexion while maintaining the back as straight as possible. STOOP and SQUAT were chosen because these tasks are frequently used in the field and compared in the literature (Schwartz et al., 2021; J. H. Van Dieën et al., 1999; Von Arx et al., 2021). In addition, these typical manual handling tasks, a third task, called the precision task (PRECI), consisted of moving a handle with a ring tip along a rod with an oscillating trajectory (Figure 1). Participants were asked to perform the task in an upright position, from the starting point to midway and back to the starting point, the fastest possible without touching the rod with the ring, representing an error. They were free to choose their bending position and to move their feet if needed. The only constraint was to always take the handle with their preferred hand. Priority was given to the absence of errors instead of speed. Participants were asked to perform PRECI three times at each repetition. The rationale for including PRECI was to involve the participant in a global task with a great range of motion of the trunk and with accuracy and speed challenges. All tasks were demonstrated to participants, and the task order was randomized to control any bias (order effect, fatigue). Overall, this habituation period was composed of 3 sessions of 20 min with an intersession rest of 48 h to 72 h.

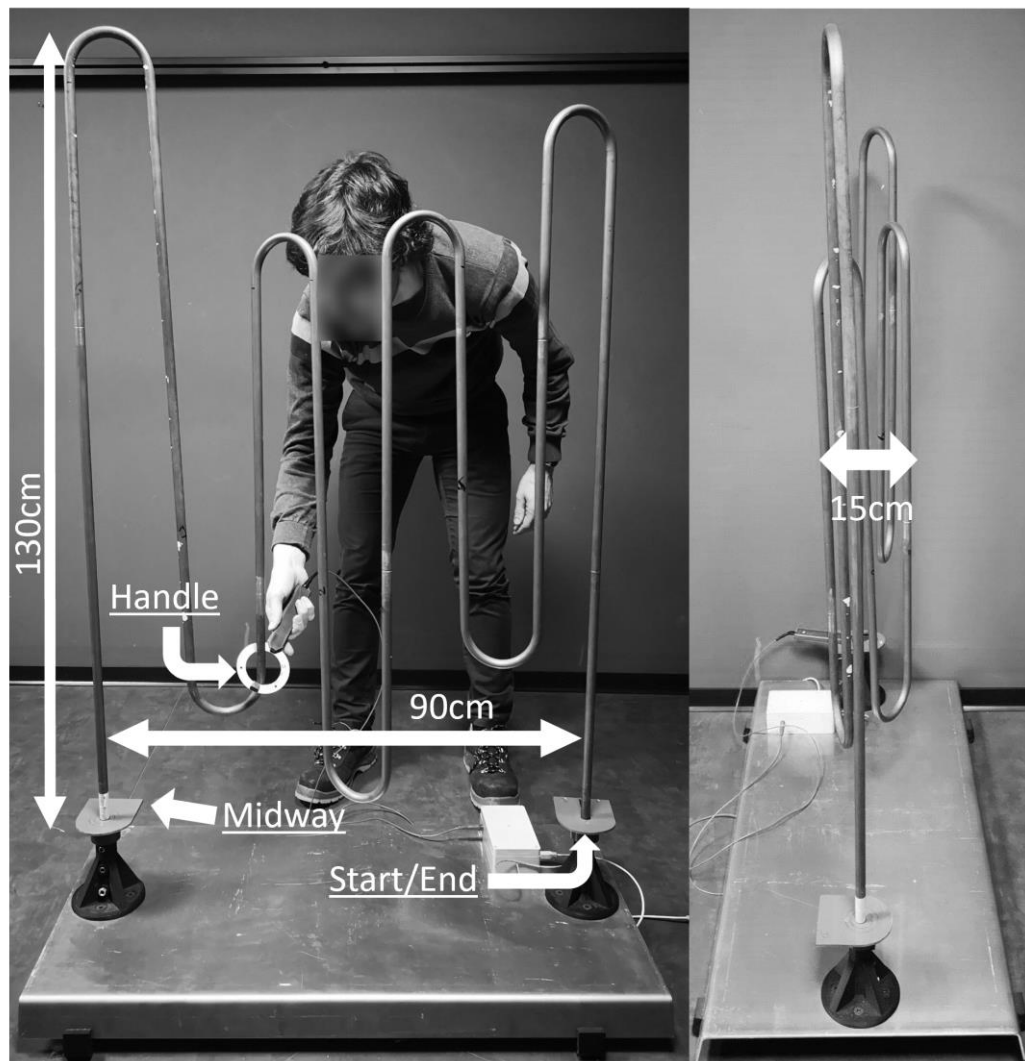


Figure 1. Frontal and side views of the device used for the precision task (PRECI). An Arduino board connected the copper tube to the steel ring attached to the plastic handle.

2.3. Familiarization Protocol

The familiarization protocol (Figure 2) was composed of six sessions of 1 h duration over two weeks, with an intersession rest of 48 h to 72 h, according to the principles of motor learning (Kwon et al., 2015; Shea et al., 2000). It consisted of a set of different general tasks (walking, lifting, manual handling, and fine handling) performed several times in order to improve, as much as possible, the motor learning related to the use of the exoskeleton (Day et al., 2018).

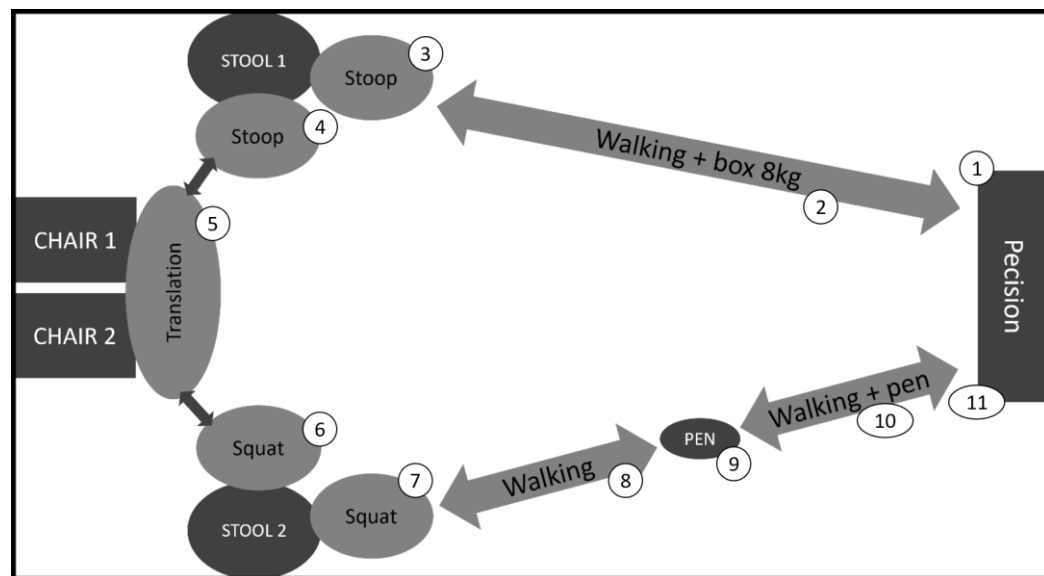


Figure 2. Familiarization protocol.

While wearing the exoskeleton, participants had to perform the PRECI task (1) and then grasped a box of 8 kg on the ground, walked 4 m with this box (2), and put it down with the stoop technique (3). After that, they had to lift the box on stool 1 in front of them using the stoop technique (3). At this point, they turned around the stool 1 for a quarter turn, grasped the box, and brought it back to the ground with a stoop technique (4). Then, they lifted the box from chair 1 on their left. While facing chair 1, they moved the box to chair 2 (5). Then, they lowered the box in front of stool 2 using the squat technique (6), prior to a whole lifting cycle around stool 2 with the squat technique (7). Afterwards, they walked over two meters (8) until they grasped a pen on the floor (9) and reached the precision task bench (10). Finally, participants performed the precision task again (11), prior to executing the whole sequence of tasks in reverse order. This set of tasks was performed in two minutes. Two minutes of rest were also given between each set. In this way, 15 sets were carried out during a 1 h session of the familiarization protocol with the exoskeleton.

2.4. Evaluation

Participants were evaluated while performing the three experimental tasks (STOOP, SQUAT, and PRECI) for each familiarization session. The execution of the tasks was visually controlled by the investigators. During the first session and before the start of the familiarization protocol, a first

measurement was conducted without the exoskeleton as a control condition (PRE-CON), followed by a second one with the exoskeleton (PRE-1). After the familiarization protocol, measurements were taken with the exoskeleton (POST-1). During sessions 2 to 6, participants completed the familiarization protocol prior to the measurement (POST-2 to POST-6).

2.5. Materials

Participants wore a CORFOR® exoskeleton (Figure 3), which is a soft back-support exoskeleton (CORFOR®-V2, Villemus, France). It is composed of two elastic bands attached to the shoulders and to the knees thanks to pairs of straps. Hip and back flexion stretch the elastic bands, which assist passively in the extension of the hip and the back during manual material handling. Soft back exoskeletons have been described to reduce lumbar neuromuscular demand from 6% (Schwartz et al., 2021) to 14% (Abdoli-E et al., 2006; Lamers et al., 2018) depending on the model. In addition, its known effects during manual material handling (Schwartz et al., 2021), the CORFOR® presents the additional advantages of providing an exoskeleton solution for an affordable price and with ease of use, yielding a large use in different companies.



Figure 3. A participant wearing the exoskeleton with the measurement's setup.

Biomechanical recordings were completed during the SQUAT and STOOP tasks. Eight Qualisys cameras (MIQUS M5, Qualisys, Göteborg, Sweden; 2D resolution = 4 MP; 3D resolution = 0.07 mm) were placed around participants to track 25 reflective markers tapped to the skin (Figure 3). Marker trajectories were recorded at 150 Hz. The markerset

(Grood & Suntay, 1983; Wu et al., 2002) was composed of 16 markers placed on anatomical landmarks (left and right antero-superior iliac spines, left and right postero-superior iliac spines, right greater trochanter, right medial and lateral femoral epicondyles, right medial and lateral malleolus, sacral to cervical vertebrae at S1, L4, L2, T12, T2, C7 levels, right radius styloid process) and 8 tracking markers (2 iliac crests, 3-markers cluster for the thigh, 3-markers cluster for the shank). Three other markers were taped on the corners of the box handled by the subjects. Participants stood on a triaxial force plate (Bertec Corp., Columbus, Ohio, USA; error due to linearity or hysteresis = 0.2%; Resolution of output signal = 0.02%) used to sample center of pressure (CoP) positions at a sampling rate of 1000 Hz. Surface electromyography (EMG, sampling rate of 2000 Hz) was used to record Gluteus Maximus (GM), Tensor Fascia Latae (TFL), Obliquus Externus (OE), Rectus Abdominis (RA), and Erector Spinae (ES) muscle activity on the right side (Trigno™, Delsys, Natick, MA, USA; Figure 3). EMG signals were synchronized with all other data. The electrode placement and the skin preparation were conducted in accordance with SENIAM recommendations (H. Hermens & Freriks, 1997).

Also, the Nasa Task Load Index (NASA-TLX) (Hart & Staveland, 1988) was used to assess the global perceived workload. Participants had to answer the questionnaire at the end of each condition. Questions treated six factors: mental demand, physical demand, temporal demand, performance, effort, and frustration. Participants were asked to attribute a weight to each factor. The global score was the sum of the weighted scores of each factor. Moreover, Likert scales were proposed to the participants to evaluate their back muscles exertion and the perceived pressures due to the exoskeleton on the trapezius, armpits, buttocks, and knees. These scales ranged from 0 (nothing) to 10 (very, very hard).

2.6. Analysis

Marker trajectories were filtered using a Butterworth 4th-order 5 Hz lowpass filter. The three markers taped to the box enabled us to compute the position of the box center. Lower and higher peak values of box center vertical positions were used to split the lifting task into upward and downward phases. By means of a cubic interpolation, each phase was time-normalized into 100 data points. Right hip and right knee joint angles were calculated in three dimensions using a custom MATLAB program following the recommendations of Cappozzo et al. (1995) (Cappozzo et al., 1995) and Wu et al. (2002) (Wu et al., 2002). Maximum knee flexion and hip flexion angles were computed for each cycle. Back curvature was assessed in the sagittal plane using S1, L4, L2, T12, T2, and C7 markers. Three segments (C7-T2, T12-L2, L4-S1) were used to calculate lumbar flexion (T12-L2-L4-S1) and thoracic flexion (C7-T2-T12-L2), as previously carried out with inertial measurement units (Ulrey & Fathallah, 2013). Maximum lumbar and thoracic flexion angles were computed for each cycle. As movement smoothness can be representative of the subject's expertise (Sejnowski, 1998), the smoothness of the right wrist was evaluated using the resultant speed of the marker placed on the right radius styloid process during the upward phase. The resultant speed of the marker was used as the input for the spectral arc length function proposed by Balasubramanian et al. (2015) (Balasubramanian et al., 2015). It evaluates the spectral arc-length metric that uses a movement speed profile's Fourier magnitude spectrum to quantify movement smoothness.

The output smoothness value was negative, and smoother motion was represented by a value closer to zero.

Center of pressure data were filtered using a Butterworth 4th order lowpass filter at 10 Hz. The CoP trajectory was perturbed when the box touched the ground between each cycle. Therefore, data on CoP displacement were analyzed only when the box was off the ground (during both upward and downward phases). Confidence ellipse area (95%) and anteroposterior postural oscillation amplitude (difference between the maximum value and the minimum value of CoP position on the anteroposterior axis) were calculated to evaluate postural stability, as it can be influenced by the use of an exoskeleton (Theurel et al., 2018).

EMG data were filtered using a bandpass 30–450 Hz Butterworth 4th order filter. The root mean squared (RMS) values were then calculated for each muscle and for each cycle. The mean value of the 10 cycles was computed for each muscle and for each condition and expressed relative to the muscle activity recorded during a reference task. This reference task consisted of a forward jump as far as possible (Duchene et al., 2022) and was performed prior to the familiarization protocol at the beginning of each session. The jump performance during the first session was marked in order to be reached again during subsequent sessions. Average RMS values over two broad jump attempts were used to normalize each muscle activity.

For hip and knee angles, back curvature, smoothness, confidence ellipse, postural oscillation amplitude, and EMG RMS, the mean value over 10 cycles was calculated.

An overall motor control performance was assessed during PRECI, as was the time needed to execute the task, and each error accounted for an additional 2 s lapse. The mean performance value was calculated over three attempts. The timed performance and the number of errors were assessed using an Arduino® Uno board and a custom Arduino® program.

2.7. Statistics

Results are presented as means \pm standard deviations (SD). Data normality were controlled using a Shapiro–Wilk test. If samples were normally distributed, a one-way repeated measures ANOVA (PRE-1, POST-1 to POST-6) was used to assess the effect of the familiarization protocol with the exoskeleton. Significant effects were further analyzed with post-hoc Tukey HSD pairwise comparisons in order to discern the evolution and stabilization phases. The evolution phase was characterized by statistical differences between sessions across time. The stabilization phase was characterized by a plateau with no statistical difference between the sessions that are part of the plateau. Familiarization was defined as any change from PRE-1, followed by a steady state. In addition, Student's paired *t*-tests were used to assess the effects of wearing the exoskeleton with respect to the control condition (PRE-CON). In the case of a stabilization phase, a *t*-test was performed to assess the effect of the exoskeleton between PRE-CON and PRE1, and another one between PRE-CON and the first session of the stabilization phase. If samples were not normally distributed, a Friedman's ANOVA (PRE-1, POST-1 to POST-6) was used instead of the parametric ANOVA. Significant effects were further analyzed with post-hoc Durbin-Conover pairwise comparisons. Wilcoxon tests were used instead of the Student's *t*-tests. A 5% significance level ($p < 0.05$) was set. A Bonferroni correction was adopted for *t*-tests ($p < 0.025$). Holm's correction was applied for Durbin-Conover

pairwise comparisons. These analyses were performed using Jamovi 2.2.5 software (The Jamovi Project, 2022).

3. Results

Back curvature values were only altered over the familiarization protocol at the thoracic level (Figure 4). Indeed, the statistical analysis showed a significant main effect of familiarization on thoracic flexion for both STOOP ($p = 0.012$, $\eta^2 = 0.02$) and SQUAT ($p = 0.015$, $\eta^2 = 0.02$). For STOOP, post-hoc comparisons revealed that thoracic flexion in PRE-1 was significantly lower than POST-3, POST-4, and POST-6 ($p < 0.05$). Moreover, the Student's t -tests revealed that PRE-CON ($31.2 \pm 10.1^\circ$) was not different from PRE-1 ($28.7 \pm 10.8^\circ$; $p = 0.1$) but significantly lower than POST-3 ($33.2 \pm 9.4^\circ$; $p < 0.01$). For SQUAT, post-hoc comparisons revealed that only thoracic flexion in PRE-1 was significantly lower than in POST-3 and POST-6 ($p < 0.05$). Student's t -tests showed that PRE-CON ($27.6 \pm 10.2^\circ$) was not different from PRE-1 ($27.6 \pm 10.4^\circ$; $p = 0.9$) but was significantly lower than POST-3 ($31.7 \pm 10.3^\circ$; $p < 0.01$).

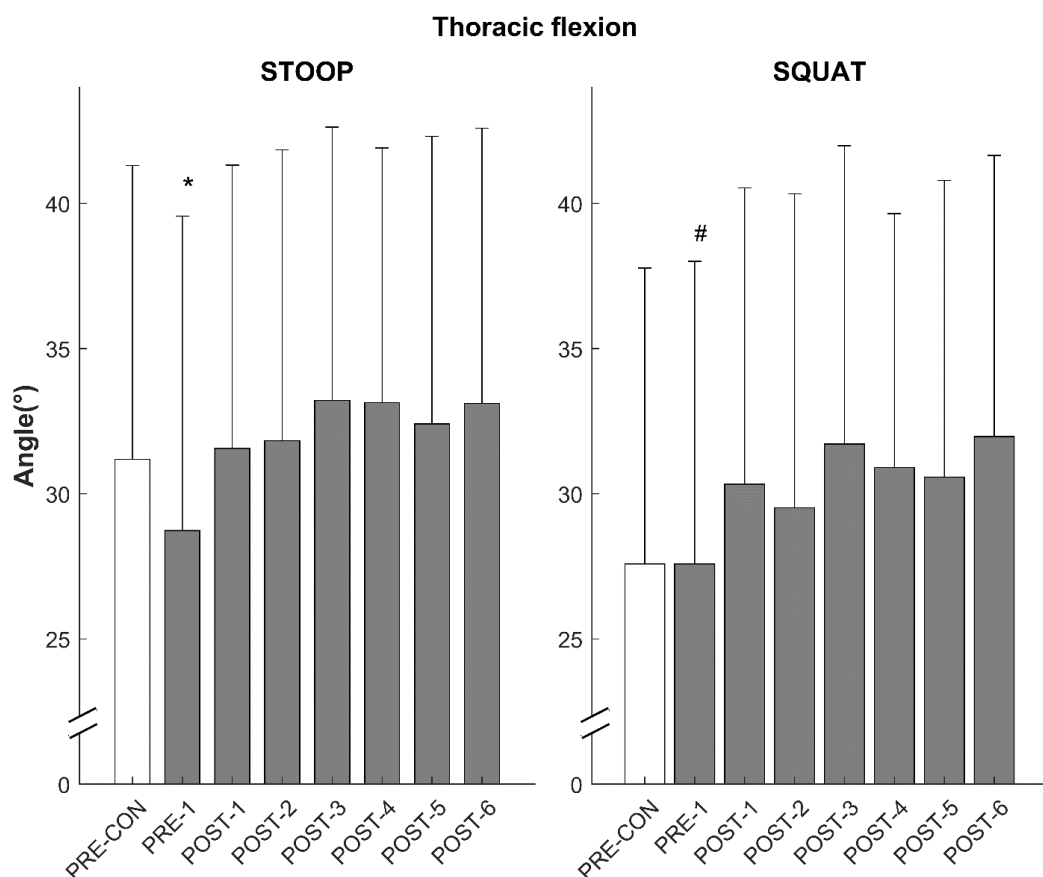


Figure 4. Evolution of mean (SD) thoracic flexion ($^\circ$) in PRE-CON and over the familiarization protocol from PRE-1 to POST-6 for STOOP and SQUAT. * Statistically different from POST-3, POST-4, and POST-6 ($p < 0.05$). # Statistically different from POST-3 and POST-6 ($p < 0.05$).

There was no statistical main effect of familiarization on lumbar flexion, hip flexion, knee flexion, or smoothness (Table 1).

Table 1. Mean (standard deviation) of lumbar, hip, and knee kinematics and smoothness in STOOP and SQUAT in PRE-CON and over the familiarization protocol from PRE-1 to POST-6.

		PRE-CON	PRE-1	POST-1	POST-2	POST-3	POST-4	POST-5	POST-6
Lumbar Flexion (°)	STOOP	33 (9.9)	33.4 (8.9)	33.2 (9.6)	32.5 (10.6)	30.8 (8.7)	31.8 (9.7)	32.9 (9.2)	31.8 (9.8)
	SQUAT	16.1 (10)	16.6 (9.5)	16.4 (9.6)	16.1 (11.9)	14.0 (9.7)	14.2 (12)	14.8 (9.6)	14 (11.6)
Hip Flexion (°)	STOOP	77.7 (11.7)	81.5 (10.8)	82.4 (12.4)	82.0 (9.2)	83.1 (10.2)	82.5 (10.3)	82.3 (10.5)	82.7 (11.6)
	SQUAT	94.8 (6.8)	96.5 (5.6)	94.3 (6.7)	94.8 (5.3)	96.2 (5.8)	95.3 (8.0)	94.0 (6.0)	95.8 (7.2)
Knee Flexion (°)	STOOP	17.3 (15.2)	21.0 (18.6)	21.4 (15.3)	20.9 (15.0)	20.6 (14.5)	20.2 (15.5)	20.7 (15.7)	21.3 (16.4)
	SQUAT	120.5 (19.4)	114.9 (19.0)	116.5 (17.0)	117.4 (17.8)	117.6 (18.7)	117.8 (16.5)	119.3 (15.1)	119.1 (14.4)
Smoothness	STOOP	-1.6 (0.1)	-1.6 (0.1)	-1.6 (0.1)	-1.5 (0.1)	-1.6 (0.1)	-1.6 (0.1)	-1.6 (0.1)	-1.6 (0.1)
	SQUAT	-1.6 (0.1)	-1.5 (0.1)	-1.5 (0.1)	-1.5 (0.1)	-1.6 (0.1)	-1.6 (0.1)	-1.6 (0.1)	-1.6 (0.1)

Postural oscillations were also partially altered over the familiarization protocol (Table 2). There was a statistical main effect of familiarization on the confidence ellipse area for STOOP ($p = 0.002$, $W = 0.17$). Pairwise comparisons did not reveal a clear stabilization phase, as POST-6 yielded a smaller confidence ellipse value than POST-1 and POST-2 ($p \leq 0.001$) but not than PRE-1. There was also a statistical main effect on the confidence ellipse for SQUAT ($p = 0.02$, $W = 0.12$), but post-hoc tests could not tease out significant differences between sessions. The anteroposterior amplitude of CoP displacement was not significantly influenced by the familiarization protocol.

Table 2. Median (interquartile range) of confidence ellipse area and anteroposterior amplitude of postural oscillations in STOOP and SQUAT in PRE-CON and over the familiarization protocol from PRE-1 to POST-6. * Statistical main effect of the familiarization protocol.

		PRE-CON	PRE-1	POST-1	POST-2	POST-3	POST-4	POST-5	POST-6
Ellipse Area (mm ²)	STOOP *	1808 (234)	1820 (343)	1880 (371)	1895 (441)	1849 (266)	1825 (346)	1815 (197)	1835 (239)
	SQUAT *	2790 (1694)	2983 (1288)	3506 (1733)	3360 (988)	3444 (1126)	3327 (1612)	2977 (1535)	2805 (1296)
Antero posterior Amplitude (mm)	STOOP	90 (26)	85 (25)	88 (34)	99 (30)	82 (28)	92 (29)	86 (20)	91 (40)
	SQUAT	75 (24)	79 (26)	80 (19)	88 (25)	76 (21)	78 (16)	73 (30)	75 (16)

Neuromuscular parameters were only slightly influenced (Table 3). The Gluteus Maximus activity (ranging from $19.2 \pm 14.6\%$ for PRE-1 to $19.4 \pm 11\%$ for POST-6) for STOOP was altered over the familiarization protocol ($p = 0.043$, $W = 0.03$), without revealing further statistical effect after the post-hoc comparisons. Mean neuromuscular activities over the protocol for ES ($40.8 \pm 1.2\%$ and $43 \pm 2.2\%$ for STOOP and SQUAT, respectively), OE ($7.5 \pm 1.6\%$ and $6.4 \pm 0.6\%$), RA ($3 \pm 0.4\%$ and $2 \pm 0.2\%$), and TFL ($5.9 \pm 1.3\%$ and $13 \pm 10.8\%$) were not influenced by the familiarization, either for STOOP or SQUAT.

Table 3. Median (interquartile range) of muscle activity (RMS) in STOOP and SQUAT in PRE-CON and over the familiarization protocol from PRE-1 to POST-6. * Statistical main effect of the familiarization protocol.

		PRE-CON	PRE-1	POST-1	POST-2	POST-3	POST-4	POST-5	POST-6
Erector Spinae (RMS %)	STOOP	40.6 (12.4)	39.1 (12.4)	41.4 (11.8)	41.4 (8.7)	42.3 (12)	39.6 (10.4)	39.9 (10)	42.4 (10.4)
	SQUAT	41.7 (12.9)	40.9 (12.3)	45 (15)	47.4 (14)	43.3 (12.1)	41.4 (8.8)	41.3 (10.1)	43.6 (10.6)
Gluteus Maximus (RMS %)	STOOP *	19.5 (13.2)	19.9 (14.6)	25.2 (13.9)	19.8 (10.4)	19.6 (9.2)	20.7 (10.1)	19.5 (12.1)	19.4 (11)
	SQUAT	19.5 (11.6)	21.4 (12.5)	27.2 (12.2)	22.7 (11.3)	22.4 (10.2)	23 (9.9)	21.7 (10.8)	21.4 (9.8)
Obliquus Externus (RMS %)	STOOP	5 (4.6)	6.3 (6.3)	10.1 (9.4)	8.9 (5.7)	7.9 (6.1)	7.2 (5.1)	7.6 (8.1)	6.9 (6.2)
	SQUAT	6 (2.9)	5.3 (3.2)	7.1 (5)	6.7 (3.8)	6.6 (4.3)	6.6 (3.9)	6.4 (3.5)	6.8 (3.8)
Rectus Abdominis (RMS %)	STOOP	3.1 (2.6)	2.8 (1.7)	2.6 (1.6)	3.4 (3.4)	2.8 (2.6)	2.6 (2.3)	3.1 (3.6)	3.6 (4.1)
	SQUAT	2.1 (1.4)	2 (1.4)	1.9 (1.1)	2.2 (1.5)	1.9 (1.2)	1.8 (1.1)	1.8 (1)	2.3 (1.5)
Tensor Fascia Latae (RMS %)	STOOP	7.3 (7.9)	8.2 (13.3)	5.5 (3.2)	5 (3)	4.9 (2.6)	5.6 (3.1)	5.9 (3.8)	4.5 (3.1)
	SQUAT	11.9 (12.0)	12.4 (11.7)	13.3 (13.2)	12.2 (13.1)	11.8 (12.7)	11.3 (12.2)	11.7 (11.9)	11.7 (12.6)

NASA-TLX global scores were not influenced by the familiarization protocol, whatever the technique used, with mean scores ranging from 119 to 133 for STOOP and from 121 to 152 for SQUAT. Nevertheless, the statistical analysis demonstrated a main effect on mental demand in SQUAT ($p = 0.03$, $W = 0.11$). Pairwise comparisons showed that POST-6 (2 ± 2) was lower than PRE-1 (3.5 ± 2.75), suggesting that stabilization could occur after POST-6. Wilcoxon's tests showed that PRE-CON (2 ± 2.75) was not different from PRE-1 ($p = 0.07$) nor from POST-6 ($p = 0.5$). Other NASA-TLX weights were not significantly influenced by the familiarization protocol.

Pressure perceptions, evaluated through Likert scales, were influenced by the familiarization protocol (Figure 5 and Table 4). Statistical analyses showed a significant main effect of familiarization on knee perceived pressure for both STOOP ($p < 0.001$, $W = 0.19$) and SQUAT ($p = 0.01$, $W = 0.21$). For STOOP, pairwise comparisons revealed that perceived pressure in POST-1 and POST-2 was significantly higher than in POST-5 and POST-6 ($p < 0.001$). For SQUAT, this analysis revealed significantly higher perceived pressure in PRE-1 than in POST-4 to POST-6 ($p < 0.01$), as well as for POST-1 compared to POST-4 and POST-6 ($p < 0.001$). PRE-CON values were not assessed due to the obvious absence of pressure perception. Also, there was a significant main effect of familiarization on buttock perceived pressure for both STOOP ($p < 0.001$, $W = 0.23$) and SQUAT ($p = 0.01$, $W = 0.13$). For STOOP, pairwise comparisons revealed that buttocks perceived pressure was significantly higher in PRE-1 than in POST-4 to POST-6 ($p \leq 0.001$), and also significantly higher in POST-1 than in POST-5 and POST-6 ($p < 0.001$) and higher in POST-2 and POST-3 than in POST-6 ($p \leq 0.001$). For SQUAT,

buttocks perceived pressure was significantly higher in PRE-1 than in POST-3 and POST-6 ($p < 0.01$). Then, there was a significant main effect of familiarization on armpit perceived pressure in STOOP ($p = 0.01$, $W = 0.13$; Table 4), but post-hoc tests could not tease out significant differences between sessions. Next, the statistical analysis showed a significant main effect of familiarization on trapezius pressure in STOOP ($p = 0.009$, $W = 0.13$), which was higher in PRE-1 than in POST-6 ($p < 0.01$). Finally, pressure perceptions at armpits and trapezius levels in SQUAT, as well as back muscle exertion perception in both STOOP and SQUAT, were not significantly influenced by the familiarization protocol (Table 4).

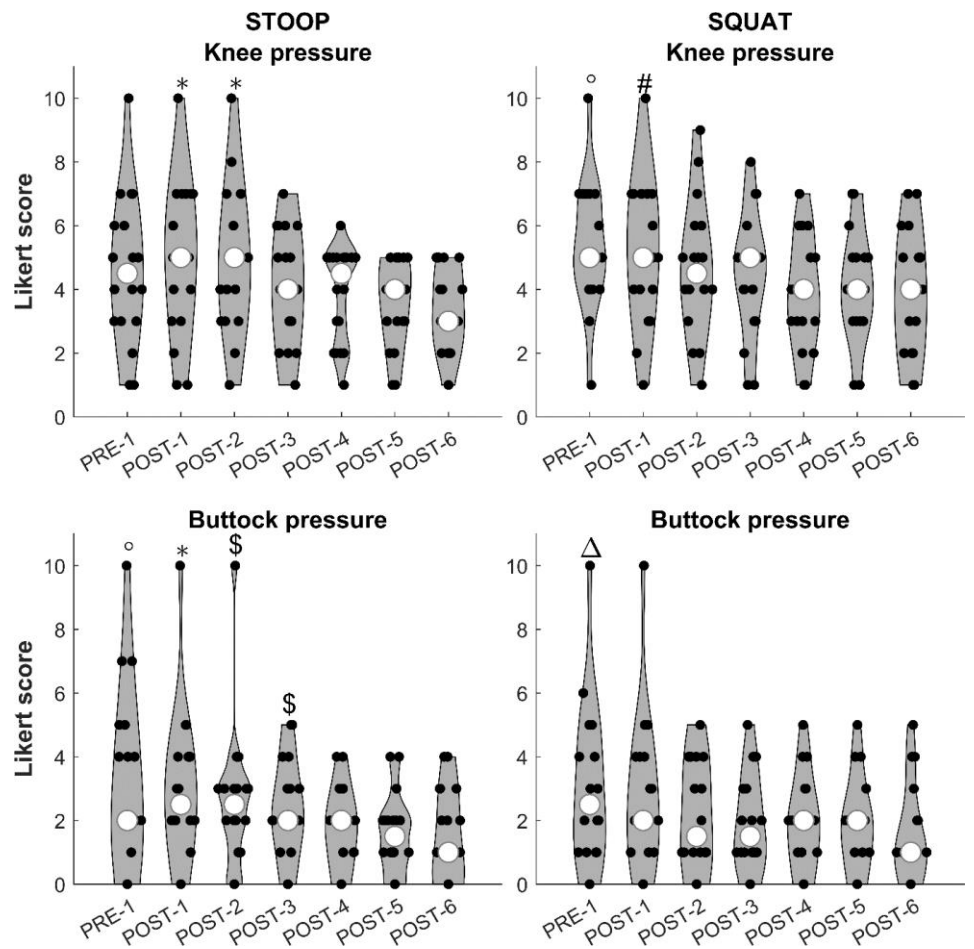


Figure 5. Evolution of median (white dot) and distribution (black dots) for knee and buttock pressures in STOOP and SQUAT. ° statistically different from POST-4, POST-5, and POST-6. Δ Statistically different from POST-3 and POST-6. # Statistically different from POST-4 and POST-6. * Statistically different from POST-5 and POST-6. \$ Statistically different from POST-6.

Table 4. Median (interquartile range) of armpits and trapezius pressure in STOOP and SQUAT in PRE-CON and over the familiarization protocol from PRE-1 to POST-6. * Statistical main effect of the familiarization protocol.

		PRE-1	POST-1	POST-2	POST-3	POST-4	POST-5	POST-6
Armpits	STOOP *	1.5 (3.75)	1 (3.75)	2 (3)	1.5 (2.75)	1.5 (2)	1 (1.75)	1 (2.75)
	SQUAT	1 (4)	1 (3.25)	1.5 (2.75)	1 (1.75)	1 (1.75)	1 (1.75)	1 (2.5)
Trapezius	STOOP *	2	2	2	1.5	1.5	2	1

		(3.75)	(3.75)	(2)	(2)	(1)	(1)	(1)
	SQUAT	2	2.5	2	1	2	2	1
		(2)	(3)	(1.75)	(2)	(1.75)	(1)	(1)
Back muscle Exertion	STOOP	2	2	2,5	2	2	2	2
		(1)	(1)	(1,75)	(2)	(0,75)	(1,75)	(1,5)
	SQUAT	1,5	2	1	1	1	1	1
		(1)	(2)	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)

The ANOVA showed a significant main effect of familiarization on PRECI ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.34$) (Figure 6). Post-hoc comparisons revealed that the performance time during PRE-1 was higher than for all other conditions ($p < 0.001$). POST-1 and POST-2 were also higher than POST-4, POST-5, and POST-6 ($p \leq 0.001$). Finally, POST-3 was significantly greater than POST-5 and POST-6 ($p < 0.05$). Student's *t*-tests showed that PRE-CON (42.2 ± 8.2) was not different from PRE-1 ($p = 0.9$) but was higher than POST-4 ($p < 0.001$).

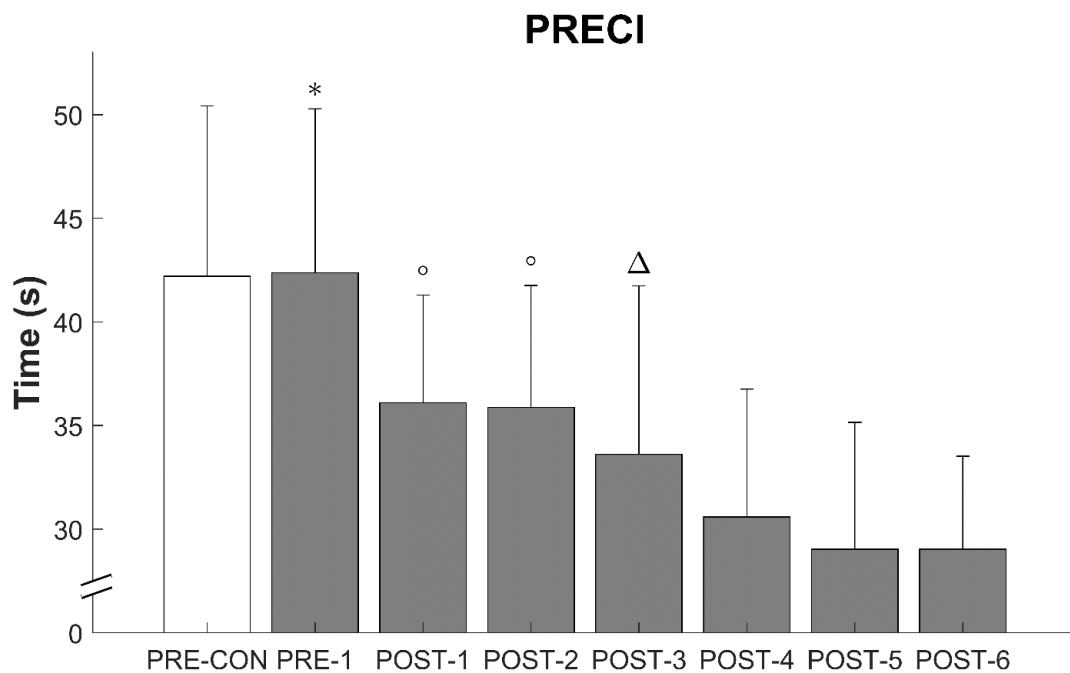


Figure 6. Evolution of mean (SD) performance time in PRE-CON and over the familiarization protocol from PRE-1 to POST-6 for PRECI. * Significantly different from POST-1 to POST-6. ° Significantly higher than POST-4 to POST-6. Δ Significantly higher than POST-5 and POST-6.

4. Discussion

The primary findings of this study were that (i) thoracic kinematics, contact pressure perception and performance changed across the familiarization protocol, and (ii) thoracic kinematics, contact pressure perception and performance reached a steady state after the third or fourth session of the familiarization protocol.

Back curvature, pressure perceptions, and performance changed over the familiarization protocol with the soft back-support exoskeleton prior to reaching a steady state. Indeed, thoracic flexion stabilized after session 3 in both STOOP and SQUAT. This might suggest that thoracic kinematics is changing to adapt to the exoskeleton constraints provided by the elastic bands along the back and buttocks and attached to the shoulders and to the knees. In addition, pressure perceptions in STOOP

and SQUAT at knee and buttocks levels were also influenced by the familiarization protocol and reached a steady state after sessions 3 or 4, depending on the task and the pressure zone. Armpits and trapezius perceived pressures were also influenced by the familiarization protocol. These changes in perceived pressure of the exoskeleton might be a sign that participants felt increased comfort after several uses, which might speak in favor of a better acceptability of the exoskeleton. Interestingly, pressure regions that were most influenced by the familiarization protocol referred to the lower limb (buttocks and knees), while kinematic variations were located at the thoracic spine. Despite the variety of measurements, it appears that there was no evolution after session 4 for any variable. The performance time measured with PRECI stabilized after session 4 compared to their first use of the exoskeleton, suggesting that participants get more accurate after they get familiar with the exoskeleton. Overall, this suggests that a soft back-support exoskeleton familiarization model is characterized by a change in motor behavior, followed by its stabilization after the third or fourth familiarization session. Such changes, followed by a stabilization, have already been observed in the literature by Galle et al. (2013) (Galle et al., 2013) and Panizzolo et al. (2019) (Panizzolo et al., 2019) with walking exoskeletons. As a comparison, Panizzolo et al. (2019) (Panizzolo et al., 2019) found that 3 sessions of 20 min induced a stabilization of metabolic cost changes when using a hip exoskeleton during walking, while Galle et al. (2013) (Galle et al., 2013) found that metabolic cost stabilized after the first 18.5 min of walking with an ankle exoskeleton. Thus, the type of exoskeleton (back, hip, or ankle) and tasks (lifting or walking) appear to influence the familiarization time. But the overall model of this familiarization remains comparable, with an evolution of the parameter after the introduction of the exoskeleton followed by a stabilization, whatever the studied (biomechanical or physiological) variable. This familiarization model is somehow also in line with Shadmehr & Mussa-Ivaldi (1994) (Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994), who observed motor changes followed by a return to the initial pattern when handling a specific manipulandum, designed to evaluate the evolution of the motor behavior when exposed to multiple new tasks.

Other variables, such as postural stability and, to a lesser extent, NASA-TLX, were influenced by the exoskeleton, but the results did not verify our hypotheses, as no clear model emerged from these measurements. Indeed, postural oscillations decreased in POST-6 compared to POST-1 and POST-2 but not in PRE-1. It is possible that postural stability improves after the familiarization protocol, mitigating the acute postural stability effects observed by Theurel et al. (2018) (Theurel et al., 2018), who reported impaired postural stability when using an upper limb exoskeleton. Task load perception did not change across the familiarization protocol. Only mental demand decreased from PRE-1 to POST-6, suggesting that participants obtained mentally habituated to the exoskeleton when performing the task. Accordingly, global task load perception while wearing the exoskeleton would not be sensitive to familiarization and could be evaluated without previous habituation. Previous studies reporting a diminution of task load perception while using upper limb exoskeletons (Grazi et al., 2020; Maurice et al., 2020) would not suffer from this lack of familiarization issue. Lumbar flexion, hip flexion, and knee flexion, as well as muscular activity, were not influenced by the familiarization protocol, suggesting that there was no motor behavior adaptation for these variables.

Put together, these results suggest that it will be desirable to familiarize participants during 4 familiarization sessions of 1 h duration to stabilize their motor control and exoskeleton perception. Moreover, results suggest that measuring the effect of the exoskeleton during the early stage of use can lead to misestimating its long-term effects because of changes that appear during the familiarization protocol. For instance, while measuring thoracic flexion in STOOP and SQUAT, comparing PRE-CON to PRE-1, as it is usually carried out in the literature, did not show the same result as comparing PRE-CON to POST-3. So, ignoring the familiarization period could lead to a back curvature measurement that is not representative of long-term motor behavior, mitigating the acute effects observed, for example, by Ulrey and Fathallah (2013) (Ulrey & Fathallah, 2013). As for thoracic flexion, the performance times measured with PRECI in PRE-1 and POST-4 were not giving the same result if compared to PRE-CON. So, measuring in the early stages of exoskeleton use might lead to a misestimate of the long-term performance time.

In the present study, measurements were carried out at the end of sessions lasting 1 h. It is worth noting that Lee (2019) (M.-H. Lee, 2019) described a decrease in motor performance between the end of a session and the beginning of the following session. Thus, in the present study, one can reasonably speculate that participants lose a part of their familiarity with the exoskeleton between each session. Future work should determine the smallest duration per session inducing the same effects and quantify the retention between the end of a session and the beginning of the following one. This would help optimize the time spent during the familiarization protocol. Also, our results suggest that there are only slight differences between STOOP and SQUAT in terms of familiarization duration or variables of interest. The familiarization with the exoskeleton seems to affect both tasks in the same manner, even if the exoskeleton was originally designed to primarily help workers during STOOP. Thus, the present results may be transferred to other soft-back exoskeletons with comparable assistance designs. However, we can not speculate on the familiarization model when using active exoskeletons because of their large differences regarding assistance management.

Limitations

As women were not evaluated in the present study, our results cannot be generalized to all workers. Accordingly, this research question would need to be addressed for women in the future. For that purpose, the present work provides a relevant framework to optimize the experimental protocol in terms of the number of familiarization sessions and the types of variables to characterize motor behavior. In addition, a control group was lacking in the present study. This would have helped to further characterize these motor behavior changes during the familiarization of the exoskeleton. Some variables (postural stability, muscle activity) were influenced by the familiarization protocol, but post-hoc tests failed to demonstrate differences between conditions. This can be explained by the weak effect size (e.g., $W = 0.03$ for Gluteus Maximus activity in STOOP). The exoskeleton did not alter the performance in PRE1 and led to a great enhancement of performance across sessions. It is possible that participants were not totally familiar with this challenging task, despite the task habituation protocol, and that the familiarization protocol allowed them to further enhance their performance. Therefore, future use of this task will make sure that participants stabilize their

performance before introducing such variables within a familiarization protocol. Another limitation is that our results are based on mean values, and some individuals may take more time to become familiar with the exoskeleton. Finally, measurement errors due to soft tissue artifacts, markers and electrode placements across sessions, and EMG crosstalk could bias the present results. However, to ensure reproducibility and consistency of marker and electrode placements, pictures were systematically taken during the participant's preparation. Therefore, these errors could be considered relatively small compared to the observed differences.

5. Conclusions

The present study is the first to evaluate the familiarization time needed prior to an optimized use of a soft-back exoskeleton. According to our results, future studies will have to incorporate a significant amount of time to familiarize participants with the exoskeleton in order to avoid any misestimation of the outcomes. More specifically, to ensure familiarization with the CORFOR® occupational soft back-exoskeleton, four sessions of 1 h duration are recommended. This would place users in a steady state in terms of motor behavior (thoracic flexion, pressure perception, and performance), allowing them to take advantage of the benefits of such an assistive device. However, these results are based on mean values, and some individuals may take more time to become familiar with the exoskeleton. As the perceived pressure evaluation carried out by the participants also stabilized after the fourth session, it could be an affordable and practical way to ensure proper familiarization with the exoskeleton based on this parameter. Thus, we recommend evaluating the perceived pressure at the main contact points between the exoskeleton and the user (e.g., knee and buttocks for the CORFOR®) during the familiarization and waiting until it stabilizes.

Author Contributions: Conceptualization, A.F., J.F. and G.M.; methodology, A.F., J.F. and G.M.; software, A.F.; validation, A.F., J.F. and G.M.; formal analysis, A.F.; investigation, A.F.; resources, J.F. and G.M.; data curation, A.F.; writing—original draft preparation, A.F.; writing—review and editing, A.F., J.F. and G.M.; visualization, A.F., J.F. and G.M.; supervision, J.F. and G.M.; project administration, J.F. and G.M.; funding acquisition, J.F. and G.M. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and approved by the Ethics Committee of CERSTAPS (n°IRB00012476-2023-17-01-221, 17 January 2023).

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: The data presented in this study are available on request from the corresponding author. The data are not publicly available due to ethical regulations.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflicts of interest.

References

1. European Agency for Safety and Health at Work. *Work-Related MSDs: Prevalence, Costs and Demographics in the EU: European Risk Observatory Executive Summary*; European Agency for Safety and Health at Work: Bilbao, Spain, 2019.

2. Pimparel, A.; Madaleno, S.; Ollay, C.; Gabriel, A.T. How Ergonomic Evaluations Influence the Risk of Musculoskeletal Disorders in the Industrial Context? A Brief Literature Review. In *Occupational and Environmental Safety and Health III*; Arezes, P.M., Baptista, J.S., Carneiro, P., Castelo Branco, J., Costa, N., Duarte, J., Guedes, J.C., Melo, R.B., Miguel, A.S., Perestrelo, G., Eds.; Studies in Systems, Decision and Control; Springer International Publishing: Cham, Switzerland, 2022; Volume 406, pp. 399–409, ISBN 978-3-030-89616-4.
3. de Looze, M.P.; Bosch, T.; Krause, F.; Stadler, K.S.; O’Sullivan, L.W. Exoskeletons for Industrial Application and Their Potential Effects on Physical Work Load. *Ergonomics* **2016**, *59*, 671–681. <https://doi.org/10.1080/00140139.2015.1081988>.
4. Lee, H.; Kim, W.; Han, J.; Han, C. The Technical Trend of the Exoskeleton Robot System for Human Power Assistance. *Int. J. Precis. Eng. Manuf.* **2012**, *13*, 1491–1497. <https://doi.org/10.1007/s12541-012-0197-x>.
5. Santos, C.; Teresa Videira Gabriel, A.; Quaresma, C.; Nunes, I.L. Lower Limb Exoskeletons Some Examples of Application. *Hum. Factors Syst. Interact.* **2022**, *52*, 57–65.
6. Theurel, J.; Desbrosses, K. Occupational Exoskeletons: Overview of Their Benefits and Limitations in Preventing Work-Related Musculoskeletal Disorders. *IISE Trans. Occup. Ergon. Hum. Factors* **2019**, *7*, 264–280. <https://doi.org/10.1080/24725838.2019.1638331>.
7. Frost, D.M.; Abdoli-E, M.; Stevenson, J.M. PLAD (Personal Lift Assistive Device) Stiffness Affects the Lumbar Flexion/Extension Moment and the Posterior Chain EMG during Symmetrical Lifting Tasks. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2009**, *19*, e403–e412. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.12.002>.
8. Koopman, A.S.; Kingma, I.; Faber, G.S.; de Looze, M.P.; van Dieën, J.H. Effects of a Passive Exoskeleton on the Mechanical Loading of the Low Back in Static Holding Tasks. *J. Biomech.* **2019**, *83*, 97–103. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.11.033>.
9. Ulrey, B.L.; Fathallah, F.A. Effect of a Personal Weight Transfer Device on Muscle Activities and Joint Flexions in the Stooped Posture. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2013**, *23*, 195–205. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.08.014>.
10. Smets, M. A Field Evaluation of Arm-Support Exoskeletons for Overhead Work Applications in Automotive Assembly. *IISE Trans. Occup. Ergon. Hum. Factors* **2019**, *7*, 192–198. <https://doi.org/10.1080/24725838.2018.1563010>.
11. Theurel, J.; Desbrosses, K.; Roux, T.; Savescu, A. Physiological Consequences of Using an Upper Limb Exoskeleton during Manual Handling Tasks. *Appl. Ergon.* **2018**, *67*, 211–217. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.10.008>.
12. Koopman, A.S.; Toxiri, S.; Power, V.; Kingma, I.; van Dieën, J.H.; Ortiz, J.; de Looze, M.P. The Effect of Control Strategies for an Active Back-Support Exoskeleton on Spine Loading and Kinematics during Lifting. *J. Biomech.* **2019**, *91*, 14–22. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.04.044>.
13. Panizzolo, F.A.; Freisinger, G.M.; Karavas, N.; Eckert-Erdheim, A.M.; Siviyy, C.; Long, A.; Zifchock, R.A.; LaFiandra, M.E.; Walsh, C.J. Metabolic Cost Adaptations during Training with a Soft Exosuit Assisting the Hip Joint. *Sci. Rep.* **2019**, *9*, 9779. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-45914-5>.
14. Galle, S.; Malcolm, P.; Derave, W.; De Clercq, D. Adaptation to Walking with an Exoskeleton That Assists Ankle Extension. *Gait Posture* **2013**, *38*, 495–499. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.01.029>.
15. Shadmehr, R.; Mussa-Ivaldi, F. Adaptive Representation of Dynamics during Learning of a Motor Task. *J. Neurosci.* **1994**, *14*, 3208–3224. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.14-05-03208.1994>.
16. Diamond-Ouellette, G.; Telonio, A.; Karakolis, T.; Leblond, J.; Bouyer, L.J.; Best, K.L. Exploring the Change in Metabolic Cost of Walking before and after Familiarization with a Passive Load-Bearing Exoskeleton: A Case Series. *IISE Trans. Occup. Ergon. Hum. Factors* **2022**, *10*, 161–172. <https://doi.org/10.1080/24725838.2022.2124325>.
17. McFarland, T.; Fischer, S. Considerations for Industrial Use: A Systematic Review of the Impact of Active and Passive Upper Limb Exoskeletons on Physical Exposures. *IISE Trans. Occup. Ergon. Hum. Factors* **2019**, *7*, 322–347. <https://doi.org/10.1080/24725838.2019.1684399>.
18. Van Engelhoven, L.; Poon, N.; Kazerooni, H.; Rempel, D.; Barr, A.; Harris-Adamson, C. Experimental Evaluation of a Shoulder-Support Exoskeleton for Overhead Work: Influences of Peak Torque Amplitude, Task, and Tool Mass. *IISE Trans. Occup. Ergon. Hum. Factors* **2019**, *7*, 250–263. <https://doi.org/10.1080/24725838.2019.1637799>.
19. Bosch, T.; van Eck, J.; Knitel, K.; de Looze, M. The Effects of a Passive Exoskeleton on Muscle Activity, Discomfort and Endurance Time in Forward Bending Work. *Appl. Ergon.* **2016**, *54*, 212–217. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2015.12.003>.
20. Balasubramanian, S.; Melendez-Calderon, A.; Roby-Brami, A.; Burdet, E. On the Analysis of Movement Smoothness. *J. Neuroeng. Rehabil.* **2015**, *12*, 112. <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0090-9>.
21. Schwartz, M.; Theurel, J.; Desbrosses, K. Effectiveness of Soft versus Rigid Back-Support Exoskeletons during a Lifting Task. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2021**, *18*, 8062. <https://doi.org/10.3390/ijerph18158062>.
22. NF X 35-109; Ergonomics—Manual Load Handling for Lifting, Moving and Pushing/Pulling—Analysis Methodology and Threshold Values. Association Francaise de Normalisation: Saint-Denis, France, 2011.

23. Van Dieën, J.H.; Hoozemans, M.J.M.; Toussaint, H.M. Stoop or Squat: A Review of Biomechanical Studies on Lifting Technique. *Clin. Biomech.* **1999**, *14*, 685–696. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(99\)00031-5](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(99)00031-5).
24. Von Arx, M.; Liechti, M.; Connolly, L.; Bangerter, C.; Meier, M.L.; Schmid, S. From Stoop to Squat: A Comprehensive Analysis of Lumbar Loading Among Different Lifting Styles. *Front. Bioeng. Biotechnol.* **2021**, *9*, 769117. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.769117>.
25. Kwon, Y.H.; Kwon, J.W.; Lee, M.H. Effectiveness of Motor Sequential Learning According to Practice Schedules in Healthy Adults; Distributed Practice versus Massed Practice. *J. Phys. Ther. Sci.* **2015**, *27*, 769–772. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.769>.
26. Shea, C.H.; Lai, Q.; Black, C.; Park, J.-H. Spacing Practice Sessions across Days Benefits the Learning of Motor Skills. *Hum. Mov. Sci.* **2000**, *19*, 737–760. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(00\)00021-X](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(00)00021-X).
27. Day, K.A.; Leech, K.A.; Roemmich, R.T.; Bastian, A.J. Accelerating Locomotor Savings in Learning: Compressing Four Training Days to One. *J. Neurophysiol.* **2018**, *119*, 2100–2113. <https://doi.org/10.1152/jn.00903.2017>.
28. Abdoli-E, M.; Agnew, M.J.; Stevenson, J.M. An On-Body Personal Lift Augmentation Device (PLAD) Reduces EMG Amplitude of Erector Spinae during Lifting Tasks. *Clin. Biomech.* **2006**, *21*, 456–465. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.12.021>.
29. Lamers, E.P.; Yang, A.J.; Zelik, K.E. Feasibility of a Biomechanically-Assistive Garment to Reduce Low Back Loading During Leaning and Lifting. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **2018**, *65*, 1674–1680. <https://doi.org/10.1109/TBME.2017.2761455>.
30. Grood, E.S.; Suntay, W.J. A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee. *J. Biomech. Eng.* **1983**, *105*, 136–144. <https://doi.org/10.1115/1.3138397>.
31. Wu, G.; Siegler, S.; Allard, P.; Kirtley, C.; Leardini, A.; Rosenbaum, D.; Whittle, M.; D’Lima, D.D.; Cristofolini, L.; Witte, H.; et al. ISB Recommendation on Definitions of Joint Coordinate System of Various Joints for the Reporting of Human Joint Motion—Part I: Ankle, Hip, and Spine. *J. Biomech.* **2002**, *35*, 543–548. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00222-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00222-6).
32. Hermens, H.; Freriks, B. *The State of the Art on Sensors and Sensor Placement Procedures for Surface Electromyography: A Proposal for Sensor Placement Procedures*; Roessingh Research and Development: Enschede, The Netherlands, 1997; ISBN 978-90-75452-09-9.
33. Hart, S.G.; Staveland, L.E. Development of NASA-TLX (Task Load Index): Results of Empirical and Theoretical Research. In *Advances in Psychology*; Elsevier: Amsterdam, The Netherlands, 1988; Volume 52, pp. 139–183, ISBN 978-0-444-70388-0.
34. Cappozzo, A.; Catani, F.; Della Croce, U.; Leardini, A. Position and Orientation in Space of Bones during Movement: Anatomical Frame Definition and Determination. *Clin. Biomech.* **1995**, *10*, 171–178. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)91394-T](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)91394-T).
35. Sejnowski, T.J. Making Smooth Moves. *Nature* **1998**, *394*, 725–726. <https://doi.org/10.1038/29406>.
36. Duchene, Y.; Gauchard, G.C.; Mornieux, G. Influence of Sidestepping Expertise and Core Stability on Knee Joint Loading during Change of Direction. *J. Sports Sci.* **2022**, *40*, 959–967. <https://doi.org/10.1080/02640414.2022.2042980>.
37. Grazi, L.; Trigili, E.; Proface, G.; Giovacchini, F.; Crea, S.; Vitiello, N. Design and Experimental Evaluation of a Semi-Passive Upper-Limb Exoskeleton for Workers With Motorized Tuning of Assistance. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **2020**, *28*, 2276–2285. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2020.3014408>.
38. Maurice, P.; Ivaldi, S.; Babic, J.; Camernik, J.; Gorjan, D.; Schirrmeister, B.; Bornmann, J.; Tagliapietra, L.; Latella, C.; Pucci, D.; et al. Objective and Subjective Effects of a Passive Exoskeleton on Overhead Work. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **2020**, *28*, 152–164. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2019.2945368>.
39. Lee, M.-H. Online and Offline Contributions to Motor Learning Change with Practice, but Are Similar across Development. *Exp. Brain Res.* **2019**, *237*, 2865–2873. <https://doi.org/10.1007/s00221-019-05639-3>.

Disclaimer/Publisher’s Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

15.2. Actes de congrès issus de l'étude 1

15.2.1. Congrès de l'ECSS Séville 2022

27th Annual ECSS Congress Seville/Spain, 2022

Changes in the motor behaviour during a familiarisation protocol to a soft back exoskeleton.

Favenec, A.1, Frère, J.2, Mornieux, G.1,3

1 Université de Lorraine, DevAH, Nancy, France; 2 Univ. Grenoble Alpes, CNRS, Grenoble INP, GIPSA-Lab, 38000 Grenoble, France; 3 Université de Lorraine, Faculty of Sport Sciences, Nancy, France.

Back exoskeletons, defined as wearable structures that give an assistive torque to one or multiple joints, can prevent from low back disorders (LBD) during stoop lifting tasks (1). Results in the literature about benefits and disadvantages are inconsistent (2), possibly due to the lack of familiarisation to the use of exoskeletons (3). Thus, this study evaluated the effect of familiarisation to a back exoskeleton to define changes in the motor behaviour.

Ten males (1.78 ± 0.04 m, 69.9 ± 5.8 kg, 22.3 ± 2.4 years) performed 6 sessions of 1-h familiarisation to a CORFOR® soft back exoskeleton within 2 weeks. This familiarisation protocol consisted in several manual handling tasks and precision tasks involving trunk bending. Measurements were carried out at the beginning of the first session and at the end of each session, during which participants were asked to execute 10 repetitions of a lifting task in the sagittal plane using the stoop technique (8 kg; 15 cycles / minute). A timed precision task, involving the whole body to move a ring along a weaving metallic tube without touching it, was used to assess a performance score of the participant's ease with the exoskeleton. Prior to this CORFOR® familiarisation protocol, participants get used to stoop and precision tasks during 3 sessions of 20min. The level of muscle activity (RMS) was calculated from electromyographic (EMG) recordings of erector spinae (ES) and rectus abdominis (RA) muscles. Ellipse area of the centre of pressure displacements during the lifting task was calculated as a marker for postural stability. Back curvature was evaluated through 3D kinematics measurements yielding lumbar (LF) and thoracic (TF) flexions in the sagittal plane.

A repeated measures ANOVA with Tuckey's HSD post-hoc tests were performed to assess the effect of the familiarisation protocol on the evolution of the motor behaviour.

Main effect of familiarisation was observed on performance score ($p < 0.001$) and ellipse area ($p = 0.01$). Post-hoc tests showed that sessions 3 to 6 were different ($p < 0.05$) from the other sessions for these variables. There was no main effect of familiarisation on EMG RMS (ES: $p = 0.63$; RA: $p = 0.24$) or back curvature (LF: $p = 0.12$; TF: $p = 0.17$).

Changes in performance score and ellipse area suggested that the motor behaviour measured in the early stages of the participant's experience with the exoskeleton might not be representative of the long-term motor behaviour. This must be taken in consideration for the interpretation of the results of studies that investigated the effects of back exoskeleton without familiarisation. However, EMG and back curvature did not show any evolution across sessions. Accordingly, it seems that muscular and LBD possible benefits of the use of the exoskeleton do not change with practice.

1) De Looze et al., *Ergonomics*, 2016

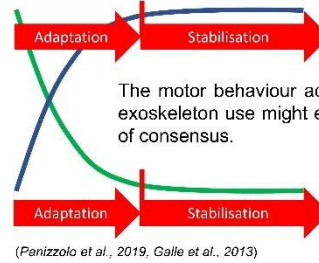
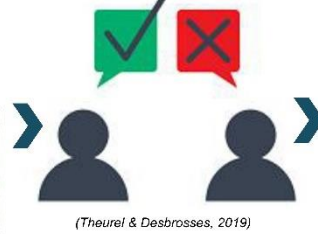
2) Theurel & Desbrosses, *IJSE Trans Occup Ergon Hum Factors*, 2019

3) Galle et al., *Gait Posture*, 2013

Introduction



Exoskeleton benefits ?



The motor behaviour adaptation to the exoskeleton use might explain this lack of consensus.

The purpose was to evaluate how participants would get familiarized to the use of a back exoskeleton

Material and methods:

Ten males performed **6 sessions of 1-h familiarisation** to a CORFOR® soft back exoskeleton within 2 weeks. This familiarisation protocol consisted in several manual handling tasks and precision tasks involving trunk bending. Measurements were carried out at the beginning of the first session (PRE) and at the end of each session (POST1-POST6). 10 repetitions of a **lifting task in the sagittal plane using the stoop technique** were performed, while kinematics, ground reaction forces and muscles electromyography were recorded (Figure 1). The level of **muscle activity (EMG RMS)** was calculated for **erector spinae (ES)** and **rectus abdominis (RA)** muscles. Ellipse area of the centre of pressure displacements reflected **postural stability**. **Back curvature** was evaluated at lumbar (LF) and thoracic (TF) levels. A timed precision task (Figure 2) was used to assess a **performance score** of the participant's ease with the exoskeleton. A repeated measures ANOVA with Tuckey's HSD post-hoc tests were performed to assess the effect of the familiarisation protocol.

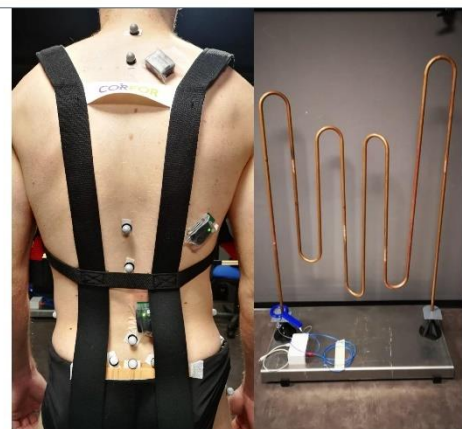


Figure 1 : 3D kinematics and EMG Figure 2 : Performance task

Results

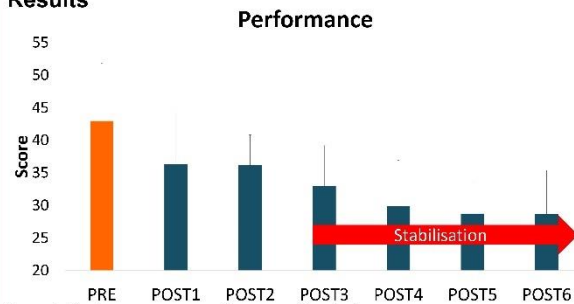


Figure 3 : Performance score on times precision task

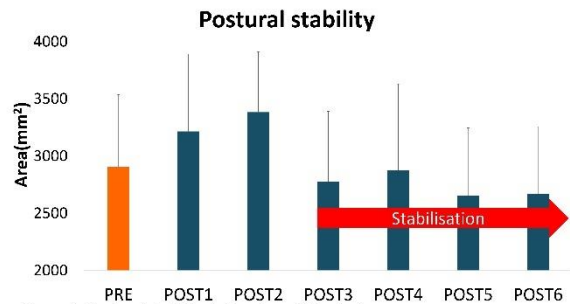


Figure 4 : Postural stability during stoop lifting task

Main effect of familiarisation was observed on performance score ($p < 0.001$) (Figure 3) and postural stability ($p = 0.01$) (Figure 4). Post-hoc tests showed that sessions 3 to 6 were different ($p < 0.05$) from the other sessions for these variables. There was no main effect of familiarisation on EMG RMS (ES: $p = 0.63$; RA: $p = 0.24$) or back curvature (LF: $p = 0.12$; TF: $p = 0.17$).

Discussion:

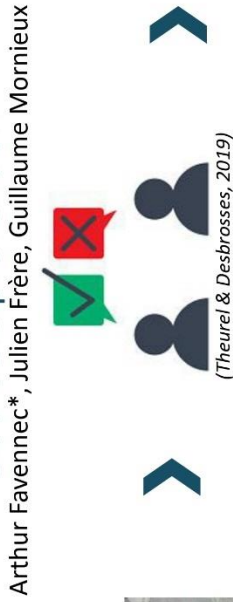
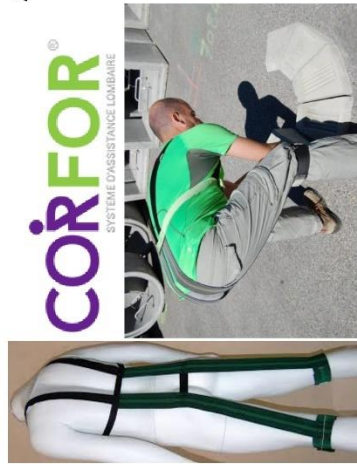
Changes in performance and postural stability suggested that the **motor behaviour measured in the early stages of use of the exoskeleton might not be representative of the long-term motor behaviour**. This must be considered for the interpretation of the results of studies that investigated the effects of back exoskeleton without familiarisation. **However, EMG and back curvature did not change across sessions**. Accordingly, muscular and low back disorders possible benefits of the use of the exoskeleton do not change with practice.

*Contact : arthur.favennec@univ-lorraine.fr

DevA² DEVELOPMENT ADAPTATION HANDICAP

Familiarization to a back exoskeleton during a stoop lifting task: neuromechanical adaptations and musculoskeletal disorders prevention

UNIVERSITÉ DE LORRAINE | BioSE

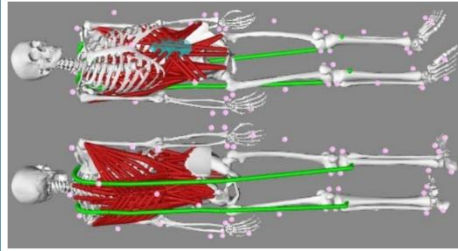
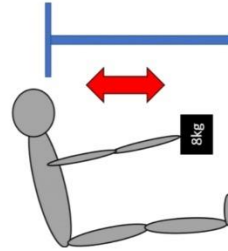


Need **i)** to evaluate the evolution of biomechanical and neuromuscular parameters during a familiarization program with a back exoskeleton and **ii)** to assess the effect of this device on lumbar loads.

Results of these studies are inconsistent, due to the lack of familiarization to the use of exoskeletons, leading to greater variability in motor behavior.

25 participants will follow a 6-session familiarization program to the Corfor® exoskeleton.

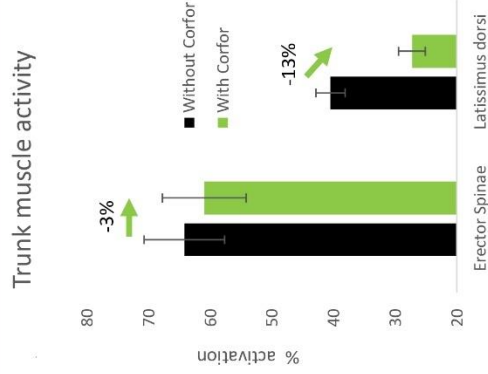
Muscle activity, kinematic and kinetic measurements during each session → characterization of motor behavior's evolution for a stoop lifting task.



Lumbar loads during a stoop lifting task, as well as the possible benefits of wearing a back exoskeleton, will be evaluated via a full body **OpenSim musculoskeletal modeling.**

Future results (muscle activity for instance) will help companies to better integrate exoskeletons in their workplace.

OpenSim
Beaucage-Gauvreau et al. (2019)



*arthur.favennec@univ-lorraine.fr

15.3. Actes de congrès issus de l'étude 3

15.3.1. Congrès de l'ECSS Paris 2023

28th Annual ECSS Congress Paris/France, 2023

Effects of a soft back exoskeleton on lumbar loading during a manual handling task: a pilot simulation study.

Favennec, A.1, Frère, J.2, Moissenet, F.3, Mornieux, G.1

Université de Lorraine, Nancy, France; 2 Université Grenoble Alpes, Grenoble, France; 3 Geneva University Hospitals and University of Geneva, Geneva, Switzerland.

Back exoskeletons are wearable structures that provide an assistive torque to one or multiple joints and can prevent low back disorders during manual handling tasks (1). A previous study already reported a reduced low back muscle activity using the CORFOR® exoskeleton during stoop liftings (2), but the influence of this exoskeleton on lumbar loading hasn't been investigated yet. The aim of this study was thus to assess the effects of wearing such a soft back exoskeleton on lumbar compression force and flexion moment.

Eight male participants (178.6 ± 2.6 cm, 72.9 ± 7.1 kg, 21.4 ± 2 years) performed 10 repetitions of a lifting task in the sagittal plane using the stoop technique (8 kg; 15 cycles / min). Participants were familiarized to the exoskeleton and to the task before starting the experiment. They carried out the task with (EXO) and without (FREE) wearing a CORFOR® soft back exoskeleton. This exoskeleton is made of a pair of elastic bands attached to shoulders and knees, stretched by hip flexion. The 3D trajectory of a full body marker set was recorded using an optoelectronic camera system (Arqus A12, Qualisys, Sweden) sampled at 200 Hz synchronized to 3D ground reaction forces and moments measured using force plates (BMS600900-2K, AMTI, USA) sampled at 1000 Hz. These data were then imported in OpenSim 4.2 to estimate compression force and flexion moment at L5/S1 intervertebral joint. The OpenSim Lifting Full-Body model (3) was scaled to each participant anthropometric characteristics and completed by adding the exoskeleton. Exoskeleton elastic bands were modeled as springs. Related slack length and stiffness were measured at the end of each experiment and participant-specific spring path was obtained during EXO task using 16 markers taped on the exoskeleton. Lumbar compression force and flexion moment were estimated through an inverse dynamics-based

static optimization procedure. Student's t-tests were finally performed to assess the effects of the exoskeleton by comparing EXO and FREE.

Statistical analyses showed that L5/S1 compression forces were significantly lower ($p = 0.02$, $d = 1$) in EXO (38.8 ± 3.3 N/Kg) than in FREE (41 ± 2.4 N/Kg). Flexion moments were also significantly lower ($p \leq 0.001$, $d = 2.8$) in EXO (1.8 ± 0.12 Nm/Kg) than in FREE (2.1 ± 0.08 Nm/Kg).

This study suggests that wearing the CORFOR® exoskeleton may reduce lumbar loading and thus contribute to prevent low back disorders. These results are consistent with the reduction of back neuromuscular activity observed while using this exoskeleton (2). Future experiments should focus on the effect of such an exoskeleton during other handling tasks (e.g. squat, asymmetric lifting). Simulating the effect of different stiffnesses and paths of the spring on lumbar loading may also help to optimize the exoskeleton design.

REFERENCES

- 1) De Looze et al., Ergonomics, 2016
- 2) Schwartz, Theurel and Desbrosses, IJERPH, 2021
- 3) Beaucage-Gauvreau et al., Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2019

Effects of a soft back exoskeleton on lumbar loads during a manual handling task: a pilot simulation study.

Arthur FAVENNEC^{1*}, Julien FRERE², Florent MOISSENET³, Guillaume MORNIEUX¹
1 Université de Lorraine, DevAH, Nancy, France; 2 Université Grenoble Alpes, CNRS, Grenoble INP, Gipsa-lab, Grenoble, France; 3 Geneva University Hospitals and University of Geneva, K-LAB, B-LAB, Geneva, Switzerland



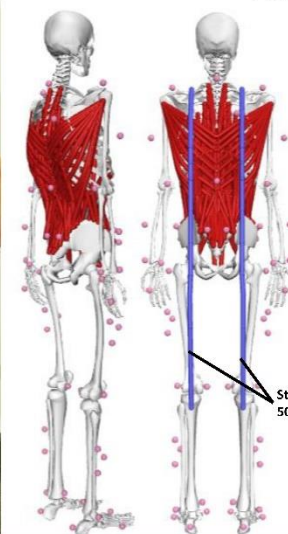
Material and methods:

- 8 asymptomatic participants
- 10 consecutive liftings (8 kg box) using stoop technique with (EXO) and without (FREE) the CORFOR® back exoskeleton.
- Recordings of full body kinematics [A] + ground reaction forces and moments.
- Opensim 4.3
 - Model adaptation and scaling [B]
 - Inverse Kinematics
 - Inverse Dynamics
 - Static optimisation
 - Joint reaction analysis [C]
- Estimation of lumbar (L5/S1) compression force, shear force, and flexion moment.
- Student t-tests to assess the effect of the exoskeleton by comparing EXO and FREE.

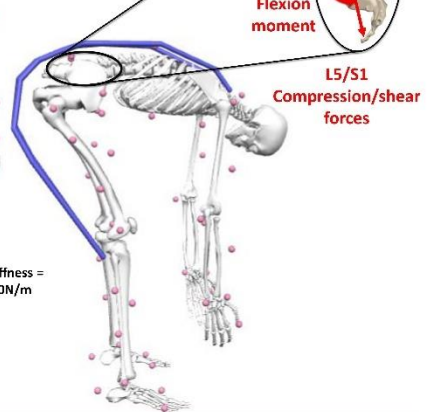
Full body marker set [A]



Scaled model completed with exoskeleton lines of action [B][2]



Computation of lumbar loads during stoop liftings [C]



Results:

Statistical analyses showed that L5/S1 peak compression forces (Fig. 1) were significantly 5.7% lower ($p = 0.02$, $d = 1$) in EXO than in FREE. Peak shear forces (Fig. 2) were significantly 22.2% lower ($p = 0.002$, $d = 1.7$) in EXO than in FREE. Peak flexion moments (Fig. 3) were significantly 16.7% lower ($p \leq 0.001$, $d = 2.8$) in EXO than in FREE.

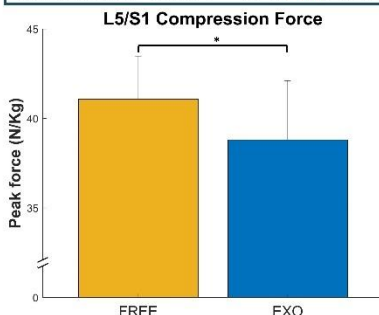


Fig. 1 : Peak L5/S1 compression forces during FREE and EXO

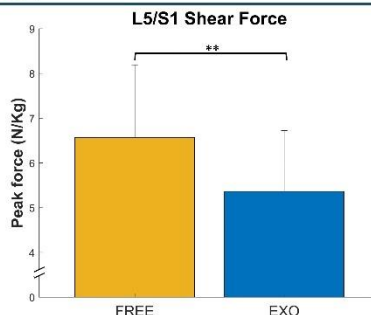


Fig. 2 : Peak L5/S1 shear forces during FREE and EXO

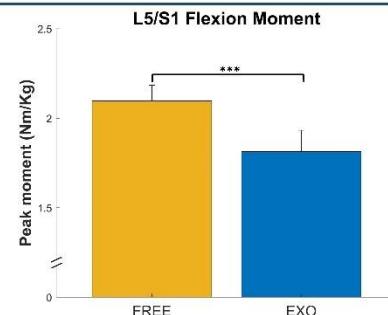


Fig. 3 : Peak L5/S1 flexion moment during FREE and EXO

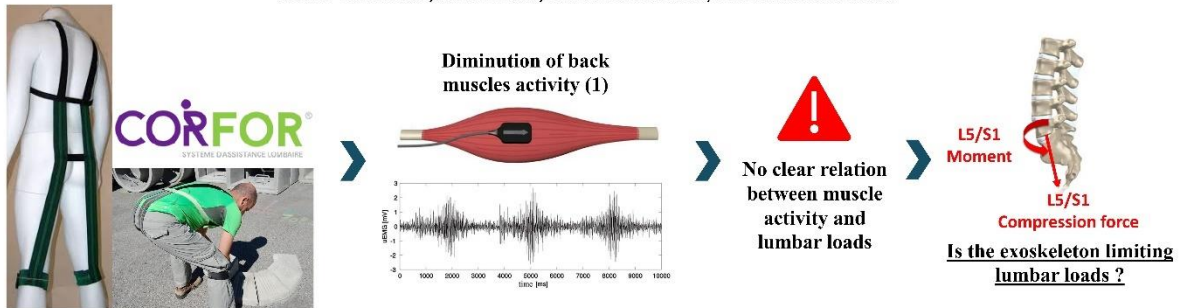
Discussion:

This study suggests that wearing the CORFOR® exoskeleton decreases lumbar loads and may thus contribute to the prevention of low back disorders. These results are consistent with the decreased back muscles activity observed while using this exoskeleton [1]. Future experiments should focus on the effect of such an exoskeleton during other handling tasks (e.g. squat, asymmetric lifting). Simulating the impact of different stiffnesses and paths of the exoskeleton springs on lumbar loads may also help to optimise the exoskeleton design.

[1] Schwartz, Theurel and Desbrosses, IJERPH, 2021
[2] Beaucage-Gauvreau et al., Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2019

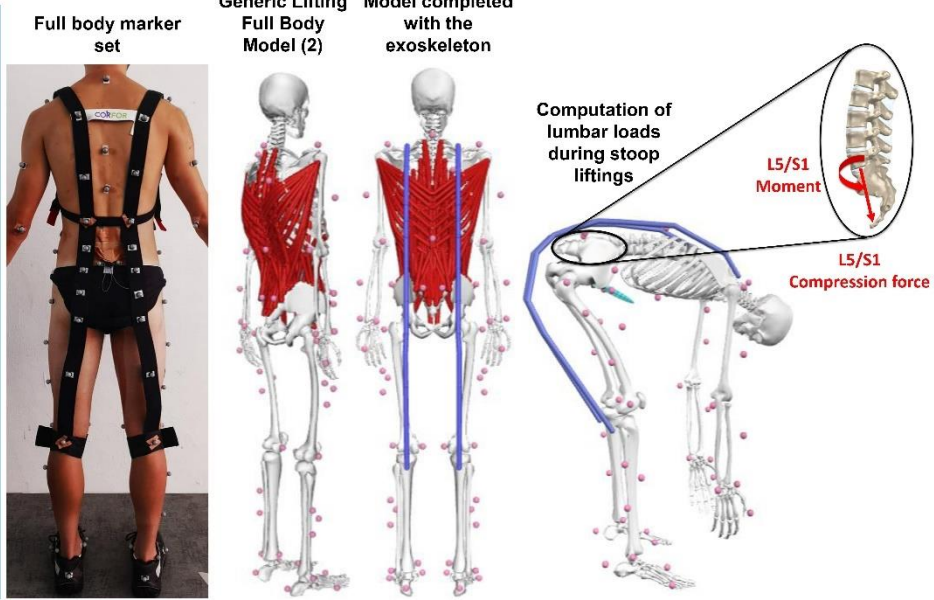
*Contact : arthur.favennec@univ-lorraine.fr

Arthur Favennec*, Julien Frère, Florent Moissenet, Guillaume Mornieux



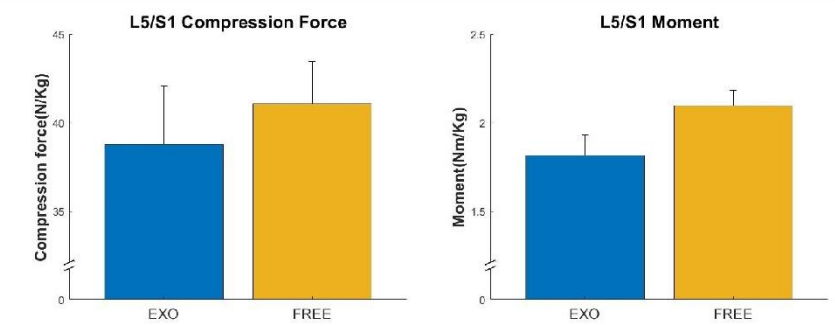
Materials and methods:

- 8 participants
- 10 liftings (8kg box) using stoop technique with (EXO) and without (FREE) the CORFOR® back exoskeleton.
- Full body kinematics + ground reaction forces and moments.
- Opensim 4.3
 - Scale
 - Inverse Kinematics
 - Inverse Dynamics
 - Static optimization
- Lumbar compression force and flexion moment.
- Student-s t-test to assess the effect of the exoskeleton by comparing EXO and FREE.



Results:

Statistical analyses showed that **L5/S1 compression forces were significantly lower** ($p = 0.02$, $d = 1$) in EXO (38.8 ± 3.3 N/Kg) than in FREE (41 ± 2.4 N/Kg). **Flexion moments were also significantly lower** ($p \leq 0.001$, $d = 2.8$) in EXO (1.8 ± 0.12 Nm/Kg) than in FREE (2.1 ± 0.08 Nm/Kg).



Discussion:

This study suggests that **wearing the CORFOR® exoskeleton may reduce lumbar loading and thus contribute to prevent low back disorders**. These results are consistent with the reduction of back neuromuscular activity observed while using this exoskeleton (2). Future experiments should focus on the effect of such an exoskeleton during other handling tasks (e.g. squat, asymmetric lifting). Simulating the effect of different stiffnesses and paths of the spring on lumbar loading may also help to optimize the exoskeleton design.

1) Schwartz, Theurel and Desbrosses, IJERPH, 2021
2) Beaucage-Gauvreau et al., Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2019

*Contact : arthur.favennec@univ-lorraine.fr

16. Matériel supplémentaire étude 3

Effets du port d'un exosquelette passif textile d'assistance du dos sur les contraintes lombaires quantifiées par modélisation musculosquelettique lors d'une tâche de manutention.

1. Adaptation du modèle

1.1. Extraction des coordonnées des marqueurs de l'exosquelette

Le modèle original Lifting Full Body (LFB) était modifié avec OpenSim (4.3) pour créer un premier modèle. Il était complété de 16 marqueurs définissant la ligne d'action des bandes élastiques de l'exosquelette. Chacun de ces marqueurs était rattaché un à segment technique plutôt qu'à un segment squelettique. En ce sens, 16 segments techniques étaient ajoutés au modèle, représentés par des pavés droits basés sur la géométrie OpenSim stockée dans le fichier `box.vtp`. Ils étaient nommés de la même façon que le marqueur qui leur était assigné : L1 (rostral) à L8 (caudal) pour les marqueurs du côté gauche, et R1 à R8 pour les marqueurs du côté droit. Ces segments étaient totalement libres (6 degrés de libertés permis) de bouger dans le repère global (`ground_offset`). Pour cela, des articulations étaient créées avec un segment père défini comme « `ground_offset` » et un segment fils défini comme « `boxR1_offset` » pour le pavé droit R1 par exemple. Le modèle modifié était ensuite mis à l'échelle des caractéristiques anthropométriques de chaque participant en utilisant l'approche OpenSim conventionnelle (distances inter-marqueurs).

1.2. Cinématique inverse

La cinématique inverse était utilisée pour traquer les positions 3D des marqueurs expérimentaux durant les 9 cycles de manutention mesurés par participants avec le modèle mis à l'échelle. Les résultats étaient stockés dans un fichier texte (`.mot`) comprenant les cinématiques articulaires des segments squelettiques et techniques.

1.3. Lignes d'action des bandes élastiques de l'exosquelette

OpenSim utilise communément des points de passages fixes ou mouvants pour définir les lignes d'action musculaires. De façon similaire, les lignes d'actions des élastiques de l'exosquelette étaient définies grâce à des points de passages mouvants, exprimés en fonction de l'angle de la hanche. Premièrement, les coordonnées 3D des marqueurs collés sur

l'exosquelette étaient exprimées dans le repère local du segment le plus proche grâce à l'outil d'analyse OpenSim « Point Kinematics ». Deuxièmement, une relation entre la position du marqueur 3D (résultante de l'étape précédente) et l'angle de la hanche était exprimée pour chaque instant pour les 18 phases de mesures mesurées (phases montantes et descendantes des 9 cycles). Troisièmement, chaque relation était utilisée pour définir un point de passage mouvant requis pour définir la ligne d'action virtuelle de chaque bande élastique.

1.4. Modèle incluant l'exosquelette, utilisé pour la dynamique inverse, l'optimisation statique et l'analyse des forces de réaction articulaire.

Un dernier modèle était créé en ajoutant l'exosquelette au modèle LFB. Les pavés droits précédemment utilisés dans le premier modèle étaient absents de ce dernier modèle. Le trajet de chaque bande élastique (pathspring) était défini comme suit. Deux points de passages fixes étaient ajoutés au modèle au niveau de l'épaule, là où l'exosquelette est attaché. Huit marqueurs mouvants étaient ajoutés entre l'épaule et le genou de chaque côté du dos grâce aux relations (entre marqueur et angle de la hanche) précédemment décrites. Un dernier marqueur fixe était défini au niveau du genou, là où l'exosquelette est attaché à la jambe du participant.

2. Pics des moments produits par les moteurs de réserve

Le pourcentage moyen des moments pics produits par les moteurs de réserve pendant l'optimisation statique par rapport au pic du moment articulaire (calculé par dynamique inverse) pour les 15 participants.

FREE	EXO
0,86	0,88
0,96	1,14
0,85	0,94
0,80	1,02
0,97	1,02
0,81	0,78
0,92	0,92
0,81	0,82
0,87	0,97
0,77	0,82
0,82	0,93
0,82	0,97
0,88	0,96
0,82	0,88
0,86	0,98

17. Résumé

Les troubles musculosquelettiques (TMS) et plus particulièrement les lombalgies, représentent un problème de santé publique majeur. Les exosquelettes sont des structures externes revêtues par l'utilisateur qui sont conçues pour assister mécaniquement une ou plusieurs articulations, notamment lors de l'exécution de tâches de manutention. Les exosquelettes passifs d'assistance du dos sont une des solutions permettant théoriquement de réduire les risques de TMS au niveau du dos lors de tâches de manutention. Ces exosquelettes permettent concrètement de réduire l'activité musculaire des érecteurs du rachis lors de tâches de manutention mais l'amplitude des résultats est variable dans la littérature. Ce manque de répétabilité des mesures peut être dû aux différentes conceptions d'exosquelettes, aux différentes tâches effectuées mais aussi au manque de familiarisation des participants aux exosquelettes lors de leur évaluation. Si les participants ne sont pas familiarisés à l'utilisation de l'exosquelette utilisé lors de l'évaluation, les comportements moteurs mesurés peuvent être en train de changer au moment de la mesure, du fait des adaptations nécessaires pour profiter au mieux de l'assistance donnée. Cela peut induire une forte variabilité dans les mesures, qui peut être source du manque de répétabilité. Le premier objectif de cette thèse était de caractériser le processus de familiarisation à l'utilisation d'un exosquelette textile d'assistance du dos lors de tâches de manutention. Nous avons mis en évidence, grâce à des mesures biomécaniques, que 4 sessions d'une heure de familiarisation à l'exosquelette sont nécessaires pour stabiliser la motricité lors de tâches de lever de charge en stoop ou squat. La cinématique du rachis, la perception des points de contact et la performance semblent être les variables les plus sensibles pour caractériser le processus de familiarisation à l'exosquelette testé. Le second objectif de cette thèse était de caractériser l'évolution des coordinations musculaires au cours du processus de familiarisation à l'exosquelette. Nous avons mis en évidence, via l'extraction de synergies musculaires à partir de 14 signaux électromyographiques que les coordinations musculaires n'évoluent pas lors du processus de familiarisation à l'exosquelette malgré les changements de comportement moteurs décrits précédemment. Cela suggère que ces coordinations musculaires sont suffisamment stables face à la perturbation induite par l'exosquelette. Le troisième objectif de ce travail était de caractériser l'effet de l'exosquelette testé pour réduire les contraintes articulaires, principale facteur de TMS, lors de tâches de manutention. L'intégration de l'exosquelette dans un modèle musculosquelettique corps

complet OpenSim a permis de montrer une réduction des contraintes articulaires et musculaires de l'ordre de 10% avec le port de l'exosquelette lors d'une tâche de manutention.

Abstract

Musculoskeletal disorders (MSD), and more specifically low back pain, represent a major public health issue. Exoskeletons are external structures worn by the user, designed to mechanically assist one or multiple joints, particularly when performing manual handling tasks. Passive back exoskeletons are one way of reducing the risk of back-related MSD during manual handling tasks. These exoskeletons can reduce the muscular activity of the erector spinae during manual handling tasks, but the range of results is inconsistent in the literature. This lack of repeatability may be due to the different exoskeleton designs, the different tasks performed, but also to the participants' lack of familiarization with the exoskeletons during their evaluation. If participants are not familiarized with the exoskeleton used in the evaluation, the motor behaviour measured may be changing at the time of measurement, as it adapts to benefit the most of the assistance provided. This can lead to a high degree of variability in the measurements, which can be a source of the lack of repeatability. The first objective of this thesis was to characterize the effect of a familiarization protocol with the use of a soft back exoskeleton during manual handling tasks. Using biomechanical measurements, we have shown that 4 one-hour sessions of exoskeleton familiarization are required to stabilize the motor behaviour during manual handling tasks. Spinal kinematics, perception of contact points and performance appear to be the most sensitive variables for characterizing the exoskeleton familiarization process. The second objective of this thesis was to characterize the evolution of muscle coordination during the exoskeleton familiarization process. By extracting muscle synergies from 14 electromyographic signals, we demonstrated that muscle coordination does not evolve during the exoskeleton familiarization process, despite the changes in motor behaviour described above. This suggests that these muscle coordinations are sufficiently stable in the face of exoskeleton-induced perturbations. The third objective of this work was to characterize the effect of the exoskeleton tested in reducing joint constraints, the main factor in MSD, during manual handling tasks. By integrating the exoskeleton into an OpenSim full-body musculoskeletal model, we were able to demonstrate a 10% reduction in joint and muscle stresses when wearing the exoskeleton during a manual handling task.