



**HAL**  
open science

# Conséquences biomécaniques et physiologiques de l'usage d'exosquelettes robotisés lors de tâches de manutention manuelle

Mathilde Schwartz

► **To cite this version:**

Mathilde Schwartz. Conséquences biomécaniques et physiologiques de l'usage d'exosquelettes robotisés lors de tâches de manutention manuelle. Médecine humaine et pathologie. Université de Lorraine, 2022. Français. NNT : 2022LORR0236 . tel-04067878

**HAL Id: tel-04067878**

**<https://hal.univ-lorraine.fr/tel-04067878>**

Submitted on 13 Apr 2023

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

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



**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](mailto: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.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php)

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

## **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 **Mathilde SCHWARTZ**

## **Conséquences biomécaniques et physiologiques de l'usage d'exosquelettes robotisés lors de tâches de manutention manuelle.**

**Le 15 décembre 2022**

**Membres du jury :**

**Rapporteurs :**

<b>Mme Frédérique HINTZY</b>	<b>Maître de Conférences des Universités - HDR, Université Savoie Mont-Blanc, Chambéry.</b>
<b>M. William BERTUCCI</b>	<b>Professeur des Universités, Université de Reims Champagne-Ardenne, Reims.</b>

**Examineurs :**

<b>Mme Pauline MAURICE</b>	<b>Dr., Chargée de Recherche, Université de Lorraine, Nancy.</b>
<b>M. Alain BELLI</b>	<b>Professeur des Universités, Université de Saint- Etienne, Saint-Etienne.</b>
<b>M. Jérôme GAUCHARD</b>	<b>Professeur des Universités, Université de Lorraine, Nancy.</b>
<b>M. Guillaume MORNIEUX</b>	<b>Maître de Conférences des Universités - HDR, Université de Lorraine, Nancy, Directeur de thèse.</b>

**Membre invité:**

<b>M. Kévin DESBROSSES</b>	<b>Dr., Responsable d'études, Institut National de Recherche et de Sécurité, Nancy, Co-directeur de thèse.</b>
----------------------------	--

---

**EA 3450 DevAH, Développement, Adaptation et Handicap. Bâtiment C – 1<sup>er</sup> étage.  
9 avenue de la Forêt de Haye. 54505 Vandœuvre-lès-Nancy**



## Avant-propos

Cette thèse de Doctorat a été réalisée en collaboration entre l'Université de Lorraine (UL) et l'Institut National de Recherche et de Sécurité pour la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles (INRS). Le financement a été assuré par l'INRS et les expérimentations se sont déroulées en son sein, dans le laboratoire *Physiologie-Mouvement-Travail* du département *Homme au travail*. Cette thèse s'est également appuyée sur les compétences du laboratoire universitaire *DevAH* de l'école doctorale *BioSE* de l'UL, spécialisé dans l'évaluation du comportement moteur humain.

L'INRS est une association loi 1901, gérée par un Conseil d'Administration paritaire constitué de représentants des organisations des employeurs et des salariés, et financée par le fonds national de prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles (AT/MP), alimenté par les cotisations des entreprises cotisant au régime général de la Sécurité Sociale. Les missions de l'INRS s'articulent autour de trois axes majeurs : identifier les risques professionnels et mettre en évidence les dangers, analyser leurs conséquences pour la santé et la sécurité des salariés, et diffuser et promouvoir les moyens de maîtriser ces risques au sein des entreprises. Pour mener à bien ces missions, l'INRS met en œuvre quatre modalités d'actions complémentaires : les études et recherche, l'assistance, la formation et l'information. En quelques chiffres, annuellement, cela représente la conduite d'une centaine d'études, 12 000 sollicitations en assistance, 1,2 millions de stagiaires formés et 7 millions de documents téléchargés. Pour la période 2018-2022, le cadrage stratégique de l'INRS s'est articulé autour de quatre programmes de prévention (risques chimiques, risques physiques et mécaniques, risques biologiques, risques liés à l'organisation et aux situations de travail) et de cinq thématiques focus (aide à la personne, industrie du futur, impact des TIC, multi-expositions au travail, reproduction et travail).

Cette thèse s'est ainsi intégré au programme concernant les risques liés à l'organisation et aux situations de travail, avec notamment la problématique des troubles musculo-squelettiques, ainsi qu'à la thématique focus Industrie du futur. Les résultats de ce travail permettront de compléter les éléments déjà acquis sur ces nouvelles technologies d'assistance physique que sont les exosquelettes et d'apporter de nouvelles connaissances relatives à leur robotisation.

## Remerciements

*Je remercie tout d'abord les membres de mon jury d'avoir accepté de prendre part à l'évaluation de ce travail. Aux Dr Frédérique Hintzy et Pr William Bertucci, qui me font l'honneur d'être rapporteurs de ce manuscrit et dont leurs retours permettront d'enrichir les discussions. Aux Dr Pauline Maurice, Pr Alain Belli et Pr G r me Gauchard qui ont accepté d'être examinateurs lors de ma soutenance. Nos échanges et discussions, j'en suis sûr, permettront d'étoffer ce travail.*

*Je souhaite également remercier les Pr Alain Belli et Pr Benoît Yung qui ont fait partie de mon comité de suivi de thèse et ont permis, suite à vos conseils et remarques de m'avoir assuré leur soutien pendant ces 3 années de thèse.*

*Ce travail n'aurait également pas pu se réaliser sans mon laboratoire universitaire, l'équipe d'accueil 3450 DevAH dirigé par le Pr Philippe Perrin, que je remercie pour tout le soutien que l'EA m'a apporté afin de me permettre de participer à de nombreux congrès, à des rencontres et des échanges scientifiques qui sont capitaux dans ce travail.*

*Je tiens à remercier mes directeurs de thèse, les Dr Kévin Desbrosses et Dr Guillaume Mornieux, qui sans eux ce projet n'en serait pas là aujourd'hui. Je suis très reconnaissante envers vous ainsi qu'envers le Dr Jean Theurel, pour m'avoir accordé votre confiance dans la réalisation de ce projet de thèse et mise dans les meilleures conditions d'accueil à l'INRS. Vous m'avez accompagnée lors de mon master 2 et fait grandir et prendre confiance en moi et mon travail. Je n'aurais pas pu rêver de meilleurs encadrants pour me lancer dans le monde de la recherche. Merci à vous pour ces années de travail à vos côtés pour m'avoir guidée et soutenue sur l'ensemble du projet.*

*Je tiens particulièrement à remercier l'INRS et notamment les membres du laboratoire PMT mené par le Dr Laurent Claudon ainsi que l'ensemble du département HT qui m'a accueillie pendant ces 3 années, et qui m'a permis techniquement et humainement de réaliser mon travail dans un cadre parfait. Merci à tous le pôle DAT (Gilles Reno, Olivier Morel, Olivier Remy, Bastien Adam) pour la mise en place technique des expérimentations, à Isabelle Urmes pour l'apport statistique, et enfin merci aux Dr Clarisse Gaudez, Anne Pichenne Houard et Agnès Aublet-Cuvelier d'avoir accepté d'être les médecins investigateurs de ces études et*

*d'avoir consacré de votre temps aux visites d'inclusion. Enfin merci infiniment à tout le monde de m'avoir fait passer des années dans la joie et la bonne humeur. J'ai une pensée également pour l'ensemble des personnes que j'ai pu rencontrer et avec qui j'ai pu échanger au cours de mon parcours.*

*Je n'oublie pas évidemment ma famille qui a toujours été là pour moi et m'a soutenue dans tous les projets que j'ai menés. Merci à tous mes amis et notamment ceux du club de badminton de Dommartemont qui sont une véritable famille, ils ont toujours été partants pour une petite soirée autour d'une bière, pour me permettre de passer des moments extraordinaires et de décompresser de certaines journées bien remplies. Merci encore, Julien pour les relectures de mon manuscrit et enfin, Béranger et Tom, même si vous n'étiez pas toujours présent physiquement, je vous remercie pour tout le soutien et les encouragements que vous m'avez apportés afin d'amener ce travail à terme.*

## Liste des abréviations

A-EXO : exosquelette actif  
AT : accident du travail  
BF : biceps femoris (biceps fémoral)  
BPM : battement par minute  
CON : contrôle  
DAP : dispositif d'assistance physique  
EMG : électromyographie de surface  
ES : erector spinae longissimus (lombaire)  
FC : fréquence cardiaque  
GM : gluteus maximus (grand fessier)  
IMU : inertial measurement unit (centrale inertielle)  
LD : latissimus dorsi (grand dorsal)  
MP : maladie professionnelle  
NTAP : nouvelles technologies d'assistance physique  
P-EXO : exosquelette passif  
RAP : robot d'assistance physique  
RMS : root mean square  
RMS<sub>REF</sub> : root mean square de référence  
TMS : troubles musculo-squelettiques  
TZ : lower trapezius (trapèze)



# Table des matières

---

Avant-propos.....	I
Remerciements.....	II
Liste des abréviations.....	IV
Table des matières.....	V
Légendes des figures et tableaux.....	IX
<b>Contexte général.....</b>	<b>1</b>
<b>Chapitre 1 : Revue de littérature.....</b>	<b>3</b>
1. Les troubles musculo-squelettiques : le cas des lombalgies.....	3
1.1. Les lombalgies : définition.....	4
1.2. Facteurs de risque.....	5
1.3. Tâches physiques de travail : conséquences biomécaniques.....	7
1.4. Démarche de prévention.....	9
2. Les exosquelettes professionnels.....	10
2.1. Définition et classification.....	10
2.2. Les exosquelettes d'assistance du dos.....	11
2.2.1. Conséquences musculaires.....	12
2.2.1.1. Conséquences sur les érecteurs spinaux.....	12
2.2.1.2. Conséquences sur d'autres muscles.....	21
2.2.2. Conséquences cinématiques.....	23
2.2.3. Conséquences au niveau de l'effort physique global.....	25
3. Conclusion et objectifs.....	28
<b>Chapitre 2 : Études.....</b>	<b>30</b>
<b>4. Étude 1.....</b>	<b>30</b>
4.1. Problématique, objectifs et hypothèses.....	31
4.2. Matériel et méthode.....	32
4.2.1. Participants.....	32
4.2.2. Tâches expérimentales.....	33
4.2.2.1. Tâche statique.....	33

4.2.2.2.	Tâche dynamique sagittale .....	34
4.2.2.3.	Tâche dynamique en rotation .....	35
4.2.3.	Exosquelettes.....	35
4.2.4.	Mesures .....	38
4.2.4.1.	Électromyographie .....	38
4.2.4.2.	Cinématique.....	40
4.2.5.	Analyse statistique.....	41
4.3.	Résultats.....	42
4.3.1.	Électromyographie .....	42
4.3.1.1.	Muscles lombaires .....	42
4.3.1.2.	Autres muscles participant à l'extension du tronc.....	44
4.3.2.	Cinématique .....	46
4.4.	Discussion.....	48
4.4.1.	Influence du facteur sexe.....	49
4.4.2.	Conséquences de l'utilisation d'un exosquelette passif .....	50
4.4.3.	Conséquences de l'utilisation d'exosquelettes actifs .....	52
4.5.	Conclusion .....	55
<b>5.</b>	<b>Étude 2.....</b>	<b>56</b>
5.1.	Problématique, objectifs et hypothèses.....	57
5.2.	Matériel et méthode .....	59
5.2.1.	Participants .....	59
5.2.2.	Tâche expérimentale .....	59
5.2.3.	Exosquelettes et réglages de l'assistance .....	59
5.3.	Mesures.....	60
5.3.1.	Cinématique .....	60
5.3.1.1.	Electromyographie .....	62
5.3.2.	Analyse statistique.....	63
5.4.	Résultats.....	64
5.4.1.	Cinématique .....	64
5.4.1.1.	Pour la phase 1 .....	65
5.4.1.2.	Pour la phase 2.....	67
5.4.1.3.	Pour la phase 3.....	67
5.4.2.	Electromyographie .....	68

5.4.2.1.	Pour la phase 1 .....	68
5.4.2.2.	Pour la phase 2.....	69
5.4.2.3.	Pour la phase 3.....	70
5.5.	Discussion.....	73
5.5.1.	La phase P3 : une position statique avec peu d'inclinaison du tronc .	75
5.5.2.	Les phases P1 et P2 : mise en mouvement et extension du tronc .....	77
5.5.2.1.	Conséquences du niveau d'assistance adapté à la charge .....	77
5.5.2.2.	Conséquences du niveau d'assistance non adapté à la charge .....	79
5.6.	Conclusion .....	80
<b>6.</b>	<b>Étude 3.....</b>	<b>81</b>
6.1.	Problématique, objectifs et hypothèses.....	82
6.2.	Matériel et méthode .....	83
6.2.1.	Participants .....	83
6.2.2.	Tâche expérimentale .....	83
6.2.3.	Exosquelettes.....	84
6.2.4.	Mesures .....	85
6.2.5.	Analyse statistique.....	86
6.3.	Résultats.....	86
6.3.1.	Effet de l'exosquelette.....	87
6.3.2.	Effet du sexe .....	89
6.4.	Discussion.....	89
6.4.1.	Effet de l'utilisation et du type d'exosquelette.....	89
6.4.2.	Effet du sexe des utilisateurs .....	93
6.5.	Conclusion .....	94
<b>Chapitre 3 :</b>	<b>Discussion générale, perspectives et conclusion .....</b>	<b>95</b>
7.	Conséquences biomécaniques et physiologiques des exosquelettes d'assistance du dos .....	95
8.	Limites et perspectives .....	99
9.	Les exosquelettes robotisés d'assistance du dos pour la prévention des lombalgies .....	101
10.	Conclusion générale .....	103
<b>Bibliographie.....</b>		<b>104</b>
<b>Annexes.....</b>		<b>110</b>

1.	Valorisation de la thèse .....	110
1.1.	Article publié dans <i>European Journal of Applied Physiology</i> : « Using passive or active back-support exoskeletons during a repetitive lifting task: influence on cardiorespiratory parameters. » .....	110
1.2.	Actes de congrès issus des données de l'étude 1 .....	127
1.3.	Actes de congrès issus des données de l'étude 3 .....	130
1.3.1.	Congrès WeaRAcon Europe 2021 .....	130
1.3.2.	Journée robotique CNRS 2021 .....	132
1.3.3.	Congrès de l'ECSS Séville 2022 .....	134
2.	Données supplémentaires de l'étude 1 .....	137

## Légendes des figures et tableaux

---

- Figure 1 : Modèle explicatif des TMS, adapté de Franchi (1997). .....3
- Figure 2 : Facteurs de risque de lombalgie, liés au travail ou hors travail. (www.inrs.fr/risques/lombalgies).....5
- Figure 3 : Classification des exosquelettes au sein des nouvelles technologies d'assistance physique (NTAP). (<http://www.inrs.fr/risques/exosquelettes/ce-qu-il-faut-retenir.html>) ..... 11
- Figure 4, issue de Kermavnar et al. (2021) : Synthèse des changements significatifs dans l'activité musculaire des érecteurs spinaux (ES) observés à travers des études catégorisées par type d'exosquelettes (actifs et passifs) et type de tâches (simple levée de charge, levée de charge répétée et posture statique). Les valeurs négatives représentent des réductions et les valeurs positives des augmentations de l'activité musculaire des ES. Les données sont représentées sous forme de box-plot : la ligne centrale représentant la médiane ; les limites des boîtes, l'écart interquartile ; les moustaches, les points de données les plus extrêmes sans valeurs aberrantes ; les croix, la moyenne ; les ronds, les valeurs aberrantes inattendues. À noter qu'une seule étude à évaluer un exosquelette actif lors du maintien d'une posture du tronc en flexion. .... 13
- Figure 5, issue de Koopman et al. (2019) : Couple de force de l'exosquelette Laevo en fonction de son angle de flexion. Le mouvement de flexion est représenté par une ligne continue et celui d'extension en pointillé. Les courbes vertes et rouges représentent 2 modalités différentes de restitution de l'énergie induite par une modification de conception (non décrite dans l'article). 15
- Figure 6, issue de Schwartz et al. (2021) : Moyennes et écarts-types de l'activité musculaire des érecteurs spinaux (en %RMS<sub>REF</sub>) pour chaque phase angulaire d'inclinaison du tronc (P1 à P8), lors de l'extension (P1 à P4) et de la flexion (P5 à P8). Les conditions d'assistance étaient l'exosquelette Laevo (SKEL, en gris), l'exosquelette Corfor (SUIT, en noir) et sans équipement (FREE, en blanc). \* : différences significatives entre les conditions ( $p < 0,05$ ). ..... 20
- Figure 7 : Représentation des tâches expérimentales. (A) tâche statique : la charge est maintenue à hauteur des genoux. (B) tâche dynamique sagittale : avec la position basse, charge au niveau d'une plateforme située à hauteur des chevilles et la position haute, charge au niveau d'une plateforme située à hauteur des coudes. (C) tâche dynamique en rotation : la position basse est

identique à la tâche B et la position haute également, mais avec une rotation du tronc de 90° sur l'axe longitudinal. ....34

Figure 8 : Les trois modèles d'exosquelettes étudiés. (A) exosquelette passif (P-EXO), (B) exosquelette actif (A-EXO1) et (C) exosquelette actif (A-EXO2). Les articulations des exosquelettes et les points de transfert de l'assistance sont représentés respectivement par des cercles blancs et des flèches blanches.....36

Figure 9 : Positionnement des électrodes EMG. Les électrodes EMG sont représentées en bleu et les numéros de 1 à 10 correspondent aux différents muscles analysés (1 et 2 : trapèzes (TZ) ; 3 et 4 : grands dorsaux (LD) ; 5 et 6 : lombaires (ES) ; 7 et 8 : grands fessiers (GM) ; 9 et 10 : biceps fémoraux (BF)). .....39

Figure 10 : Positionnement des capteurs cinématiques. Les capteurs cinématiques sont représentés en noir (A : IMU au niveau de la vertèbre cervicale C7 ; B : IMU au niveau de la vertèbre thoracique T8 ; C : IMU au niveau de la vertèbre lombaire L5 ; D : accéléromètre au niveau de la cuisse). .....41

Figure 11 : Activités EMG moyennes  $\pm$  écarts-types des muscles lombaires lors des tâches statique, dynamique sagittale et dynamique en rotation. Les valeurs sont des RMS normalisées par rapport à la  $RMS_{REF}$  ( $\%RMS_{REF}$ ). La condition sans équipement est représentée en bleu, l'exosquelette passif (P-EXO) en orange, l'exosquelette actif (A-EXO1) en gris et l'exosquelette actif (A-EXO2) en jaune. Une différence significative par rapport à la condition contrôle ( $p < 0,05$  et  $d \geq 0,2$ ) est représentée par une parenthèse noire. Une parenthèse rouge représente une différence par rapport à l'exosquelette passif (P-EXO).....43

Figure 12 : Phases d'inclinaison du tronc lors de la tâche expérimentale. P1 : correspondant à la première moitié de l'extension ; P2 : correspondant à la seconde moitié ; P3 : correspondant, en position relevée, au mouvement d'extension des coudes pour déplacer la charge vers l'avant. .62

Figure 13 : Angle moyen  $\pm$  écart-type (en°) lors des 3 phases du mouvement (P1, P2 et P3). L'angle moyen est représenté pour chaque charge (C5 et C15) dans le cas d'une interaction significative et comme moyenne de C5 et C15 en l'absence d'interaction. La condition sans équipement (CON) est représentée en blanc, EXO1-A24 en gris hachuré, EXO1-A72 en gris, EXO2-A24 en bleu hachuré et EXO2-A72 en bleu. Une différence significative ( $p \leq 0,05$  et  $d \geq 0,2$ ) par rapport à CON est représentée par \*. Les parenthèses noires représentent une différence significative entre deux exosquelettes (EXO1 versus EXO2) pour un même niveau d'assistance.

Les parenthèses rouges représentent une différence significative entre les niveaux d'assistance (A24 versus A72) pour un même exosquelette..... 65

Figure 14 : Activités musculaires moyennes  $\pm$  écart-types lors des 3 phases du mouvement (P1, P2 et P3). Les valeurs de RMS sont exprimées en pourcentage de RMSREF. L'activité musculaire est représentée pour chaque charge (C5 et C15) dans le cas d'une interaction significative et comme moyenne de C5 et C15 en l'absence d'interaction. TZ : trapèzes ; LD : grands dorsaux ; ES : lombaires ; GM : grands fessiers ; BF : biceps fémoraux. La condition sans équipement (CON) est représentée en blanc, EXO1-A24 en gris hachuré, EXO1-A72 en gris, EXO2-A24 en bleu hachuré et EXO2-A72 en bleu. Une différence significative ( $p < 0,05$  et  $d \geq 0,2$ ) par rapport à CON est représentée par \*. Les parenthèses noires représentent une différence significative entre deux exosquelettes (EXO1 versus EXO2) pour un même niveau d'assistance. Les parenthèses rouges représentent une différence significative entre les niveaux d'assistance (A24 versus A72) pour un même exosquelette..... 72

Figure 15 : Représentation de la tâche expérimentale..... 84

Figure 16 : Coûts métaboliques moyens (ml/min/kg)  $\pm$  écarts-types lors de l'utilisation de l'exosquelette passif (P-EXO, en gris clair), des deux exosquelettes actifs (A-EXO1, en gris foncé et A-EXO2, en noir) et sans équipement (CON, en blanc). \* : différence significative entre deux exosquelettes ( $p < 0,05$ ). ..... 88

Figure 17 : Coûts cardiaques moyens (bpm)  $\pm$  écarts-types lors de l'utilisation de l'exosquelette passif (P-EXO, en gris clair), des deux exosquelettes actifs (A-EXO1, gris foncé et A-EXO2, en noir) et sans équipement (CON, en blanc). \* : différence significative entre deux exosquelettes ( $p < 0,05$ ). ..... 88

Tableau 1 : Activités EMG moyennes  $\pm$  écarts-types des différents muscles trapèze (TZ), grand dorsal (LD), grand fessier (GM) et biceps fémoral (BF) lors des tâches statique, dynamique sagittale et dynamique en rotation. Les valeurs sont des RMS normalisées par rapport à la  $RMS_{REF}$  ( $\%RMS_{REF}$ ). CON : condition sans équipement, P-EXO : exosquelette passif (BackX), A-EXO1 : exosquelette actif (Exoback), A-EXO2 : exosquelette actif (CrayX). \* : différence significative ( $p < 0,05$  et  $d \geq 0.2$ ) par rapport à la condition sans équipement en noir, par rapport à P-EXO en rouge et par rapport à A-EXO1 en vert.....44

Tableau 2 : Angles moyens (en  $^{\circ}$ )  $\pm$  écarts-types des différentes articulations (C7-T8 ; L5-T8 ; hanche) ) lors des tâches statique, dynamique sagittale et dynamique en rotation. Une valeur positive représente un angle de flexion et une valeur négative représente un angle d'extension. CON : condition sans équipement, P-EXO : exosquelette passif (BackX), A-EXO1 : exosquelette actif (Exoback), A-EXO2 : exosquelette actif (CrayX). \* : différence significative ( $p < 0,05$  et  $d \geq 0.2$ ) par rapport à la condition sans équipement en noir, par rapport à P-EXO en rouge et par rapport à A-EXO1 en vert.....47

Tableau 3 : Résultats du modèle statistique représentant les effets principaux de l'exosquelette et du sexe sur les paramètres cardiorespiratoires.....87



## Contexte général

---

Le monde industriel a énormément évolué au cours de ces deux derniers siècles. Dans un premier temps, il a vu apparaître la mécanisation suite à l'invention de la machine à vapeur et l'exploitation du charbon, ce qui a permis l'émergence de nouvelles techniques de production dans le domaine agricole par exemple, ou dans le celui du textile. La seconde révolution industrielle, apparue à la fin du 19<sup>ème</sup> siècle, a ensuite permis aux entreprises de développer de nouveaux modèles d'organisations, tels que le taylorisme, dont l'objectif principal était d'augmenter la productivité. La troisième révolution est arrivée quant à elle, par l'émergence de l'informatique et l'invention d'automates tels que les robots industriels. Enfin, elle a poursuivi son évolution pour atteindre de nos jours, une organisation définie par le concept d'industrie 4.0, encore appelé « industrie du futur ». Cette nouvelle ère vise à moderniser l'industrie afin de gagner davantage en compétitivité et en attractivité mais également à améliorer la qualité de vie au travail des salariés. Cette nouvelle industrie 4.0 s'appuie sur des innovations liées à la révolution numérique, telles que la réalité augmentée, l'impression 3D, l'intelligence artificielle ou encore la cobotique. Ainsi, dans l'industrie 4.0, les salariés et les machines communiquent entre eux afin de s'adapter de manière flexible, efficace et écologique aux exigences de production. L'Homme est mis au cœur de la tâche à effectuer, c'est-à-dire que les conditions de travail et l'ensemble des équipements doivent s'adapter à lui et non inversement.

Dans ce contexte d'évolution, de nombreuses entreprises se sont orientées vers la robotique collaborative, et notamment vers les nouvelles technologies d'assistance physique (NTAP). Contrairement aux robots industriels, déjà présents au sein des entreprises, les NTAP permettraient d'allier la force et la robustesse d'une machine aux capacités d'analyse et de décision de l'Homme (Salmi, Marstio, Malm, & Laine, 2008). Ces NTAP font ainsi naître l'espoir de répondre pleinement aux problématiques de situations de travail évolutives où les opérateurs sont confrontés à diverses tâches pouvant impliquer un travail physique important et dans lesquelles les robots industriels ne peuvent pas s'intégrer. Parmi ces NTAP, les exosquelettes professionnels semblent particulièrement se développer et intéresser les entreprises. En effet, la promesse de ces systèmes est de limiter l'exposition des travailleurs à certaines contraintes

biomécaniques, tout en préservant leur savoir-faire. Ainsi, ce type de technologie pourrait permettre d'améliorer la santé et la sécurité des salariés, en réduisant certains facteurs de risque biomécaniques impliqués dans la survenue des troubles musculo-squelettique (TMS) et rencontrés dans de nombreuses activités professionnelles.

# Chapitre 1 : Revue de littérature

## 1. Les troubles musculo-squelettiques : le cas des lombalgies

Dans le cadre des maladies professionnelles, les TMS sont des atteintes de l'appareil locomoteur et touchent principalement les muscles, les nerfs, les tendons et les structures de soutien du corps (NIOSH, 1997). Ils peuvent se traduire par des raideurs, des douleurs, des pertes de fonctionnalités pouvant entraîner une invalidité plus ou moins importante (Aptel, Cail, & Aublet-Cuvelier, 2011; Luttmann et al., 2003). Les TMS peuvent affecter le rachis (lombalgies...), les membres supérieurs (tendinopathie de la coiffé des rotateurs...) et les membres inférieurs (hygroma du genou...). Leur origine est multifactorielle, avec des facteurs de risques biomécaniques (efforts physiques intenses, répétitivité, postures contraignantes), psychosociaux (pression temporelle, exigences attentionnelles...), individuels (âge, antécédents traumatiques, tabagisme...) ou encore liés aux ambiances physiques de travail (vibrations, température, bruit...) (figure 1).

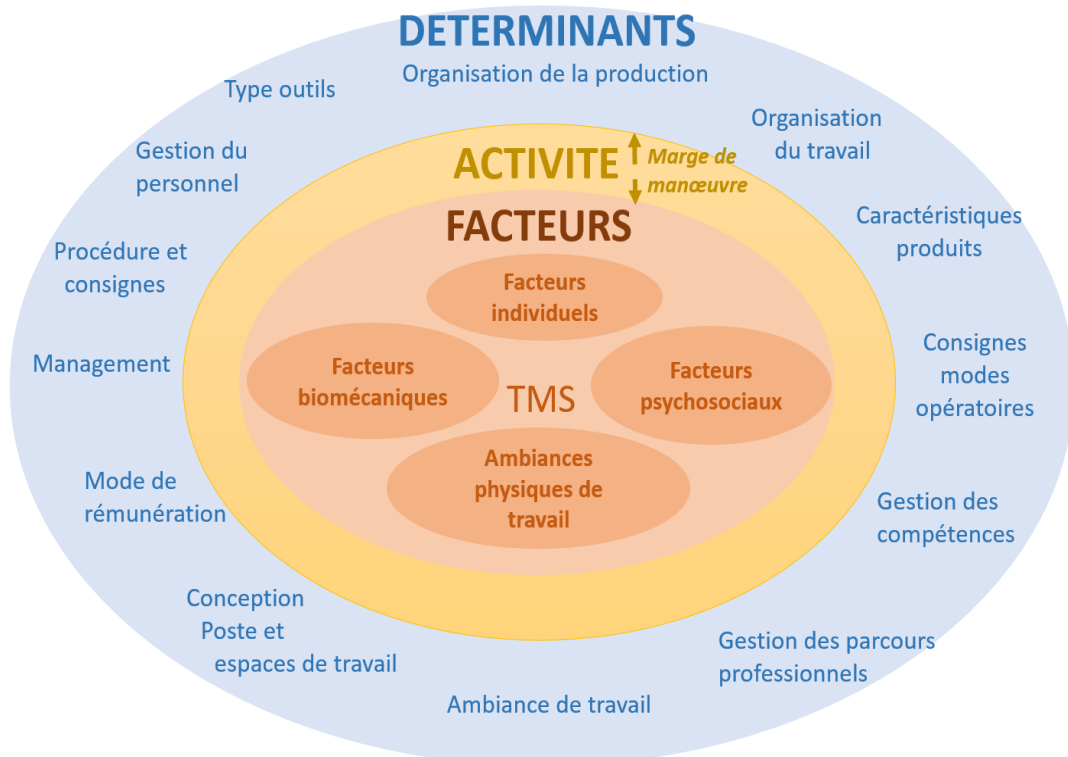


Figure 1 : Modèle explicatif des TMS, adapté de Franchi (1997).

Depuis plus de vingt ans, les TMS sont reconnus comme étant la première maladie professionnelle en France. Ils représentent ainsi environ 88% des maladies professionnelles reconnues (CNAM, 2019). Concernant les TMS du rachis, et plus particulièrement les lombalgies, 4 personnes sur 5 y sont un jour confrontées dans leur vie professionnelle. Les lombalgies représentent près de 20% des accidents du travail (AT) et 7% des maladies professionnelles (MP) reconnues, induisant environ 11,5 millions de journées de travail perdues par an. C'est également l'une des premières causes d'incapacité au travail avant 45 ans. Ces lombalgies liées au travail représentent chaque année pour la branche AT-MP un coût de plus d'un milliard d'euros. Elles entraînent également des coûts indirects pour les entreprises, liés notamment à l'absentéisme et au turnover important, qui peuvent désorganiser l'activité et induire à terme des baisses de performances significatives pour celles-ci (diminution de la productivité, de la qualité...).

### 1.1. Les lombalgies : définition

Les lombalgies sont 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). Ces douleurs peuvent s'exprimer de différentes manières : lourdeur, raideur, blocage, sensation de brûlure ou de fourmillement. Elles sont situées généralement au niveau du bas du dos mais peuvent également se prolonger au niveau des fesses et des membres inférieurs. Elles sont la conséquence des altérations dégénératives et/ou traumatiques des structures fonctionnelles, comme les disques intervertébraux, les apophyses articulaires, les ligaments intervertébraux et les muscles para-vertébraux. Il existe plusieurs types de lombalgies, se distinguant selon leur durée. Le premier est la lombalgie aiguë, elle dure entre 4 et 6 semaines, elle est la plus courante et se guérit dans 90% des cas en quelques jours. Si les douleurs durent de 6 à 12 semaines alors elles correspondent au second type de lombalgie, appelée subaiguë. Celle-ci est plus rare, mais une attention particulière doit y être portée car elle se situe dans une période charnière entre un rétablissement normal du salarié et l'aggravation de la lombalgie vers le troisième type : la lombalgie chronique. Cette dernière représente donc les cas les plus

graves, durant plus de 3 mois, avec un lourd impact sur de nombreuses dimensions : individuelle, sociale, professionnelle et économique.

## 1.2. Facteurs de risque

La fréquence des lombalgies reste aujourd'hui encore importante. Cela s'explique par les nombreux facteurs de risque auxquels les individus sont exposés, à la fois dans leur vie professionnelle mais également dans la sphère personnelle (Burdorf & Sorock, 1997; Hoogendoorn et al., 2002; Hoogendoorn, van Poppel, Bongers, Koes, & Bouter, 1999) (figure 2). Ainsi, il n'est pas possible d'attribuer le risque de lombalgie à un seul de ces facteurs et une personne exposée à de nombreux facteurs voit son risque d'apparition de lombalgie augmenté.

FACTEURS DE RISQUE	LOMBALGIE AIGUE	LOMBALGIE CHRONIQUE
Au travail	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Manutentions manuelles.</li> <li>■ Chutes.</li> <li>■ Exposition aux vibrations corps entier.</li> <li>■ Postures pénibles sous contrainte.</li> <li>■ Travail physique dur.</li> <li>■ Traumatismes.</li> <li>■ Efforts importants</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Conditions de travail.</li> <li>■ Insatisfaction au travail.</li> <li>■ Travail physique dur.</li> <li>■ Stress.</li> <li>■ Contraintes psychosociales.</li> <li>■ Absence d'actions de prévention dans l'entreprise.</li> </ul>
Hors travail	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Antécédents de lombalgie.</li> <li>■ Troubles vasculaires.</li> <li>■ Corpulence.</li> <li>■ Anomalies radiologiques graves.</li> <li>■ Grossesses.</li> <li>■ + les mêmes facteurs de risque physiques qu'au travail (chutes, efforts importants...).</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Durée de l'arrêt pour lombalgie.</li> <li>■ Gravité de l'atteinte.</li> <li>■ Intensité de la douleur.</li> <li>■ Mode de prise en charge.</li> <li>■ Gêne fonctionnelle.</li> <li>■ Baisse d'activité.</li> <li>■ Tabac.</li> </ul>

**Figure 2** : Facteurs de risque de lombalgie, liés au travail ou hors travail. ([www.inrs.fr/risques/lombalgies](http://www.inrs.fr/risques/lombalgies)).

Par ailleurs, les contraintes biomécaniques associées à l'activité de travail sont communément identifiées comme facteur de risque prépondérant dans la survenue des lombalgies (NIOSH, 1997), même si les facteurs individuels, psycho-sociaux et ceux liés aux ambiances de travail ne sont pas à négliger (NIOSH, 1997; Punnett et al., 2005; Ramond-Roquin et al., 2015). Les facteurs de risque biomécaniques associés aux

lombalgies sont principalement liés à la typologie d'activités physiques réalisées lors des tâches de travail. On peut communément les regrouper en trois catégories, présentés ci-dessous :

**La manutention manuelle** : composée de mouvements impliquant un travail en force, tels que des mouvements de levage, de déplacement, de port de charges. Plusieurs études ont relevé que des travailleurs confrontés dans leur travail à des tâches de manutention manuelle présentaient un risque accru de lombalgie (Burdorf & Sorock, 1997; Deriennic, Leclerc, Mairiaux, Meyer, & Ozguler, 2000; Heneweer, Staes, Aufdemkampe, van Rijn, & Vanhees, 2011).

**Les postures contraignantes** : correspondant à des positions articulaires dans des angles extrêmes ou inconfortables et pouvant être maintenues plus ou moins dans le temps. Par exemple, le maintien d'une flexion du tronc vers l'avant ou entraînant une torsion du tronc sont représentatifs des postures contraignantes du rachis. Ce facteur lié à la position est difficile à isoler car il est souvent associé à d'autres facteurs comme la manutention manuelle de charges ou encore la présence de vibrations (par exemple lors de la conduite d'engins de chantier). Toutefois, de nombreux travaux ont montré que la posture du tronc (en flexion vers l'avant ou en torsion) pouvait être mise en relation avec l'apparition de lombalgies (Burdorf & Sorock, 1997; Heneweer et al., 2011). De plus, le risque semble accru lorsque l'exposition à ces postures contraignantes est répétée et/ou de longue durée (Punnett, Fine, Keyserling, Herrin, & Chaffin, 1991).

**Le travail physique important** : caractérisé par la répétition de tâches physiques impliquant généralement d'autres facteurs de risque, tels que les postures contraignantes ou les tâches de manutention manuelle. De nombreuses études ont relevé une relation entre un travail physique important et la survenue de lombalgies (Burdorf & Sorock, 1997; Heneweer et al., 2011).

Ainsi, au cours d'une journée de travail, un salarié peut, selon son activité, être confronté à de nombreux facteurs de risque de lombalgies, biomécaniques mais pas seulement. De plus, il est difficile de les isoler les uns par rapport aux autres pour quantifier le rôle de chacun dans l'occurrence de ces lombalgies. Toutefois, pour mieux

comprendre les mécanismes physiopathologiques liés à ces lombalgies et mettre en place des actions de prévention adaptées, il convient notamment de mieux comprendre quelles sont les conséquences biomécaniques, au niveau du rachis, de ces activités physiques de travail.

### 1.3. Tâches physiques de travail : conséquences biomécaniques

En entreprise, les opérateurs peuvent être confrontés à diverses tâches de travail impliquant un niveau d'activité physique élevé. Ces tâches sont également souvent répétitives, ainsi les opérateurs peuvent être soumis à une exposition de longue durée à des efforts sous-maximaux, notamment lors de mouvements de flexion ou de torsion du tronc, mais aussi lors du maintien plus ou moins long de postures contraignantes.

D'un point de vue biomécanique, les tâches induisant une flexion/extension du tronc ou un maintien d'une flexion du tronc engendrent des sollicitations importantes au niveau du dos. Par exemple, une étude a montré qu'un mouvement de flexion/extension du tronc entraînait une augmentation des forces de compressions et de cisaillements au niveau de L4/L5 ainsi que des activités musculaires des érecteurs spinaux (Takahashi, Kikuchi, Sato, & Sato, 2006). Lors de cette étude, il a également été observé que ces paramètres augmentaient avec l'élévation de la flexion du tronc (Takahashi et al., 2006). Une autre étude a aussi mesuré qu'une tâche de manutention manuelle pouvait produire une sollicitation des muscles érecteurs spinaux de l'ordre de 27 à 45% de leur niveau d'activité maximale (Lee, 2021). Ainsi, les tâches de manutention manuelle, en provoquant une forte contrainte au niveau des sollicitations des muscles du dos et des disques intervertébraux, peuvent induire un risque de lombalgie (Adams, 2004). De plus, lorsque le mouvement est répétitif et prolongé dans le temps, certaines études ont montré une diminution de la fréquence médiane de l'activité musculaire des érecteurs spinaux (Bonato, Boissy, Della Croce, & Roy, 2002; Boocock, Mawston, & Taylor, 2015). Il a également été observé une diminution de l'oxygénation musculaire des érecteurs spinaux au cours d'une tâche prolongée de manutention asymétrique (Mehta, Lavender, & Jagacinski, 2014) confirmant, au travers d'une méthode d'évaluation, le développement de fatigue musculaire localisée au niveau de ces muscles. Or, une telle fatigue musculaire

peut entraîner des modifications dans la coordination musculaire du tronc et ainsi menacer la stabilité de la colonne vertébrale (Larivière, Kearney, Hakim Mecheri, Shirazi-Adl, & Gagnon, 2012; Luoto, Heliövaara, Hurri, & Alaranta, 1995). Mais ces tâches physiques n'ont pas seulement des conséquences au niveau des extenseurs du tronc. Ainsi, Hoseinpoor, Kahrizi, and Mobini (2015) ont mesuré, à l'issue d'une tâche de manutention manuelle dans le plan sagittal, que la force musculaire des abdominaux avait diminué alors que celle des érecteurs spinaux était inchangée. Ces résultats vont dans le sens d'une possible modification de la coordination musculaire entre agonistes et antagonistes impliqués dans la flexion/extension du dos, avec pour conséquence, une instabilité du tronc et de la colonne vertébrale pouvant donner lieu à des lésions au niveau de celle-ci (Adams, 2004; Granata, Slota, & Wilson, 2004). Ces modifications dans la coordination musculaire pourraient également expliquer les adaptations cinématiques observées au niveau du tronc. En effet, lors d'une tâche de manutention, il a été constaté que l'amplitude de la flexion lombaire augmentait au cours du temps (Dolan & Adams, 1998; Mehta et al., 2014; Mehta, Lavender, Jagacinski, & Sommerich, 2015). Il a également été mis en avant une augmentation de la vitesse de flexion et d'extension du tronc au cours d'une tâche répétée de manutention (Mehta et al., 2014; Mehta et al., 2015). Ces changements cinématiques pourraient être liés à une fatigue musculaire au niveau du tronc mais également être la conséquence d'une adaptation à la tâche réalisée par l'opérateur afin de protéger certaines régions musculaires déjà fatiguées par la tâche.

En conclusion, les tâches de travail physiquement exigeantes pour le dos provoquent de fortes contraintes musculaires et articulaires, voire des altérations de la cinématique du tronc, confirmant l'impact prépondérant des facteurs de risque biomécaniques dans la survenue des lombalgies. Ainsi, les entreprises confrontées à ces tâches doivent considérer les facteurs de risque associés et les inclure dans leur démarche de prévention des AT-MP.



#### 1.4. Démarche de prévention

La démarche de prévention des AT-MP est basée sur neuf principes généraux : éviter les risques, évaluer les risques, combattre les risques à la source, adapter le travail à l'homme, tenir compte de l'évolution de la technique, remplacer ce qui est dangereux par ce qui l'est moins, planifier la prévention, donner la priorité aux mesures de protection collective, donner les instructions appropriées aux salariés. La prévention est mise en œuvre afin d'améliorer les conditions de travail et garantir la santé et la sécurité des salariés. Par ailleurs, les employeurs sont dans l'obligation d'évaluer les risques de leur entreprise afin de définir les actions de prévention appropriées, s'appuyant sur leurs dimensions techniques, humaines et organisationnelles. Dans le cadre de la prévention du risque de lombalgie, les entreprises doivent identifier les facteurs de risque auxquels leurs salariés sont confrontés. Pour cela, une analyse complète de la situation de travail est nécessaire afin de considérer l'ensemble des déterminants pouvant contribuer aux différents facteurs de risque (figure 1). Ensuite, des mesures de prévention doivent être mises en place pour transformer les situations de travail identifiées comme problématiques. Par exemple, la mise en place de robots industriels sur une chaîne de montage permet d'automatiser certaines tâches et ainsi supprimer les risques engendrés par une activité de manutention manuelle. Lorsque l'automatisation complète n'est pas possible, notamment pour conserver le savoir-faire humain, l'entreprise peut modifier cette situation de travail, en reconcevant par exemple le poste de travail afin de l'adapter au maximum aux opérateurs (hauteur réglable, réduction des charges manipulées...). Cependant, malgré ces actions de prévention collective, certaines tâches de travail demandent toujours une activité physique importante. Pour limiter les sollicitations associées, l'entreprise peut en dernier recours, orienter ses mesures de prévention au niveau individuel. En ce sens, elle peut avoir recours à des dispositifs d'assistance physique tels que les exosquelettes professionnels, et plus particulièrement les exosquelettes d'assistance du dos.

## 2. Les exosquelettes professionnels

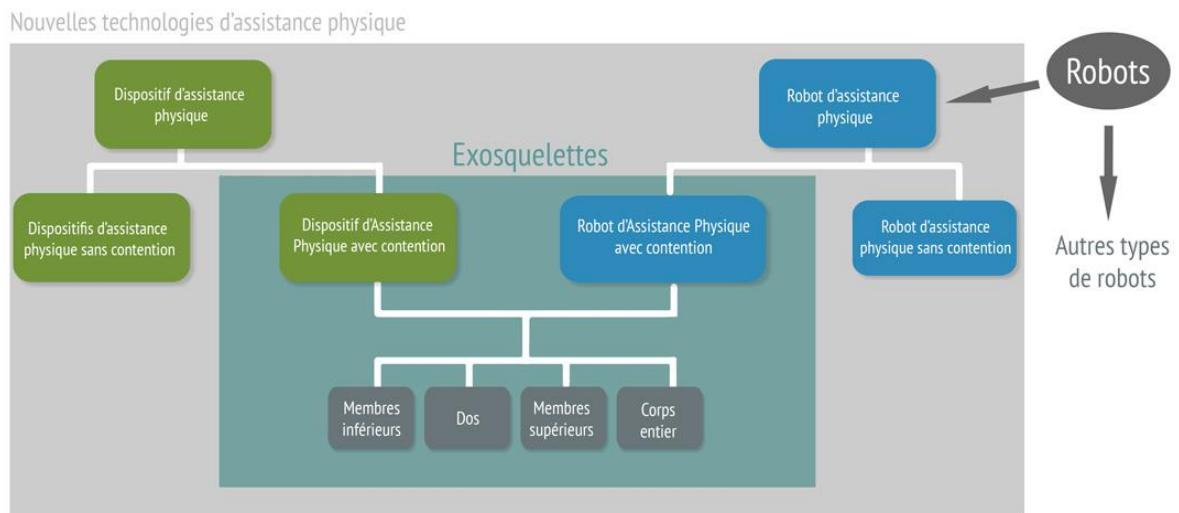
### 2.1. Définition et classification

Les exosquelettes sont apparus dans un premier temps dans le domaine médical ainsi que militaire. On parlait alors respectivement d'Homme « compensé » et d'Homme « augmenté ». Il s'agissait en effet de redonner de la mobilité à un humain présentant une déficience motrice ou d'accroître les capacités de force des soldats en vue de transporter davantage de matériel sur le terrain. Aujourd'hui, de nombreux systèmes sont dédiés au monde industriel (de Looze, Bosch, Krause, Stadler, & O'Sullivan, 2016; Theurel & Desbrosses, 2019). On parle d'Homme « préservé » : l'objectif étant de réduire la charge physique de l'opérateur au moyen d'un système venant l'assister. Ainsi, un exosquelette est une structure externe portée par un individu afin de l'assister dans l'exécution de ces mouvements, en créant un couple de force réduisant ou remplaçant les forces initialement requises pour réaliser une tâche. L'exosquelette est donc attaché à l'opérateur, de part et d'autre de la ou des articulations assistées, à l'aide d'un système de contention. L'assistance physique développée par ces systèmes peut être générée de différentes manières, selon la technologie utilisée (figure 3) :

- L'assistance peut être fournie par un principe de restitution d'énergie mécanique à l'aide de structures élastiques, de ressorts ou encore de vérins. L'utilisateur doit, au préalable, contraindre ces éléments pour bénéficier ensuite de leur assistance. Ces systèmes sont des dispositifs d'assistance physique (DAP) ou exosquelettes passifs.
- L'assistance peut être fournie grâce à des systèmes robotisés (couple commande-moteur). Ici, l'assistance est générée par des moteurs suite à la détection du mouvement de l'utilisateur. Ces systèmes sont des robots d'assistance physique (RAP) ou exosquelettes actifs.

Parmi les exosquelettes industriels, le nombre d'articulations mobiles ainsi que le nombre de degrés de liberté par articulation sont très variables. Globalement, ils sont classés selon la partie du corps qu'ils assistent : les membres supérieurs, le dos, les

membres inférieurs ou encore le corps entier, même si pour ce dernier les exosquelettes restent à l'état de prototypes (figure 3). Dans le cadre de la prévention des lombalgies, ce sont donc les exosquelettes d'assistance du dos qui vont retenir l'attention des entreprises pour réduire les facteurs de risque biomécaniques.



**Figure 3 :** Classification des exosquelettes au sein des nouvelles technologies d'assistance physique (NTAP). (<http://www.inrs.fr/risques/exosquelettes/ce-qu-il-faut-retenir.html>)

## 2.2. Les exosquelettes d'assistance du dos

Afin de réduire les efforts liés aux tâches physiques, comme par exemple les tâches de manutention manuelle, et de préserver la santé et la sécurité des salariés, certaines entreprises se sont tournées vers des exosquelettes professionnels, notamment ceux permettant une assistance du dos. L'objectif de ces exosquelettes est d'associer la prise de décision de l'être humain à la force et la robustesse d'une machine. Ces systèmes, légers, maniables et mobiles, font naître l'espoir d'améliorer les conditions de travail et de protéger les salariés de contraintes physiques excessives (Peshkin & Colgate, 1999), tout en répondant aux exigences environnementales (ex : mobilité, adaptabilité). De nombreux modèles d'exosquelettes d'assistance du dos ont été développés ces dernières années afin de réduire les sollicitations musculaires des érecteurs spinaux, tant pour des tâches dynamiques que statiques. Le principal rôle de ces systèmes est d'assister l'extension de la hanche et l'érection de la colonne vertébrale dans le plan sagittal lors de

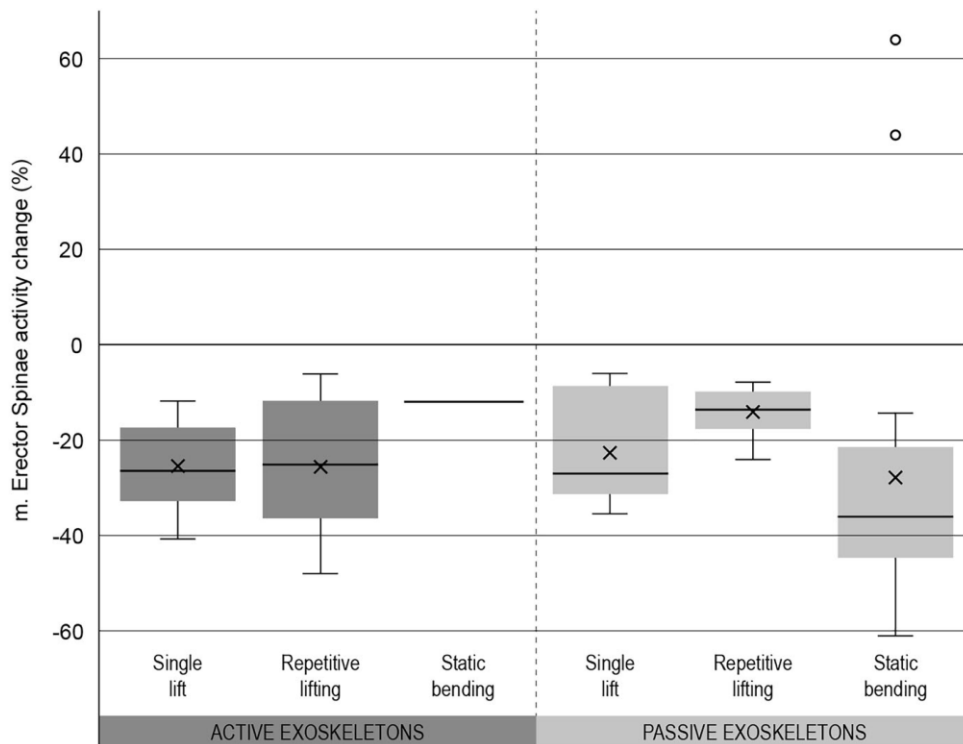
tâches dynamiques ou de soulager les érecteurs spinaux lors du maintien d'une posture penchée vers l'avant. L'assistance des exosquelettes passifs, ou DAP, sera mise en tension lors de la flexion du tronc dans le plan sagittal et sera ensuite transmise aux utilisateurs lors du redressement du tronc pour reprendre sa position initiale ou pour maintenir une posture statique en flexion. Pour les systèmes actifs, ou RAP, l'extension de la hanche et du dos sera assistée par une motorisation électrique qui sera activée lors de l'initiation du mouvement d'extension du tronc dans le plan sagittal. Lors du maintien d'une posture statique en flexion, ces systèmes actifs permettent de bloquer la flexion du tronc à un angle souhaité, de manière à ce que le poids du buste soit partiellement ou totalement compensé par l'assistance. Ainsi, ces systèmes, qu'ils soient passifs ou actifs, visent principalement à diminuer les sollicitations des érecteurs spinaux dans une perspective de réduire les facteurs de risque biomécaniques de lombalgies. De nombreux travaux se sont alors intéressés à l'évaluation de ces exosquelettes professionnels du dos afin d'investiguer les conséquences de leur utilisation et apprécier l'apport, réel ou non, de l'assistance fournie.

## 2.2.1. Conséquences musculaires

### 2.2.1.1. Conséquences sur les érecteurs spinaux

De nombreux exosquelettes professionnels d'assistance du dos ont été analysés dans différentes tâches de travail, aussi bien statiques que dynamiques. La littérature tend à s'accorder sur l'intérêt des exosquelettes pour limiter les contraintes musculaires au niveau lombaire lors de différentes tâches de manutention (de Looze et al., 2016; Kermavnar, de Vries, de Looze, & O'Sullivan, 2021; Theurel & Desbrosses, 2019). Dans leur revue, Kermavnar et al. (2021) ont relevé, lors de diverses tâches dynamiques de manutention, une diminution moyenne de l'activité des érecteurs spinaux de 18% pour les exosquelettes passifs et de 25% pour les exosquelettes actifs, comparativement à une condition contrôle sans équipement. Cependant, ils ont également relevé que ces diminutions moyennes variaient de 6 à 35% pour les exosquelettes passifs et de 6 à 48% pour les exosquelettes actifs (figure 4 issue de Kermavnar et al. (2021)). Pour des tâches statiques imposant le maintien d'une posture du tronc en flexion, une diminution moyenne

de l'activité des érecteurs spinaux de 36% a été observé pour les exosquelettes passifs et de 12% pour un exosquelette actif (figure 4, une seule étude s'est intéressée aux exosquelettes actifs lors du maintien d'une posture du tronc en flexion). Pour ces tâches statiques, les diminutions moyennes variaient de 14 à 61% pour les exosquelettes passifs. Au regard de ces données, il apparaît une grande variabilité dans les résultats observés. Ceci peut être expliqué par une disparité dans les protocoles expérimentaux réalisés, où les caractéristiques de l'exosquelette (passif/actif, modèle, niveau d'assistance...), des tâches (statique, dynamique, amplitude de mouvement, vitesse d'exécution...) et des utilisateurs (sexe, âge...) peuvent différer.

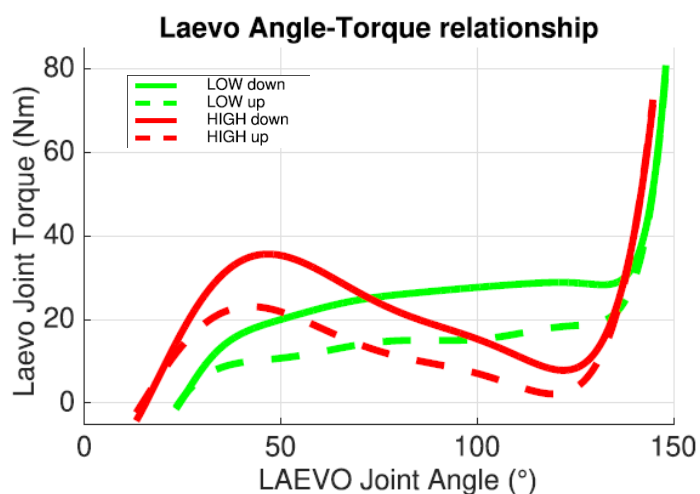


**Figure 4**, issue de Kermavnar et al. (2021) : Synthèse des changements significatifs dans l'activité musculaire des érecteurs spinaux (ES) observés à travers des études catégorisées par type d'exosquelettes (actifs et passifs) et type de tâches (simple levée de charge, levée de charge répétée et posture statique). Les valeurs négatives représentent des réductions et les valeurs positives des augmentations de l'activité musculaire des ES. Les données sont représentées sous forme de box-plot : la ligne centrale représentant la médiane ; les limites des boîtes, l'écart interquartile ; les moustaches, les points de données les plus extrêmes sans valeurs aberrantes ; les croix, la moyenne ; les ronds, les valeurs aberrantes inattendues. À noter qu'une seule étude a évalué un exosquelette actif lors du maintien d'une posture du tronc en flexion.

- Influence des caractéristiques de l'exosquelette

Afin de mieux comprendre l'impact des caractéristiques d'un système sur les conséquences musculaires, certaines études se sont intéressées à comparer différents exosquelettes passifs lors d'une même tâche de travail. Par exemple, Madinei, Alemi, Kim, Srinivasan, and Nussbaum (2020) ont évalué deux exosquelettes (Laevo et BackX) lors d'une même tâche de manutention d'une charge correspondant à 10% du poids de corps (environ 7 kg). Ils ont mesuré une diminution moyenne de l'activité musculaire des érecteurs spinaux entre 9 et 20%. Or, ces diminutions étaient dépendantes de l'exosquelette utilisé. En effet, ils ont observé une diminution plus importante lors de l'utilisation du BackX par rapport au Laevo. Schwartz, Theurel, and Desbrosses (2021), lors d'une tâche de manutention d'une charge de 8 kg, ont également constaté des différences entre deux exosquelettes passifs (Corfor et Laevo) sur les bénéfices apportés sur les érecteurs spinaux. Notamment, l'utilisation du Laevo n'a pas entraîné de diminution significative sur l'ensemble du mouvement contrairement au Corfor (-7%). Dans ces deux études, les auteurs relèvent que les différences observées entre les exosquelettes pourraient être en lien avec les caractéristiques de ces derniers. Pour Schwartz et al. (2021), la différence de conception des exosquelettes (un textile versus un rigide) pourrait en partie expliquer les résultats obtenus. Le système textile, lors d'un travail en technique « stoop » (sans flexion des genoux), permettrait une meilleure mise en tension et restitution de l'assistance. Pour Madinei et al. (2020), les bénéfices supplémentaires apportés avec le BackX pourraient être dus à un niveau d'assistance plus important avec cet exosquelette par rapport à celui du Laevo. Une étude antérieure (Frost, Abdoli, & Stevenson, 2009) avait également montré que le niveau d'assistance pouvait être déterminant sur les bénéfices apportés aux utilisateurs, puisque l'augmentation du niveau de raideur de l'assistance d'un exosquelette entraînait une réduction plus importante de l'activité musculaire des érecteurs spinaux. Il est également possible que, au-delà du niveau d'assistance, les caractéristiques de restitution d'énergie de chaque modèle d'exosquelette puissent différer. Koopman, Kingma, Faber, de Looze, and van Dieen (2019) ont ainsi montré que, pour un exosquelette passif (Laevo), la relation couple/angle n'était pas linéaire et pouvait présenter un profil différent selon la conception de l'exosquelette (figure 5, issue de Koopman et al. (2019)). Dans ce cas, le même exosquelette pouvait être configuré selon deux profils d'assistance. Si cette étude

s'est intéressée à des réglages « prototypes » et a renseigné les courbes d'assistance, aucun des modèles d'exosquelettes passifs commercialisés ne proposent ces dernières. De plus, lorsqu'un exosquelette passif permet un réglage binaire du niveau d'assistance (« fort » ou « faible »), les études ne précisent pas toujours quel a été celui sélectionné ou laisse le choix de sélection selon les préférences des utilisateurs (Alemi, Madinei, Kim, Srinivasan, & Nussbaum, 2020; Madinei et al., 2020). Enfin, il apparaît également compliqué, pour un même exosquelette, de comparer les études entre elles, du fait qu'au-delà des différences de protocoles liés à la tâche ou aux participants, les caractéristiques de l'exosquelette peuvent varier d'une étude à l'autre (évolution de la version, réglage du niveau d'assistance...). Pour exemple, l'exosquelette Laevo a été évalué dans sa version 1 pour Schwartz et al. (2021), dans sa version 2.5 pour Madinei et al. (2020) et Alemi et al. (2020) et enfin dans sa version 2.56 pour Luger, Bar, Seibt, Rieger, and Steinhilber (2021).



**Figure 5**, issue de Koopman et al. (2019) : Couple de force de l'exosquelette Laevo en fonction de son angle de flexion. Le mouvement de flexion est représenté par une ligne continue et celui d'extension en pointillé. Les courbes vertes et rouges représentent 2 modalités différentes de restitution de l'énergie induite par une modification de conception (non décrite dans l'article).

Concernant les exosquelettes actifs, grâce à la puissance de leurs moteurs, ils pourraient théoriquement fournir un niveau de couple constant tout au long du mouvement réalisé. Cependant, à notre connaissance, aucune étude n'a évalué cette hypothèse avancée par les concepteurs d'exosquelettes actifs. De plus, il est également énoncé que le niveau d'assistance fourni par les systèmes actifs est supérieur au couple généré par les systèmes passifs et peut être réglé à la tâche réalisée. Ces exosquelettes robotisés pourraient alors apporter des bénéfices plus larges que ceux des exosquelettes passifs. Toutefois, à notre connaissance, aucune étude n'a comparé un système actif par rapport à un système passif, ni même plusieurs systèmes actifs entre eux, lors d'une même tâche de travail. Seules les données de synthèse de la revue de Kermavnar et al. (2021) permettent d'observer que la réduction de l'activité musculaire des érecteurs spinaux semble plus importante avec les systèmes actifs lors de tâches dynamiques de manutention. Aussi, comme pour les systèmes passifs, une variabilité existe au niveau des réductions moyennes de l'activité musculaire des érecteurs spinaux. Face à ce constat, il apparaît nécessaire de compléter les connaissances actuelles sur l'effet des exosquelettes actifs lors de diverses tâches de travail, qu'elles soient statiques ou dynamiques, afin de comprendre le potentiel impact des moteurs et de leurs réglages sur les bénéfices apportés aux utilisateurs, notamment au niveau de l'activité musculaire des érecteurs spinaux.

- Influence des caractéristiques des utilisateurs

Les conséquences des exosquelettes professionnels sur les érecteurs spinaux ne semblent pas seulement être influencées par le type d'exosquelette utilisé. Bien que ces exosquelettes soient destinés à aider l'ensemble des travailleurs, certaines études ont mis en évidence que le facteur sexe (homme versus femme) pouvait influencer les réponses musculaires associées à l'utilisation de ces systèmes (Alemi et al., 2020; Madinei et al., 2020; So et al., 2020), même si ce constat n'est pas partagé par tous (Graham, Sadler, & Stevenson, 2011; Schwartz et al., 2021). Pour rappel, les hommes et les femmes présentent des différences physiologiques, comme par exemple une force maximale moyenne plus faible chez la femme que chez l'homme (Cote, 2012; Plamondon et al., 2017). Pour une même charge manipulée, l'effort physique des femmes est relativement plus important que celui des hommes. De plus, il a été observé que les stratégies de



mouvement lors d'une tâche de port de charge pouvaient dépendre du sexe, avec par exemple une flexion de la hanche plus importante chez les femmes que chez les hommes (Pan, Firouzabadi, Zander, & Schmidt, 2020). Ainsi, l'usage d'un dispositif d'assistance, lors de tâches de manutention manuelle impliquant un effort physique, pourrait induire des effets variables entre les hommes et les femmes. Alemi et al. (2020) ont rapporté un effet d'interaction entre l'exosquelette et le sexe sur l'activité des muscles érecteurs spinaux : l'utilisation de l'exosquelette BackX a entraîné une diminution significative chez les hommes et les femmes tandis que l'utilisation de l'exosquelette Laevo V2.5 a généré une réduction uniquement chez les femmes. De plus, les diminutions observées étaient plus importantes chez les femmes (-22% pour le BackX et -23% pour le Laevo) que chez les hommes (-15% pour le BackX). Ces mêmes constats ont également été remarqués au cours d'une autre étude avec les mêmes exosquelettes (Madinei et al., 2020). Dans ces deux études, les auteurs avancent l'hypothèse que les différences observées entre les deux sexes pourraient être induites par des différences anthropomorphiques, et notamment une différence au niveau du poids du torse qui peut être plus léger chez les femmes. Par conséquent, les femmes obtiendraient des bénéfices supplémentaires par rapport aux hommes, expliqués par un niveau d'assistance similaire entre les deux sexes (défini par l'exosquelette) mais un poids global à assister (celui de la charge et du torse) plus léger chez les femmes. Ces auteurs ont également émis l'hypothèse que ces différences entre sexes pourraient être induites par une adéquation différente au design de l'exosquelette (en termes d'ajustement, de réglage, d'adaptation à la géométrie de l'exosquelette) (Alemi et al., 2020; Madinei et al., 2020). So et al. (2020) ont également émis ces hypothèses en observant des différences liées au sexe lors de l'utilisation de l'exosquelette BackX. Dans cette étude, lors d'une tâche simulée de réanimation cardiorespiratoire, une diminution de l'activité des érecteurs spinaux a été observée seulement chez les hommes. Donc dans cette tâche, réalisée à genoux, l'avantage lié aux caractéristiques de l'exosquelette aurait été cette fois-ci préférable aux hommes (So et al., 2020). Ces différences dues au sexe ne sont cependant pas corroborées par Schwartz et al. (2021) qui constatent les mêmes évolutions de l'activité des érecteurs spinaux aussi bien chez les hommes que chez les femmes, mais avec d'autres modèles d'exosquelettes (Laevo V1 et Corfor). L'ensemble de ces résultats relatifs au facteur sexe laisse supposer que les conséquences musculaires puissent donc dépendre en partie du modèle d'exosquelette utilisé. Il apparaît essentiel que le design de ces dispositifs d'assistance puisse s'ajuster de manière optimale aux

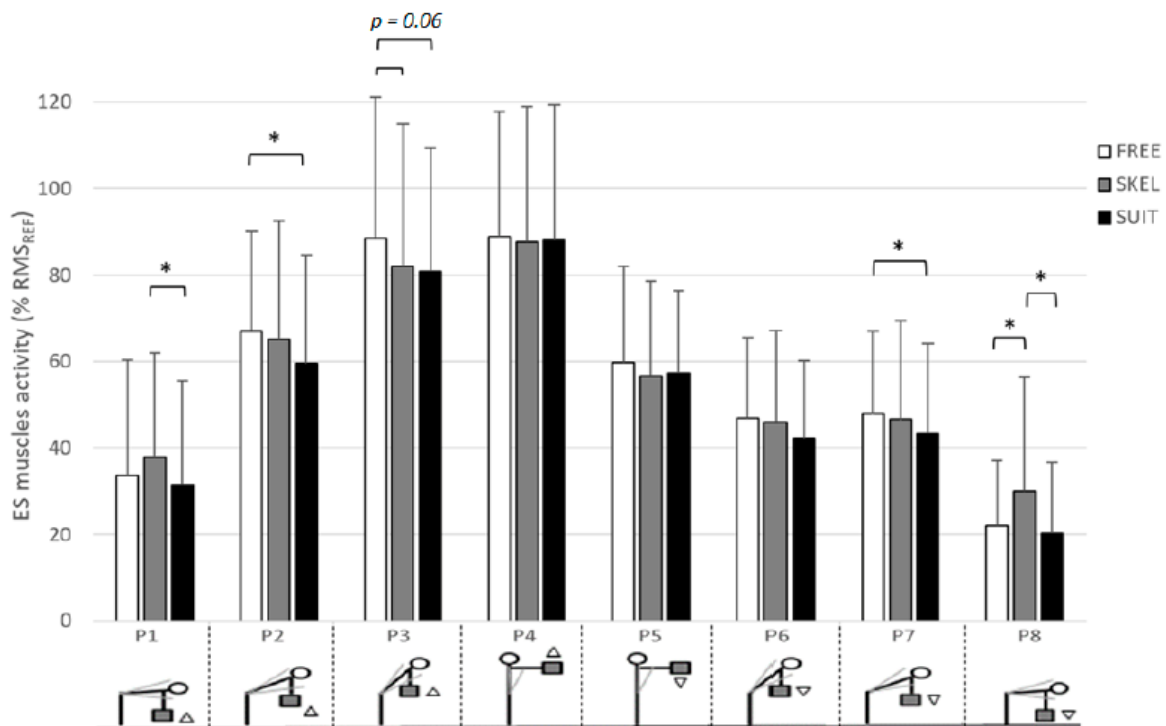
opérateurs afin d'obtenir un maximum de bénéfice. Cependant, peu d'études ont pris en compte la spécificité du sexe dans l'analyse des bénéfices potentiels liés à l'utilisation des exosquelettes. De plus, à notre connaissance, aucune étude n'a évalué le facteur sexe lors de l'utilisation d'exosquelettes actifs. Par conséquent, la généralisation à l'ensemble des individus des conséquences musculaires de l'utilisation d'exosquelettes d'assistance du dos (passif et actif) pourrait être remise en question en raison d'éventuelles spécificités liées aux différences anthropomorphiques entre hommes et femmes et au design des exosquelettes. Ainsi, davantage d'informations semblent nécessaires pour fournir des données valides permettant de mieux comprendre l'influence de l'utilisation d'un exosquelette dans le but de préserver la santé de l'ensemble des travailleurs.

- Influence des caractéristiques de la tâche

Les conséquences des exosquelettes d'assistance du dos sur l'activité des muscles assistés peuvent aussi dépendre de la tâche expérimentale, souvent différente d'une étude à l'autre. Le poids de la charge manutentionnée, le type de mouvement effectué ou l'angle d'inclinaison du tronc sont autant de variables pouvant affecter les bénéfices des exosquelettes. Tout d'abord, un poids de charge manipulée plus important semble réduire les bénéfices apportés par l'utilisation d'exosquelettes passifs (Abdoli, Agnew, & Stevenson, 2006). Dans cette étude, il a en effet été constaté que la baisse de l'activité des érecteurs spinaux était de 14% avec une charge manipulée de 5 kg et de seulement 7% pour une charge de 25 kg. Le niveau d'assistance des exosquelettes passifs étant limité, du fait notamment de la nécessaire mise en tension au préalable (qui requière un effort de l'utilisateur), il apparaît logique que pour un niveau d'assistance donné, les performances de l'exosquelette se dégradent avec l'augmentation de la charge manipulée. A ce jour, aucune étude n'a évalué l'effet de la charge lors de l'utilisation d'exosquelettes robotisés, systèmes permettant normalement d'obtenir de plus hauts niveaux d'assistance et donc potentiellement moins sensibles aux variations de charges, dans la plage de poids habituellement rencontrés en entreprises (jusqu'à 25 kg).

De précédentes études ont également mis en évidence que les différentes phases du mouvement liées à la tâche pouvaient avoir un rôle sur les conséquences observées lors de l'utilisation d'exosquelettes. Pour exemple, Madinei et al. (2020) ont relevé, lors de l'utilisation d'un exosquelette passif (Laevo V2.5), une réduction de

l'activité des érecteurs spinaux d'environ 8% lors de la phase de flexion du tronc, mais une absence d'effet lors de son extension. Schwartz et al. (2021), avec l'exosquelette Laevo V1, n'ont observé aucune différence significative au niveau de l'activité des érecteurs spinaux lorsque l'ensemble de la tâche de manutention était considéré (flexion et extension du tronc sur une grande amplitude : de 5 à 95°). Toutefois, lorsque l'analyse était réalisée selon différentes phases successives d'inclinaison du tronc, l'utilisation de cet exosquelette a montré une diminution de 7% dans la plage de flexion de 25 à 50° et une augmentation de 37% sur la plage de flexion la plus importante (de 75 à 95°). Dans cette même étude, un autre exosquelette passif (Corfor) a également engendré des conséquences musculaires différentes selon l'angle du tronc : une diminution de 11% lors de la phase de flexion sur la plage angulaire de 50 à 75° et une réduction de 9% lors de la phase d'extension sur une plage de 25 à 75° (figure 6, issue de Schwartz et al. (2021)). Il semblerait donc y avoir une corrélation à trouver entre les caractéristiques de l'exosquelette et le mouvement réalisé, voire les phases du mouvement. En effet, comme montré précédemment, le niveau d'assistance des exosquelettes passifs peut être variable au cours d'un mouvement de flexion/extension du tronc (figure 5, issue de Koopman et al. (2019)). Ainsi lors d'un mouvement de grande amplitude, les exosquelettes passifs ne pourraient être bénéfiques que sur certaines parties du mouvement.



**Figure 6**, issue de Schwartz et al. (2021) : Moyennes et écarts-types de l'activité musculaire des érecteurs spinaux (en %RMS<sub>REF</sub>) pour chaque phase angulaire d'inclinaison du tronc (P1 à P8), lors de l'extension (P1 à P4) et de la flexion (P5 à P8). Les conditions d'assistance étaient l'exosquelette Laevo (SKEL, en gris), l'exosquelette Corfor (SUIT, en noir) et sans équipement (FREE, en blanc). \* : différences significatives entre les conditions ( $p < 0,05$ ).

Enfin, il a été mis en avant que la typologie de la tâche (dynamique sagittale, dynamique en rotation, statique sagittale, mouvements plus complexes...) pouvait induire des réponses spécifiques des exosquelettes. En effet, Luger, Bar, Seibt, Rieger, et al. (2021) ont observé, pour un même exosquelette (Laevo V2.56), des diminutions de l'activité des érecteurs spinaux de 19% lors d'une tâche statique de vissage avec une flexion de tronc de 40°, de 12% lors d'une tâche de palettisation avec une technique de manutention libre et une augmentation de 1% lors d'une tâche de manutention interdisant la flexion des genoux. Ces différences pourraient être expliquées à la fois par le caractère statique versus dynamique des tâches, par le fait de pouvoir plier ou non les genoux et également par le fait d'exercer ou non une rotation du tronc dans le mouvement de port de charge. Dans cette étude, en l'état, il apparaît difficile de définir quel(s) facteur(s) contribue(nt), et avec quelle importance, à ces différences. Une étude s'étant intéressée à

des mouvements de manutention avec torsion du tronc pourrait toutefois apporter des premiers éléments de réponse (Alemi et al., 2020). Dans celle-ci, il a été observé que l'utilisation de l'exosquelette Laevo (V2.5) était perçue, en termes de ressenti de l'efficacité de l'assistance, moins avantageuse lors de tâches entraînant des torsions du tronc par rapport à des tâches effectuées dans le plan sagittal. Ainsi, les bénéfices apportés par les systèmes passifs pourraient être limités à des mouvements restreints, à certaines plages angulaires mais également modulés par la charge manipulée relatives aux caractéristiques de conception des exosquelettes (structure, point d'appuis, assistance...). Les exosquelettes actifs, grâce aux réglages de l'assistance motorisée, pourraient alors faire naître l'espoir d'une assistance plus complète, notamment sur de grandes amplitudes de mouvement. Cependant, à notre connaissance, aucun exosquelette actif n'a été évalué dans des situations similaires, prenant en compte une variété de tâches impliquant un travail statique, dynamique et/ou en rotation sur des plages angulaires plus ou moins grandes. De nouvelles données sont alors nécessaires afin de mieux comprendre les effets de ces systèmes d'assistance lors de différentes tâches.

En conclusion, l'utilisation d'exosquelettes d'assistance du dos peut apporter des effets bénéfiques au niveau des érecteurs spinaux. Cependant, selon des études antérieures, ces effets semblent dépendre de plusieurs facteurs, tels que le type d'exosquelette utilisé et notamment ses caractéristiques d'assistance (passif, actif, niveau d'assistance), mais également du sexe de l'opérateur et des caractéristiques de la tâche réalisée.

#### 2.2.1.2. Conséquences sur d'autres muscles

Les érecteurs spinaux ont été principalement investigués par les études portant sur les effets de l'utilisation d'exosquelettes professionnels. Cependant, il est raisonnable de penser que le port de ces systèmes puisse avoir d'autres effets que sur cette seule région musculaire. Ainsi, pour comprendre l'ensemble des conséquences musculaires associées à ces systèmes, plusieurs études ont analysé l'activité d'autres muscles participant à l'extension du tronc (considéré dans ce travail comme les extenseurs de la hanche et du rachis). Il a ainsi été observé, par exemple, avec un système passif (VT-Lowe's exoskeleton) une diminution de 14% de l'activité musculaire des biceps fémoris lors

d'une tâche dynamique (Alemi, Geissinger, Simon, Chang, & Asbeck, 2019). Pour ces mêmes muscles avec un autre exosquelette passif (Laevo), une diminution de 24% a également été constatée lors d'une tâche statique de flexion du tronc (Bosch, van Eck, Knitel, & de Looze, 2016). Dans cette dernière étude, les auteurs ont également relevé une réduction de 50% au niveau des trapèzes inférieurs par rapport à une condition sans équipement. Luger, Bar, Seibt, Rieger, et al. (2021) ont également confirmé l'impact de ces dispositifs passifs sur d'autres muscles que les érecteurs spinaux en rapportant des diminutions pour les biceps fémoris de 36% lors d'une tâche de palettisation, de 8% lors d'une tâche statique et de 19% lors d'une tâche de manutention impliquant une rotation du tronc. Ces observations ont aussi été relevées lors de l'utilisation d'un système actif, avec une diminution de 30 et 10 % pour les biceps fémoris et de 18 et 15% pour les grands fessiers lors d'une tâche de manutention réalisée respectivement avec la technique demi squat et stoop (Ko, Lee, Koo, Lee, & Hyun, 2018). Ainsi, au regard de ces quelques données, il apparaît que, comme pour les érecteurs spinaux, les conséquences observées sur l'ensemble de la chaîne des extenseurs du tronc pourraient dépendre du système utilisé mais également de la tâche réalisée.

Par ailleurs, certains travaux se sont intéressés aux sollicitations des muscles abdominaux, de par leur rôle d'antagonistes lors de l'extension du tronc mais également du fait que les systèmes passifs requièrent au préalable une mise en tension de l'assistance lors de la flexion du tronc. Une modification de leur activation pourrait être responsable de compensations musculaires antagonistes et/ou de déséquilibres musculaires de l'ensemble du corps. Or, la coordination des différents muscles mobilisant le rachis lors de tâches de flexion/extension du tronc est un paramètre important dans un contexte de prévention des lombalgies (Adams, Bogduk, Burton, & Dolan, 2002). Toutefois, les études antérieures ne semblent pas avoir mis en évidence de consensus : certaines ont indiqué une augmentation de la sollicitation des muscles abdominaux (Frost et al., 2009; Koopman et al., 2019) alors que d'autres ont rapporté un niveau identique en comparaison à la condition sans exosquelette (Abdoli et al., 2006; Abdoli & Stevenson, 2008). Ce dernier résultat a également été observé lors de l'utilisation d'un système actif (Ko et al., 2018).

D'un point de vue général, l'utilisation d'exosquelettes professionnels d'assistance du dos semble apporter des effets bénéfiques sur l'ensemble de la chaîne des

extenseurs du tronc. Les effets de ces systèmes semblent également dépendre du type d'exosquelette utilisé et des caractéristiques de la tâche, comme observé précédemment pour les érecteurs spinaux. Il est également possible que des caractéristiques individuelles telles que le sexe, puissent influencer ces effets. Cependant, aucune étude n'a évalué ce paramètre et de nouvelles recherches doivent donc être menées afin d'apporter de plus larges connaissances sur l'influence du facteur sexe dans ces conséquences musculaires. Enfin, l'ensemble de ces modifications musculaires délocalisées, engendrées par l'utilisation d'exosquelettes professionnels, sont à prendre en compte afin de connaître tous les effets que peuvent avoir ces systèmes, notamment sur leurs conséquences cinématiques.

### 2.2.2. Conséquences cinématiques

Les exosquelettes sont conçus pour réduire les efforts musculaires associés à une tâche. Pour cela, ils délivrent une assistance physique en utilisant un certain nombre de points d'appui sur différentes parties corporelles : au niveau des épaules, du thorax, des hanches et des cuisses. Ces exosquelettes possèdent également une structure simplifiée de notre squelette : leur nombre de degré de liberté est limité. Ainsi, ces systèmes pourraient contraindre la mobilité des utilisateurs et modifier la cinématique des mouvements réalisés. Des études antérieures ont ainsi observé des modifications significatives des stratégies cinématiques aux différents étages de la chaîne articulaire lors de l'utilisation d'exosquelettes d'assistances du dos (Theurel & Desbrosses, 2019). Il a ainsi été mis en évidence que, lors de la réalisation de tâches de manutention imposant une flexion du tronc dans le plan sagittal, la baisse d'activité musculaire des érecteurs spinaux était majoritairement due à une diminution des mouvements de flexion/extension (-19%), de rotation (-24%) et de flexion latérale (-30%) du tronc associée à l'utilisation d'un exosquelette passif d'assistance du dos (PLAD) (Abdoli & Stevenson, 2008). Des réductions de flexion/extension de 5 à 14° (Kim, Madinei, Alemi, Srinivasan, & Nussbaum, 2020) ont aussi été observées lors de tâches de manutention réalisées avec d'autres exosquelettes passifs d'assistance du dos (BackX et Laevo). Ces systèmes, au-delà de l'assistance apportée, pourraient donc procurer un bénéfice en renforçant la stabilité de la sangle abdominale (par un effet de gainage). Des réductions similaires de

mouvements de rotation et de flexion du rachis ont été observées avec l'usage d'une ceinture lombaire lors d'exercices de manutention (Lavender, Ko, & Sommerich, 2013). Toutefois, comme pour l'activité musculaire, l'utilisation d'exosquelettes d'assistance du dos peut également présenter des effets au-delà de l'articulation assistée. Ainsi, certaines études ont révélé une modification de la cinématique au niveau des membres inférieurs. Ziaei, Choobineh, Ghaem, and Abdoli-Eramaki (2021) ont constaté une réduction de 5° de flexion au niveau des genoux et de la hanche lors de l'utilisation d'un exosquelette passif (ErgoVest). Simon, Alemi, and Asbeck (2021) ont également observé une diminution de l'angle des genoux (-2°) avec un autre exosquelette passif (VT-Lowe's exoskeleton). Cependant, d'autres études ont rapporté des résultats contraires en relevant des augmentations des angles de flexion au niveau de ces articulations (Bosch et al., 2016; Luger, Bar, Seibt, Rieger, et al., 2021; Luger, Bar, Seibt, Rimmele, et al., 2021). L'ensemble des modifications cinématiques induites par l'usage des exosquelettes pourrait être dû à leur conception et notamment à leurs points d'appui, et de ce fait, être variable selon les dispositifs d'assistance physique. Les utilisateurs devraient alors s'adapter en modifiant leurs stratégies posturales. De plus, si les exosquelettes restreignent la mobilité des opérateurs, de nouvelles questions apparaissent quant à l'influence de ces dispositifs sur les contraintes musculaires et cinématiques de la chaîne posturale lors d'activités de manutention moins standardisées, exigeant des mouvements multi-planaires, tels que des mouvements de flexion/extension avec une torsion du tronc.

Par ailleurs, la cinématique peut être dépendante du sexe des opérateurs lors de tâches de manutention (Pan et al., 2020) : lors de mouvements de flexion/extension du tronc, les femmes auraient une plus grande flexion de hanche que les hommes, ces derniers mobilisant d'avantage la flexion du dos. Il est alors possible que l'utilisation d'exosquelettes puisse impacter différemment, au niveau cinématique, les hommes et les femmes. À ce jour, seule l'étude de Kim et al. (2020) a évalué l'effet du sexe sur la cinématique corporelle lors de l'utilisation d'un exosquelette passif (Laevo). Les auteurs ont observé que les femmes, lors d'une tâche statique avec les mains au niveau des chevilles ou plus bas, présentaient une réduction de 7 à 13° de la flexion lombaire par rapport à une condition contrôle alors que chez les hommes, cette diminution était comprise entre 2 et 7°. Avec l'utilisation d'un autre exosquelette (BackX) lors d'une tâche statique au niveau des genoux, ces mêmes auteurs ont observé chez les femmes une



diminution de 10 et 11°, respectivement pour la flexion de hanche et des genoux, alors que chez les hommes cette réduction était de 3° (Kim et al., 2020). Cependant, ces différences entre les hommes et les femmes étaient non significatives. Ainsi, les auteurs ont conclu que, d'une manière générale, les angles articulaires étaient comparables chez les hommes et les femmes lors de l'usage de l'exosquelette. Au regard de ces données, il apparaît nécessaire de compléter les connaissances sur les conséquences cinématiques du port d'exosquelettes professionnels, notamment en intégrant l'influence du type d'exosquelette, de la tâche réalisée mais également du sexe des utilisateurs.

### 2.2.3. Conséquences au niveau de l'effort physique global

Compte tenu des différents effets des exosquelettes d'assistance du dos présentés précédemment, la question de leur intérêt, en termes de réduction de l'effort global, doit également être posée. En effet, la limitation des contraintes musculaires locales ne doit pas se faire au détriment d'une augmentation de l'effort global perçu ou objectif. Il ne s'agirait pas de réduire les contraintes au niveau des érecteurs spinaux et d'accroître par ailleurs la charge physique globale de travail. La prévention des AT-MP doit être globale. En ce sens, il est nécessaire de considérer l'ensemble des conséquences liées à l'utilisation d'un nouveau système. Ainsi, de nombreuses études se sont focalisées sur ce sujet et s'accordent sur le fait que le port d'exosquelettes d'assistance du dos peut avoir un effet positif en réduisant la perception de l'effort global lors de différentes tâches de manutention, que ce soit avec des systèmes passifs (Baltrusch, van Dieen, van Bennekom, & Houdijk, 2018; Graham, Agnew, & Stevenson, 2009) ou actifs (Huysamen et al., 2018). Même si les études ayant évalué l'effort physique global de façon objective (fréquence cardiaque, consommation d'oxygène...) sont plus rares, Del Ferraro, Falcone, Ranavolo, and Molinaro (2020) ont relevé, dans leur revue de littérature, que les exosquelettes passifs et actifs pouvaient apporter un bénéfice cardiorespiratoire. Ainsi, Baltrusch et al. (2019) ont constaté une diminution de 17% du coût métabolique (évalué à l'aide des échanges gazeux), lors d'une tâche de manutention de 5 minutes effectuée avec un exosquelette passif d'assistance du dos (Laevo), par rapport à sans assistance. Une réduction de 4 à 13% de la dépense énergétique a également été observée lors de tâches symétriques et asymétriques de port de charge debout réalisées avec deux exosquelettes

passifs (Laevo V2.5 et BackX) (Alemi et al., 2020). Erezuma et al. (2021) ont également observé une diminution d'environ 5% du coût métabolique lors d'une autre tâche de levage réalisée avec le même exosquelette (Laevo). Enfin, l'utilisation d'un système actif (prototype MeBot-Exo) a permis d'observer une diminution de 18% de la consommation énergétique lors d'une tâche de manutention d'une charge de 8 kg (Wei, Zha, Xia, Gu, & Lin, 2020). En ce qui concerne les réponses cardiovasculaires, mesurées classiquement à travers la fréquence cardiaque, la littérature semble être plus contrastée. En effet, des travaux ont rapporté que l'utilisation d'exosquelettes (passifs et actifs) pouvait induire une diminution du coût cardiaque (Dewi & Komatsuzaki, 2018; Yin, Yang, Wang, & Qu, 2019) ou n'avoir aucun effet significatif (Erezuma et al., 2021; Luger, Bar, Seibt, Rieger, et al., 2021; von Glinski et al., 2019; Ziaei et al., 2021). Ainsi, lors d'une tâche de manutention répétée d'une charge de 10 kg, Yin et al. (2019) ont rapporté une diminution de la fréquence cardiaque moyenne avec l'utilisation d'un exosquelette actif (dispositif d'assistance électrique portable développé pour l'étude) par rapport à une situation sans assistance. En revanche, von Glinski et al. (2019), utilisant un autre exosquelette actif (HAL® for Care Support Lumbar Type, Cyberdyne), n'ont pas observé de changement dans les réponses cardiovasculaires lors d'une tâche de manutention répétée d'une charge de 17 kg. Il en était de même pour l'étude de Ziaei et al. (2021) lors de l'utilisation d'un exosquelette passif (Ergo-vest) pendant des tâches de ramassage de poubelles. Enfin, il convient de noter que la plupart des études portant sur les conséquences cardiorespiratoires en relation avec l'utilisation d'exosquelettes ont été menées avec des participants masculins (Del Ferraro et al., 2020). À notre connaissance, seules deux études ont évalué l'effet du sexe sur les paramètres cardiorespiratoires lors de l'utilisation d'exosquelettes. Madinei et al. (2020) ont observé une réduction significative du coût métabolique chez les femmes lors de l'utilisation de deux modèles d'exosquelettes passifs (Laevo et BackX), alors que la même observation a été rapportée pour un seul modèle (Laevo) chez les hommes. En revanche, des diminutions similaires du coût métabolique ont été constatées pour les hommes et les femmes dans une autre étude portant sur l'exosquelette Laevo (Erezuma et al., 2021). Par conséquent, la généralisation des conséquences cardiorespiratoires liées à l'utilisation d'exosquelettes d'assistance du dos pour l'ensemble des utilisateurs pourrait être remise en question en raison de possibles spécificités liées au sexe. Ainsi, davantage d'informations semblent nécessaires pour fournir des données valides permettant de mieux comprendre l'influence de l'utilisation

des exosquelettes sur la charge de travail physique globale de tous les travailleurs (hommes/femmes).

En conclusion, il apparaît difficile de généraliser ces résultats et de comprendre clairement l'influence du type d'exosquelette et du sexe sur les paramètres cardiorespiratoires, marqueurs de la charge physique globale de travail. De nouvelles données sont nécessaires pour fournir des connaissances utiles, à la fois aux entreprises souhaitant acquérir un exosquelette mais aussi aux concepteurs pour améliorer leurs systèmes.

### 3. Conclusion et objectifs

L'état de l'art présenté ci-dessus révèle que les exosquelettes professionnels d'assistance du dos peuvent apporter à leurs utilisateurs des effets bénéfiques, en réduisant notamment la sollicitation des muscles extenseurs du tronc. Cependant, l'utilisation de ces systèmes peut également induire d'autres effets biomécaniques et physiologiques, qu'ils soient musculaires, cinématiques ou cardiorespiratoires. Par ailleurs, l'importance de ces effets semble dépendre à la fois des caractéristiques des exosquelettes (passifs versus actifs, niveau d'assistance...) ou de la tâche réalisée (statique, dynamique, rotation...), et apparaît être différent entre les utilisateurs hommes et femmes, même si le manque de données à ce sujet ne permet pas de clairement statuer sur ce point. En outre, les exosquelettes actifs étant récents et peu étudiés, la compréhension de l'usage de ces systèmes reste encore floue, nécessitant une étude scientifique conséquente afin d'apporter des réponses claires quant à leurs bénéfices biomécaniques et physiologiques.

Ainsi, dans le cadre de cette thèse, trois études ont été réalisées dans le but d'apporter des connaissances biomécaniques et physiologiques relatives à l'usage d'exosquelettes professionnels d'assistance du dos, et particulièrement ceux robotisés, dans différentes tâches de manutention et en fonction du sexe des utilisateurs. Pour cela, une première étude a eu pour objectif d'évaluer les effets du port de différents exosquelettes d'assistance du dos sur les paramètres cinématiques et musculaires de la chaîne des extenseurs du tronc. L'originalité de cette étude réside dans la comparaison de différents exosquelettes, dont deux systèmes robotisés, chez des hommes et des femmes, lors de différentes tâches de manutention, en prenant en compte les paramètres musculaires et cinématiques de la chaîne postérieure du corps. Dans la continuité de ce premier travail, la seconde étude a eu pour objectif d'évaluer différents réglages du niveau d'assistance lors d'une tâche de manutention de charges sur les adaptations musculaires et cinématiques, permettant pour la première fois une analyse fine des conséquences du niveau d'assistance d'un exosquelette robotisé en fonction de la charge et de l'angulation du tronc. Enfin, la troisième étude avait pour but d'évaluer l'impact des exosquelettes sur la charge physique globale de travail, par la mesure des adaptations métaboliques et

cardiovasculaires aigües, lors d'une tâche de manutention manuelle répétitive, en considérant également l'effet du sexe de l'utilisateur.

L'enjeu de ces études est de compléter les connaissances vis-à-vis des intérêts et limites des exosquelettes professionnels d'assistance du dos lors de différentes tâches de manutention et ainsi mieux comprendre les facteurs pouvant influencer les réponses musculaires, cinématiques et cardiorespiratoires. Ces nouvelles données permettront de construire des messages de prévention à destination des entreprises souhaitant se diriger vers l'intégration de ces technologies d'assistance.

## Chapitre 2 : Études

---

### 4. Étude 1

#### **Conséquences musculaires et cinématiques de divers exosquelettes d'assistance du dos lors de différentes tâches de manutention manuelle.**

Manuscrit en cours de rédaction en vue d'une soumission dans le journal Applied Ergonomics.

**Schwartz, M.**, Desbrosses, K., Theurel, J., & Mornieux, G. (2022).

La communication suivante, relative à cette étude, a été soumise, acceptée et présentée à la conférence suivante :

- Mornieux, G., **Schwartz, M.**, Theurel, J., Desbrosses, K. (2022). Biomechanical effects of using passive and robotic back-support exoskeletons during a lifting task. *27th Annual ECSS Congress Seville/Spain*. (Poster).

Une copie du résumé est présentée en annexe (paragraphe 1.2).

#### 4.1. Problématique, objectifs et hypothèses

Comme présenté en introduction dans le chapitre 1, paragraphe 2.2, les exosquelettes professionnels d'assistance du dos peuvent induire des conséquences musculaires et cinématiques lors de diverses tâches de manutention (de Looze et al., 2016; Kermavnar et al., 2021; Theurel & Desbrosses, 2019). Ces conséquences semblent toutefois dépendre des caractéristiques des exosquelettes utilisés (Kermavnar et al., 2021; Madinei et al., 2020; Schwartz et al., 2021). Kermavnar et al. (2021) ont ainsi mis en avant, dans leur revue de la littérature, que l'utilisation d'exosquelettes actifs pouvait diminuer l'activité moyenne des érecteurs spinaux de 25% (variant de 6 à 48%) alors que pour les exosquelettes passifs, cette diminution était de 18% (variant de 6 à 35%). Si la technologie utilisée (active versus passive) semble avoir une influence sur l'activité musculaire, il a également été mis en avant que l'amplitude des bénéfices pouvaient varier en fonction de la tâche réalisée (Kermavnar et al., 2021; Luger, Bar, Seibt, Rieger, et al., 2021; Madinei et al., 2020). À notre connaissance, aucune étude n'a comparé de systèmes actifs et passifs selon les mêmes caractéristiques de tâche. Il demeure alors compliqué de dissocier l'influence des facteurs liés aux caractéristiques de l'exosquelette de ceux relatifs aux caractéristiques de la tâche. Ainsi, dans la présente étude, il a été fait le choix de comparer plusieurs modèles d'exosquelettes d'assistance du dos, un passif et deux actifs, pour des caractéristiques de tâches de travail identiques.

En parallèle, les exosquelettes robotisés ont été analysés seulement lors de tâches quasi exclusivement dynamiques, impliquant des mouvements dans le plan sagittal (Kermavnar et al., 2021). Or, à l'instar des systèmes passifs (Alemi et al., 2020; Luger, Bar, Seibt, Rieger, et al., 2021; Schwartz et al., 2021), les conséquences musculaires pourraient être différentes en fonction du plan d'inclinaison du tronc ou du caractère statique versus dynamique de la tâche. Or, les salariés peuvent être confrontés à de multiples tâches, plus ou moins complexes, au cours de leur journée de travail. Par exemple, un salarié d'un garage automobile peut être soumis à des postures contraignantes de maintien d'une flexion statique du tronc lors d'une réparation d'un moteur, mais également réaliser des ports de charges plus ou moins lourdes (pneus, matériel...), associés ou non à des rotations du tronc. Ainsi, dans la présente étude, plusieurs tâches simulées de travail ont été réalisées : une tâche statique de maintien de

flexion du tronc, une tâche dynamique dans le plan sagittal et une tâche dynamique avec rotation du tronc sur l'axe longitudinal.

Enfin, comme il a été mentionné en introduction générale, les exosquelettes sont dédiés à tous les opérateurs, quel que soit leur sexe. Or, la littérature n'a pas relevé de consensus sur l'influence du sexe sur les conséquences musculaires et cinématiques lors de l'utilisation d'exosquelettes (Alemi et al., 2020; Graham et al., 2011; Kim et al., 2020; Madinei et al., 2020; Schwartz et al., 2021; So et al., 2020). De plus, de nombreuses études ont seulement évalué les exosquelettes chez une population masculine, ce qui ne permet pas la généralisation des résultats vers une population féminine étant donné les différences physiologiques qu'il peut y avoir entre les deux sexes (Cote, 2012; Pan et al., 2020; Plamondon et al., 2017).

En conclusion, l'objectif principal de cette étude était d'évaluer les conséquences musculaires et cinématiques de l'usage de différents modèles d'exosquelettes professionnels d'assistance du dos, à la fois passif et actif, lors de diverses tâches de manutention. Nous avons émis l'hypothèse que les exosquelettes actifs seraient plus efficaces que les exosquelettes passifs dans la réduction des sollicitations musculaires, et que ces dernières seraient dépendantes de la tâche réalisée. Un second objectif était de déterminer l'effet possible du sexe sur ces bénéfices liés à l'utilisation des exosquelettes.

## 4.2. Matériel et méthode

### 4.2.1. Participants

Quinze hommes ( $25 \pm 5$  ans,  $180 \pm 4$  cm,  $74,9 \pm 7,7$  kg) et quatorze femmes ( $24 \pm 6$  ans,  $166 \pm 6$  cm,  $63,6 \pm 13,3$  kg), sans pathologie musculo-squelettique et cardiorespiratoire, ont participé à cette étude. Tous les participants ont réalisé un protocole d'entraînement avant les expérimentations, qui s'est déroulé en cinq sessions de deux heures et consistait à se familiariser aux différents exosquelettes utilisés ainsi qu'aux tâches expérimentales à réaliser. Les participants ont donné leur consentement écrit après avoir obtenu des informations détaillées sur les objectifs, le protocole et les risques



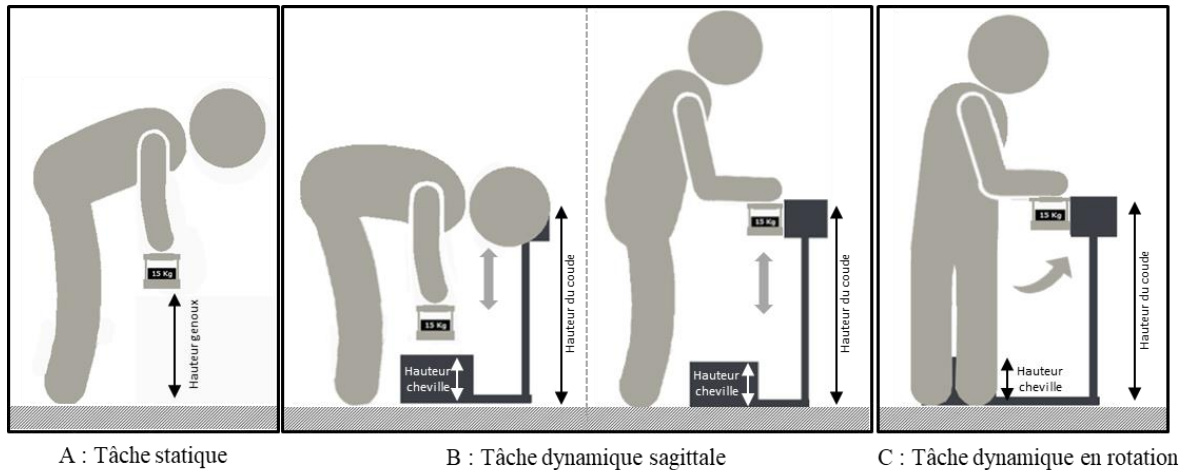
éventuels de cette étude, ayant reçu au préalable un avis favorable du Comité de Protection des Personnes (n° IDRCB 2019-A02901-56).

#### 4.2.2. Tâches expérimentales

Les participants ont effectué trois tâches standardisées de port de charges, basées sur des situations de travail simulées et décrites ci-dessous : une tâche statique, une tâche dynamique sagittale et une tâche dynamique en rotation. Pour les trois tâches, la position des pieds était fixe, parallèle et écartée de la largeur des hanches. Cette position était marquée en début d'expérimentation avec du ruban adhésif et restait identique aux cours de celle-ci. L'ordre des conditions expérimentales (tâche x exosquelette) était randomisé et une période de repos minimale de 5 minutes était observée entre chacune d'elles, permettant également de régler les exosquelettes et d'équiper les participants.

##### 4.2.2.1. Tâche statique

Cette tâche consistait au maintien d'une caisse de 15 kg à hauteur des genoux, imposant une flexion sagittale du tronc (figure 7.A). Il était demandé aux participants de maintenir la charge bras tendus verticalement et de ne pas bloquer l'articulation des genoux en extension totale. Le maintien de la position était contrôlé visuellement par les expérimentateurs et des ajustements pouvaient être demandés. Pour chaque condition, la charge était maintenue pendant deux périodes de 10 s, entrecoupées d'une période de récupération d'une durée minimale de 30 s.



**Figure 7 :** Représentation des tâches expérimentales. (A) tâche statique : la charge est maintenue à hauteur des genoux. (B) tâche dynamique sagittale : avec la position basse, charge au niveau d'une plateforme située à hauteur des chevilles et la position haute, charge au niveau d'une plateforme située à hauteur des coudes. (C) tâche dynamique en rotation : la position basse est identique à la tâche B et la position haute également, mais avec une rotation du tronc de 90° sur l'axe longitudinal.

#### 4.2.2.2. Tâche dynamique sagittale

Cette tâche de manutention consistait à déplacer une caisse de 15 kg depuis une plateforme positionnée à hauteur de chevilles jusqu'à une plateforme située à hauteur de coudes, et inversement (figure 7.B). Les deux plateformes étaient disposées face au participant, de manière à focaliser le mouvement d'extension et de flexion du tronc dans le plan sagittal. Dans ce même plan, la plateforme haute était en retrait de la plateforme basse, de manière à exiger une légère extension du coude dans le plan sagittal après la fin de mouvement d'extension du tronc. La hauteur des plateformes était ajustée aux caractéristiques anthropométriques des participants. Il était demandé aux participants d'utiliser la technique de manutention « stoop », c'est-à-dire que la flexion/extension du tronc était réalisée avec l'articulation des genoux en quasi-extension, mais sans bloquer celle-ci. La posture de travail était contrôlée par les expérimentateurs et corrigée si nécessaire. Les participants réalisaient deux fois cinq cycles successifs par condition (un cycle complet correspondait à la montée et la descente de la caisse). La cadence des cycles était imposée à 15 cycles par minute par un signal sonore. Le temps de manutention pour chaque série de cinq cycles était de 30 s. Une période minimale de repos de 1 minute était

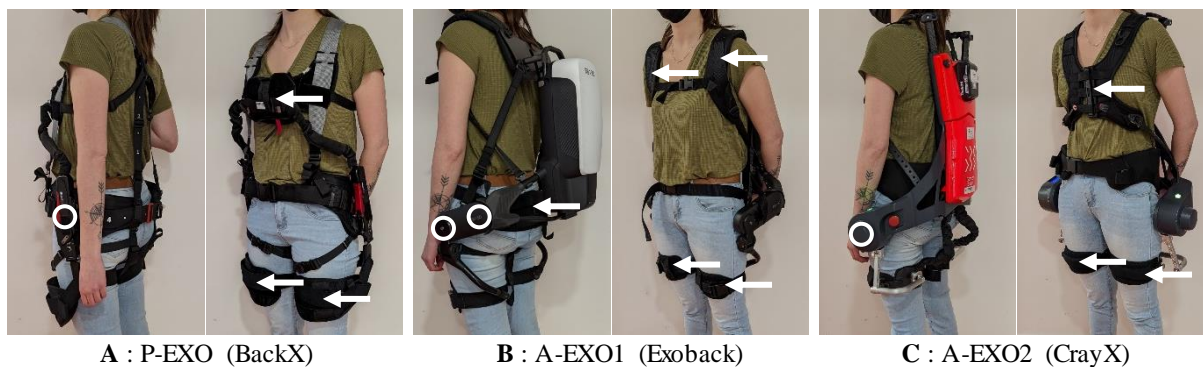
observée entre chaque série. Les deux plateformes, basse et haute, étaient équipées d'un détecteur de présence (de la charge) permettant de connaître le début et la fin de chaque phase du mouvement (flexion et extension du tronc).

#### 4.2.2.3. Tâche dynamique en rotation

Cette tâche de manutention était similaire à la précédente mais avec une plateforme haute placée sur le côté droit des participants, alors que la plateforme basse restait disposée face à eux (figure 7.C). De ce fait, une rotation de 90° du tronc sur l'axe longitudinal était imposée lors de la montée tout comme lors de la descente de la caisse. Comme pour la tâche dynamique sagittale, la hauteur des 2 plateformes était ajustable aux caractéristiques anthropométriques de chaque participant. Il était demandé aux participants d'utiliser la technique de manutention « stoop », c'est-à-dire que la flexion/extension du tronc était réalisée avec l'articulation des genoux en quasi-extension, mais sans bloquer celle-ci. La posture a été contrôlée par les expérimentateurs. Un repère a également été installé entre les deux plateformes afin de guider les participants vers une trajectoire standard de montée et descente de caisse (permettant d'avoir une rotation graduelle du tronc au cours de sa flexion/extension). Les participants ont réalisé deux fois cinq cycles successifs par condition. La cadence des cycles était de 15 cycles par minute, avec un temps de manutention pour chaque série de cinq cycles de 30 s et une récupération minimale de 1 minute. Les deux plateformes, basse et haute, étaient équipées d'un détecteur de présence (de la charge) permettant de connaître le début et la fin de chaque phase du mouvement (flexion et extension du tronc).

#### 4.2.3. Exosquelettes

Un exosquelette passif d'assistance du dos (P-EXO) et deux exosquelettes actifs d'assistance du dos (A-EXO1 et A-EXO2) ont été étudiés (figure 8) et comparés à une condition sans équipement (CON).



**Figure 8** : Les trois modèles d'exosquelettes étudiés. (A) exosquelette passif (P-EXO), (B) exosquelette actif (A-EXO1) et (C) exosquelette actif (A-EXO2). Les articulations des exosquelettes et les points de transfert de l'assistance sont représentés respectivement par des cercles blancs et des flèches blanches.

- P-EXO** : Cet exosquelette passif était le modèle BackX (modèle S, 2019) de SuitX (USA) (figure 8.A). Son poids était de 4,5 kg. Il fournissait un couple d'assistance à l'extension du tronc grâce à des vérins et une structure rigide comprenant une articulation au niveau de la hanche et des points de transferts de l'assistance au niveau des cuisses et de la poitrine. Il permettait différents ajustements morphologiques, différents modes de fonctionnement (mode d'engagement du couple instantané et angulaire) et deux niveaux d'assistance (faible et élevé). Pour les trois tâches de cette étude, l'exosquelette a été ajusté à chaque participant et réglé sur le mode " instantané " avec le niveau d'assistance " élevé ", correspondant approximativement à un couple maximal de 41 Nm (à 90° de flexion). Ce niveau d'assistance a été choisi en fonction de la charge à manipuler.

- A-EXO1** : Cet exosquelette actif était le modèle Exoback (V1, 2020) de RB3D (France) (figure 8.B). Ce système pesait 8,4 kg. Il était composé d'un boîtier dorsal intégrant la batterie, les cartes électroniques et le moteur. Le boîtier dorsal était décalé du dos de l'utilisateur (sans contact). Cet exosquelette comprenait deux articulations (au niveau de la hanche et du bas du dos) et des points de transfert de l'assistance au niveau des cuisses, des fesses et des épaules. Ce système permettait des ajustements morphologiques et de nombreux réglages techniques : niveau de soutien du tronc lors de sa flexion, niveau d'assistance lors de l'extension du tronc, réactivité et

souplesse du système, niveau d'assistance en fin de mouvement et seuil de maintien de l'assistance. Dans cette étude, lors de la tâche statique, l'assistance de l'exosquelette était adaptée individuellement à chaque participant afin que l'exosquelette prenne en charge le soutien du poids du tronc et de la charge manipulée (ce réglage était effectué selon le ressenti des participants à se sentir entièrement soutenu). Ainsi, la majorité des participants pouvaient rester, sans effort, en appui sur l'exosquelette. Pour certains participants (7 hommes et 3 femmes), le niveau d'assistance maximal (72 Nm) n'était toutefois pas suffisant pour la sensation d'un soutien total. Lors des tâches dynamiques, le niveau d'assistance a été fixé à 100%, correspondant à 72 Nm. Nous avons choisi ce niveau compte tenu de la recommandation du constructeur en ce qui concernait la charge à manipuler (15 kg). La réactivité ainsi que la souplesse ont été fixées à 50%. Le niveau de soutien, l'assistance en fin de course et le seuil de maintien ont été fixés à 20% (paramètres par défaut). L'exosquelette a été ajusté à la morphologie de chaque participant.

- **A-EXO2** : Cet exosquelette actif était le CrayX (2019) de German Bionic (Allemagne) (figure 8.C). Il pesait 11 kg et se composait d'un boîtier dorsal (intégrant le matériel électronique et la batterie) et de deux moteurs électriques placés de part et d'autre des hanches. Le boîtier dorsal était en contact du dos de l'utilisateur. L'exosquelette comprenait une articulation (l'axe du moteur) et des points de transfert de l'assistance au niveau des cuisses et de la poitrine. Cet exosquelette présentait différents réglages morphologiques et techniques : modes dynamique et statique, niveau d'assistance fourni lors de l'extension du tronc, sensibilité et réaction du système, ainsi que force de soutien appelée « counterforce » (correspondant au niveau de soutien du tronc lors de sa flexion). Pour cette étude, lors de la tâche statique, le mode statique a été réglé individuellement afin que le poids du tronc des participants et celui de la charge manipulée soient soutenus par l'assistance (sur les mêmes critères que précédemment). Pour certains participants (11 hommes et 4 femmes), le niveau d'assistance maximal (120 Nm) n'a pas été suffisant pour ressentir un soutien total. Lors des tâches dynamiques, le mode dynamique a été sélectionné avec une assistance fixée à 60%, ce qui correspondait à 72 Nm et était comparable à A-EXO1. La sensibilité, la réaction et la force de soutien

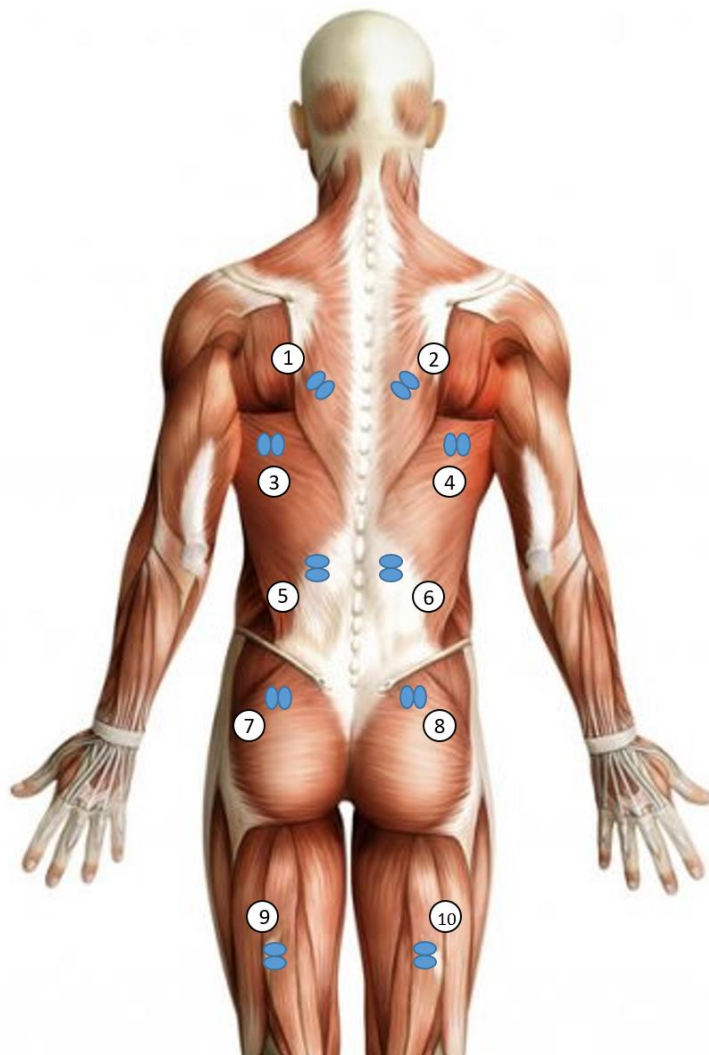
ont été réglées à 5 (paramètres par défaut sur une échelle de 0 à 10). L'exosquelette a été ajusté à la morphologie de chaque participant.

#### 4.2.4. Mesures

##### 4.2.4.1. Électromyographie

Un système d'électromyographie de surface (EMG) (Cometa, Wave Plus™) a été utilisé pour enregistrer en continu l'activité de 10 muscles de la chaîne des extenseurs de la hanche et du rachis, censés être assistés par les exosquelettes d'assistance du dos. Il s'agissait des muscles biceps fémoral (Biceps Femoris, BF), grand fessier (Gluteus Maximus, GM), lombaire (Erector Spinae Longissimus, ES), grand dorsal (Latissimus Dorsi, LD) et trapèze (lower Trapezius, TZ). Ces muscles ont été enregistrés en continu et de manière bilatérale (figure 9, n°1 à 10). Des électrodes bipolaires (BlueSensor N-00-S, Ambu) ont été posées sur la peau préalablement préparée (nettoyée et rasée) et orientées selon l'axe des fibres musculaires, en accord avec les recommandations de SENIAM (Hermens & Freriks, 1997). La distance inter-électrode était de 2 cm et l'impédance était contrôlée inférieure à 5 k $\Omega$ . Les signaux, échantillonnés à 2000 Hz, ont été amplifiés (x 1000) et filtrés par passe-bande de 10 à 500 Hz. Un filtre Butterworth de 4<sup>ème</sup> ordre passe-haut de 30Hz a été appliqué pour supprimer le signal du rythme cardiaque présent sur certaines voies EMG (Drake & Callaghan, 2006). La valeur RMS (Root Mean Square, moyenne quadratique) a été calculée pour chacun des signaux EMG lors de chaque montée (phase d'extension du tronc) pour les tâches dynamiques (dynamique sagittale et dynamique en rotation) et sur 8 secondes pour la tâche statique. Afin d'éviter toute perturbation du mouvement liée au début ou à la fin de la tâche, les montées 1 et 5 lors des tâches dynamiques ainsi que la première et dernière seconde lors de la tâche statique ont été retirées de l'analyse des données. Préalablement à la réalisation de l'ensemble des tâches de travail, deux contractions maximales volontaires isométriques, d'une durée de 5s chacune, ont été effectuées successivement pour chaque muscle, excepté pour les muscles lombaires, afin de recueillir leur activité maximale de référence (RMS<sub>REF</sub>, sur des fenêtres glissantes de 500ms). Pour la RMS<sub>REF</sub> des muscles lombaires, il a été fait le choix de réaliser deux contractions isométriques sous maximales, d'une part pour préserver la région lombaire d'efforts maximaux et d'autre part pour avoir

des éléments de comparaison avec une précédente étude ayant évalué des exosquelettes passifs (Schwartz et al., 2021). Une période de repos de 1 min a été respectée entre les deux contractions. La valeur la plus élevée a été retenue pour normaliser les signaux électromyographiques enregistrés durant chacune des tâches de travail : l'activité électrique de chaque muscle a ensuite été exprimée en pourcentage de  $RMS_{REF}$ . Pour les tâches dans le plan sagittal (tâche statique et dynamique sagittale), l'activité des muscles droit et gauche a été moyennée.

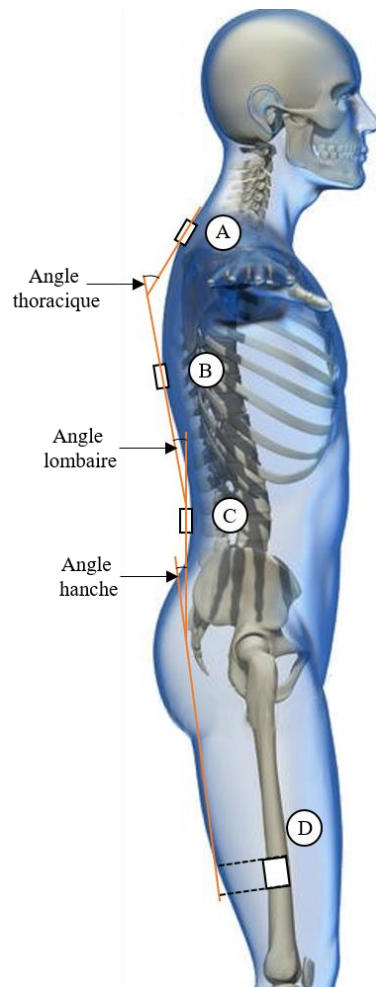


**Figure 9** : Positionnement des électrodes EMG. Les électrodes EMG sont représentées en bleu et les numéros de 1 à 10 correspondent aux différents muscles analysés (1 et 2 : trapèzes (TZ) ; 3 et 4 : grands dorsaux (LD) ; 5 et 6 : lombaires (ES) ; 7 et 8 : grands fessiers (GM) ; 9 et 10 : biceps fémoraux (BF)).

#### 4.2.4.2. Cinématique

Trois centrales inertielle (IMU) (SEN-09268), chacune composées d'un gyroscope 2 axes (IDG500) et d'un accéléromètre 3 axes (ADXL335) ont été fixées sur la peau au moyen de rubans adhésifs (Hypafix), au niveau des vertèbres cervicale C7, thoracique T8 et lombaire L5. Un accéléromètre triaxial (ADXL335) a été positionné latéralement sur la cuisse, sur l'axe passant par le grand trochanter et l'épicondyle latéral fémoral (figure 10. A, B, C et D). Les signaux étaient échantillonnés à 250 Hz et synchronisés avec les données électromyographiques. Une correction d'offset et un filtre Butterworth de 2<sup>ème</sup> ordre passe-bas de 3Hz ont été appliqués sur l'ensemble des données cinématiques (Chen, Schall, & Fethke, 2018). L'inclinaison de chaque capteur (C7, T8, L5 et cuisse) par rapport à la verticale gravitaire a été calculée. Pour la cuisse (segment quasi statique lors des 3 tâches), l'inclinaison a été calculée à partir des valeurs accélérométriques alors que pour C7, T8 et L5 (segments plus mobiles), l'inclinaison a été calculée à partir d'un algorithme de fusion considérant un coefficient de 0,99 pour les données gyroscopiques et un coefficient de 0,01 pour les données accélérométriques (Chen et al., 2018). Il a ensuite été réalisé un calcul d'angle articulaire moyen correspondant à la différence d'inclinaison entre deux capteurs pour chaque articulation avec l'angle C7/T8 correspondant à la flexion thoracique, T8/L5 pour la flexion lombaire et L5/cuisse pour l'angle de la hanche. Comme pour l'EMG, les données ont été analysées lors de chaque montée (phase d'extension du tronc) pour les tâches dynamiques (dynamique sagittale et dynamique en rotation) et sur 8 secondes pour la tâche statique. Afin d'éviter toute perturbation du mouvement liée au début ou à la fin de la tâche, les montées 1 et 5 lors des tâches dynamiques ainsi que la première et dernière seconde lors de la tâche statique ont été retirées de l'analyse.





**Figure 10** : Positionnement des capteurs cinématiques. Les capteurs cinématiques sont représentés en noir (A : IMU au niveau de la vertèbre cervicale C7 ; B : IMU au niveau de la vertèbre thoracique T8 ; C : IMU au niveau de la vertèbre lombaire L5 ; D : accéléromètre au niveau de la cuisse).

#### 4.2.5. Analyse statistique

Les valeurs d'EMG et de cinématique sont présentées à l'aide de moyennes et d'écart-types. Un modèle linéaire mixte généralisé a été utilisé pour analyser les effets principaux de l'exosquelette (CON, P-EXO, A-EXO1 et A-EXO2) et du sexe (homme et femme), ainsi que leurs effets d'interaction, lors de chaque tâche (statique, dynamique sagittale, dynamique en rotation) sur les données électromyographiques (BF, GM, ES, LD et TZ) et cinématiques (C7/T8, T8/L5, L5/cuisse). Ces variables indépendantes ont été définies comme effets fixes et les participants comme effets aléatoires. Toute interaction non significative a été retirée du modèle. La normalité résiduelle a été vérifiée.

Les résultats significatifs ont ensuite été analysés à l'aide de tests de comparaison par post-hoc de Bonferroni. Le niveau de significativité était de 5% ( $p < 0,05$ ). L'effet de taille a également été évalué au moyen des valeurs  $d$  de Cohen pour les comparaisons par post-hoc. L'effet de taille a été considéré comme petit ( $0,20 \leq d \leq 0,49$ ), moyen ( $0,50 \leq d \leq 0,79$ ) ou grand ( $d \geq 0,80$ ) selon Cohen (Cohen, 1992). En présence de significativité ( $p > 0,05$ ), seuls les résultats avec un  $d$  de Cohen supérieur ou égal à 0,20 ont été présentés. Toutes les analyses ont été réalisées avec le logiciel STATA (Stata 16, StataCorp, USA).

### 4.3. Résultats

#### 4.3.1. Électromyographie

Les résultats EMG sont présentés en 2 parties. L'une est spécifique aux muscles lombaires, principalement investigués par les études antérieures sur les exosquelettes d'assistance du dos, et l'autre concerne l'ensemble des autres muscles participant à l'extension de la hanche et du rachis.

##### 4.3.1.1. Muscles lombaires

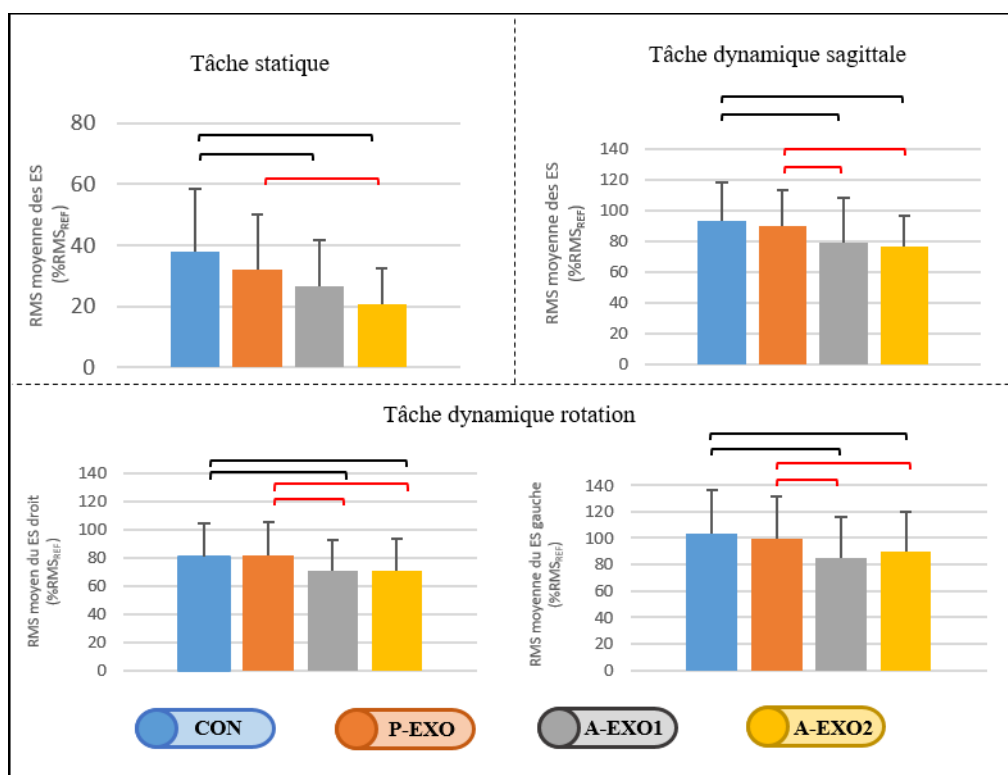
- Effets de l'exosquelette

L'effet principal du facteur exosquelette s'est révélé significatif ( $p < 0,05$ ) sur l'activité musculaire des lombaires lors de toutes les tâches expérimentales (statique, dynamique sagittale et en rotation) (figure 11). En moyenne, pour l'ensemble de ces tâches, les exosquelettes robotisés (A-EXO1 et A-EXO2) ont induit une diminution relative de 12 à 45% ( $p < 0,01$ ) de l'activité des muscles lombaires par rapport à la situation contrôle, sans assistance.

Il a également été observé, lors de la tâche statique, une diminution moyenne de 35% ( $p = 0,005$ ) de l'activité des lombaires pour l'exosquelette A-EXO2 par rapport à P-EXO (figure 11). Lors des tâches dynamiques (sagittale et en rotation), des diminutions de 10 à 15% ( $p < 0,001$ ) ont été évaluées pour les deux systèmes robotisés par rapport au système passif.

- Effets du sexe et interaction

Concernant l'effet du facteur sexe, seule l'activité du lombaire droit durant la tâche en rotation était significativement plus élevée chez les femmes ( $84,9 \pm 22,6\%RMS_{REF}$ ) que chez les hommes ( $67,8 \pm 21,1\%RMS_{REF}$ ) ( $p=0,02$ ). Enfin, il n'a pas été observé d'effet d'interaction entre les exosquelettes et le sexe sur l'activité des muscles lombaires lors des différentes tâches expérimentales.



**Figure 11** : Activités EMG moyennes  $\pm$  écarts-types des muscles lombaires lors des tâches statique, dynamique sagittale et dynamique en rotation. Les valeurs sont des RMS normalisées par rapport à la  $RMS_{REF}$  ( $\%RMS_{REF}$ ). La condition sans équipement est représentée en bleu, l'exosquelette passif (P-EXO) en orange, l'exosquelette actif (A-EXO1) en gris et l'exosquelette actif (A-EXO2) en jaune. Une différence significative par rapport à la condition contrôle ( $p < 0,05$  et  $d \geq 0,2$ ) est représentée par une parenthèse noire. Une parenthèse rouge représente une différence par rapport à l'exosquelette passif (P-EXO).

#### 4.3.1.2. Autres muscles participant à l'extension du tronc

- Effets de l'exosquelette

L'effet exosquelette a aussi été observé pour les autres muscles étudiés (BF, GM, LD, TZ) dans les différentes tâches réalisées ( $p < 0,05$ ). Les valeurs d'activités EMG ainsi que les résultats des tests post-hoc sont présentés dans le tableau 1.

Tâche	Statique						
	CON	P-EXO		A-EXO1		A-EXO2	
TZ	53,5 ± 39,9	49,0 ± 35,9		23,3 ± 30,4	**	24,0 ± 22,0	**
LD	13,0 ± 8,7	9,4 ± 7,8	*	4,9 ± 4,3	**	5,0 ± 4,2	**
GM	14,7 ± 8,0	12,7 ± 7,5	*	8,2 ± 5,7	**	8,9 ± 5,4	**
BF	26,4 ± 15,2	22,7 ± 13,1	*	16,4 ± 10,5	**	17,0 ± 10,8	**
Tâche	Dynamique sagittale						
	CON	P-EXO		A-EXO1		A-EXO2	
TZ	107,4 ± 70,5	114,5 ± 81,7		80,1 ± 57,9	**	82,2 ± 58,5	**
LD	19,4 ± 12,4	15,4 ± 10,0	*	12,3 ± 8,6	**	11,5 ± 7,8	**
GM	31,2 ± 14,1	29,7 ± 13,4		22,0 ± 9,6	**	24,2 ± 11,7	**
BF	37,7 ± 19,7	35,1 ± 18,9		30,0 ± 15,1	**	30,3 ± 14,1	**
Tâche	Dynamique en rotation						
	CON	P-EXO		A-EXO1		A-EXO2	
TZ Droit	99,4 ± 37,1	99,9 ± 37,4		69,2 ± 29,4	**	70,0 ± 25,4	**
LD Droit	24,0 ± 15,0	21,5 ± 14,2		15,5 ± 9,2	**	16,7 ± 12,0	**
GM Droit	26,2 ± 15,2	24,7 ± 13,7		20,1 ± 12,4	**	20,2 ± 11,0	**
BF Droit	35,3 ± 20,2	32,0 ± 18,7		26,0 ± 14,0	**	25,9 ± 12,7	**
TZ Gauche	97,4 ± 91,2	94,0 ± 87,7		68,6 ± 73,4	**	70,4 ± 72,8	**
LD Gauche	17,9 ± 15,4	15,9 ± 14,0		12,7 ± 10,3	**	12,5 ± 10,1	**
GM Gauche	36,2 ± 15,9	31,9 ± 15,4	*	23,9 ± 12,5	**	27,8 ± 13,3	**
BF Gauche	37,1 ± 18,8	36,1 ± 17,6		34,4 ± 16,8		37,2 ± 18,8	

**Tableau 1** : Activités EMG moyennes ± écarts-types des différents muscles trapèze (TZ), grand dorsal (LD), grand fessier (GM) et biceps fémoral (BF) lors des tâches statique, dynamique sagittale et dynamique en rotation. Les valeurs sont des RMS normalisées par rapport à la  $RMS_{REF}$  (% $RMS_{REF}$ ). CON : condition sans équipement, P-EXO : exosquelette passif (BackX), A-EXO1 : exosquelette actif (Exoback), A-EXO2 : exosquelette actif (CrayX). \* : différence significative ( $p < 0,05$  et  $d \geq 0,2$ ) par rapport à la condition sans équipement en noir, par rapport à P-EXO en rouge et par rapport à A-EXO1 en vert.

Lors de la tâche statique, il a été observé une activité musculaire moyenne plus faible de 27, 13 et 14% ( $p < 0,01$ ) (diminutions relatives) respectivement pour les muscles LD, GM et BF pour P-EXO que sans équipement (tableau 1). Pour les 2 systèmes robotisés (A-EXO1 et A-EXO2), l'activité moyenne de tous les muscles était significativement réduite par rapport à condition contrôle (de -37 à -62%,  $p < 0,001$ ) et P-EXO (de -24 à -52%,  $p < 0,001$ ).

Lors de la tâche dynamique sagittale, il a été observé une réduction de l'activité des muscles LD pour P-EXO par rapport à CON (-20%,  $p < 0,001$ ). Les deux exosquelettes robotisés ont également induit des sollicitations moins importantes de tous les muscles par rapport à la condition contrôle (de -19 à -40%,  $p < 0,001$ ). L'activité musculaire de l'ensemble des muscles était également plus faible avec A-EXO1 et EXO2 que lors de l'utilisation de P-EXO (de -13 à -30%,  $p < 0,001$ ).

Concernant la tâche dynamique en rotation, il a été observé une réduction de la sollicitation musculaire du GM gauche avec P-EXO1 par rapport à CON (-12%,  $p < 0,001$ ). Les 2 systèmes actifs ont produit une activité musculaire plus faible de l'ensemble des muscles par rapport à CON (de -7 à -35%,  $p < 0,001$ ) et P-EXO (de -12 à -30%,  $p < 0,001$ ), excepté pour le BF gauche. Enfin, il a également été observé une activité musculaire du GM gauche moins importante pour A-EXO1 que A-EXO2 (-16%,  $p < 0,001$ ).

- Effets du sexe et interaction

Au niveau de l'effet principal sexe, les analyses statistiques ont révélé une sollicitation des muscles BF, GM, LD et TZ plus importante pour les femmes que pour les hommes, indépendamment de la condition d'exosquelette (de +32 à +164%,  $p < 0,05$ ), excepté pour TZ lors de la tâche statique et TZ droit lors de la tâche dynamique en rotation.

L'interaction entre les exosquelettes et le sexe s'est relevée significative uniquement pour certains muscles et différemment selon la tâche réalisée (annexe, partie 2, page 137, pour plus de détails). En statique, les différences observées entre les femmes et les hommes concernent le LD (P-EXO étant plus faible que CON uniquement chez les femmes, -39%,  $p < 0,001$ ) et le GM (A-EXO1 plus faible que A-EXO-2 uniquement chez les hommes, -16%,  $p < 0,05$ ).

Pour la tâche dynamique sagittale, ces différences concernent le TZ (A-EXO1 plus faible que A-EXO-2 uniquement chez les hommes, -10%,  $p < 0,05$ ) et le BF (P-EXO plus faible que CON uniquement chez les femmes, -8%,  $p < 0,001$ ).

Pour la condition dynamique en rotation, les différences sont un peu plus nombreuses. Pour le TZ droit, A-EXO1 était plus faible que A-EXO-2 pour les hommes (-18%,  $p < 0,001$ ) et inversement pour les femmes (+14%,  $p < 0,001$ ). Pour le LD gauche, P-EXO était plus faible que CON uniquement chez les femmes (-10%,  $p < 0,001$ ). Pour le GM gauche, P-EXO était plus faible que CON uniquement chez les hommes (-17%,  $p < 0,001$ ) et A-EXO2 était plus faible que P-EXO uniquement chez les femmes (-18%,  $p < 0,001$ ). Enfin, pour le BF gauche, chez les femmes, A-EXO1 et A-EXO2 étaient plus faibles que CON (-11%,  $p \leq 0,001$ ). Chez les hommes, A-EXO2 était plus élevé que CON, P-EXO et A-EXO1 (-19%, -15%, et -17% respectivement,  $p < 0,001$ ).

#### 4.3.2. Cinématique

- Effets de l'exosquelette

Le modèle statistique a révélé un effet exosquelette sur l'ensemble des angles dans chaque tâche, excepté pour l'angle C7-T8 dans les deux tâches dynamiques (tableau 2). Ainsi, lors de la tâche statique, l'angle de flexion moyen de C7-T8 (thoracique) était plus élevé avec A-EXO1 par rapport à CON (+6°,  $p < 0,001$ ) et P-EXO (+5°,  $p < 0,001$ ). Par ailleurs, A-EXO2 s'est accompagné d'une flexion plus faible de T8-L5 (lombaire) par rapport à CON (-4°,  $p = 0,02$ ) et P-EXO (-5°  $p = 0,002$ ) ainsi que d'une flexion plus élevée de T8-cuisse (hanche) par rapport à contrôle (+9°,  $p \leq 0,001$ ) et l'A-EXO1(+9°).

Lors de la tâche dynamique sagittale, aucune différence n'a été observée entre les conditions d'assistance pour l'angle moyen C7-T8. Une extension moyenne de T8-L5 plus importante a été relevée avec A-EXO2 par rapport aux autres conditions (CON : +8°, P-EXO +10° et A-EXO1 : +7°,  $p < 0,001$ ). La flexion moyenne de hanche a également été plus importante pour A-EXO2 par rapport à CON (+11°), P-EXO (+7°) et A-EXO1(+9°) ( $p < 0,001$ ).

Concernant la tâche dynamique en rotation, aucune différence entre les conditions d'assistance de l'angle moyen C7-T8 n'a été relevée. Pour T8-L5, il a été

observé des extensions plus importantes avec A-EXO1 (+5°, p=0,004) et A-EXO2 (+6°, p<0,001) par rapport à P-EXO. Concernant l'angle de la hanche, l'exosquelette A-EXO2 a induit d'une flexion plus importante comparativement aux 3 autres conditions (CON : +10°, P-EXO : +8° et A-EXO1 : +7°, p<0,001).

Tâche	Statique						
	CON	P-EXO		A-EXO1		A-EXO2	
Angle C7-T8	43 ± 13	44 ± 14		49 ± 13	* *	47 ± 14	
Angle T8-L5	18 ± 18	19 ± 14		18 ± 15		14 ± 15	* *
Angle hanche	49 ± 21	53 ± 19		49 ± 19		58 ± 25	* *
Tâche	Dynamique sagittale						
	CON	P-EXO		A-EXO1		A-EXO2	
Angle C7-T8	41 ± 19	35 ± 18		40 ± 18		41 ± 16	
Angle T8-L5	-1 ± 22	1 ± 25		-2 ± 21		-9 ± 26	* * *
Angle hanche	53 ± 20	57 ± 22		55 ± 21		64 ± 28	* * *
Tâche	Dynamique en rotation						
	CON	P-EXO		A-EXO1		A-EXO2	
Angle C7-T8	37 ± 17	36 ± 15		37 ± 13		37 ± 14	
Angle T8-L5	1 ± 20	3 ± 22		-2 ± 26	*	-3 ± 25	*
Angle hanche	54 ± 18	56 ± 18		57 ± 25		64 ± 26	* * *

**Tableau 2 :** Angles moyens (en °) ± écarts-types des différentes articulations (C7-T8 ; L5-T8 ; hanche) lors des tâches statique, dynamique sagittale et dynamique en rotation. Une valeur positive représente un angle de flexion et une valeur négative représente un angle d'extension. CON : condition sans équipement, P-EXO : exosquelette passif (BackX), A-EXO1 : exosquelette actif (Exoback), A-EXO2 : exosquelette actif (CrayX). \* : différence significative (p<0,05 et d≥0.2) par rapport à la condition sans équipement en noir, par rapport à P-EXO en rouge et par rapport à A-EXO1 en vert.

- Effets du sexe et interaction

Concernant l'effet du facteur sexe, celui-ci s'est révélé significatif seulement lors des deux tâches dynamiques. Lors de la tâche dynamique sagittale, les femmes avaient une flexion de C7-T8 plus importante (+4°, p=0,049) et une extension de T8-L5 plus grande (+16°, p=0,015) que les hommes. Pour la tâche dynamique en rotation, l'extension

de T8-L5 et la flexion de la hanche étaient plus élevées chez les femmes que chez les hommes (+13°,  $p < 0,05$ ).

L'interaction entre les exosquelettes et le sexe s'est relevée significative uniquement pour les deux tâches dynamiques (annexe, partie 2, page 137, pour plus de détails). En dynamique sagittale, uniquement pour les femmes, P-EXO a permis une flexion plus faible de C7-T8 par rapport à CON (-12°,  $p < 0,001$ ) et A-EXO2 (-10°,  $p < 0,001$ ). Lors de la tâche dynamique en rotation, l'angle de flexion de la hanche était plus élevé pour P-EXO (+6°,  $p = 0,009$ ) et A-EXO1 (+6°,  $p = 0,005$ ) par rapport à CON uniquement pour les hommes. Pour les femmes, il a été observé que A-EXO2 avait produit une flexion de hanche plus importante que P-EXO (+15°,  $p < 0,001$ ) et A-EXO1 (+12°,  $p < 0,001$ ).

#### 4.4. Discussion

Cette étude a investigué l'influence de différents exosquelettes (passif et actif) lors de diverses tâches de manutention (statique, dynamique sagittale, dynamique en rotation) sur l'activité musculaire des extenseurs du dos et la cinématique du tronc, à la fois chez des hommes et des femmes. Nos résultats ont mis en avant que l'utilisation des exosquelettes a réduit l'activité musculaire des muscles lombaires, mais également des autres muscles agonistes à l'extension du tronc, par rapport à la condition sans équipement. Cependant, ces réductions étaient modulées par le modèle d'exosquelette mais également par la tâche réalisée. Nos résultats ont également montré que le modèle d'exosquelette pouvait avoir un impact sur la cinématique du tronc. Enfin, le facteur sexe a mis en avant certaines spécificités d'activités musculaires en fonction de l'exosquelette utilisé. Ces dernières étaient toutefois sporadiques (pour quelques muscles et différemment selon les tâches) et n'ont pas permis de mettre en exergue une réelle différence d'efficacité des exosquelettes entre les hommes et les femmes.



#### 4.4.1. Influence du facteur sexe

Globalement, les femmes avaient des niveaux d'activités musculaires plus élevés que les hommes. Ce résultat peut s'expliquer par le fait que, dans notre étude tous les participants ont travaillé avec une charge identique (15 kg), alors que les femmes présentent généralement des niveaux de force en moyenne plus faibles que les hommes (Cote, 2012; Plamondon et al., 2017). Ces différences d'activités musculaires pourraient aussi être expliquées, en partie, par le fait que les hommes et les femmes n'ont pas la même cinématique du tronc lors de tâches de manutention manuelle (Pan et al., 2020). Dans la présente étude, il a ainsi été observé, pour les tâches dynamiques, une extension plus importante de T8-L5 (lombaire) et/ou une flexion de hanche plus importantes chez les femmes que chez les hommes, confirmant que les femmes se penchent en avant en mobilisant davantage la flexion de hanche, alors que les hommes mobilisent davantage la courbure du dos (Pan et al., 2020).

Ces différences ont également été impactées par le modèle d'exosquelette utilisé, même si celles-ci restent isolées (quelques muscles et jamais les lombaires) et ne permettent ainsi pas de statuer sur de réelles différences de bénéfice de tel ou tel modèle selon le sexe de l'utilisateur en termes de prévention des lombalgies. Ainsi, globalement, il semblerait que ce soient les modèles P-EXO (BackX) et A-EXO2 (CrayX) qui aient permis aux femmes de se démarquer des hommes au niveau de la réduction de l'activité de quelques muscles. Pour les hommes, nous avons pu constater que ce sont les modèles P-EXO (BackX) et A-EXO1 (ExoBack) qui permettaient de se différencier des femmes. L'ensemble de ces distinctions pourrait s'expliquer par une adéquation entre la cinétique d'un système et la cinétique de son utilisateur. En effet, A-EXO2 possède une seule articulation (au niveau des hanches) et un boîtier en contact du dos : il favoriserait ainsi principalement une flexion de hanche dans le mouvement d'inclinaison du tronc vers l'avant, ce que les femmes ont tendance à faire sans exosquelette (Pan et al., 2020). À l'inverse, A-EXO1 possède deux articulations (hanche et bas du dos) et un boîtier décalé en arrière du dos : il pourrait ainsi permettre davantage un travail avec une courbure du dos, cinématique employée par les hommes sans exosquelette (Pan et al., 2020). Quant à P-EXO, ce serait une sorte de compromis entre les deux systèmes robotisés. Il est mono-articulaire mais n'a pas de structure au niveau du dos. Il permettrait alors aux hommes et aux femmes de se rapprocher de leur cinématique naturelle. Ces hypothèses restent

toutefois à conforter avec d'autres systèmes possédant des caractéristiques similaires. Enfin, au regard du peu de différences liées à l'interaction sexe-exosquelette, l'ensemble des participants sera considéré pour la suite de la discussion.

#### 4.4.2. Conséquences de l'utilisation d'un exosquelette passif

Lors des tâches dynamiques, l'utilisation du P-EXO n'a globalement pas induit de diminution significative de l'activité musculaire des extenseurs du dos par rapport à la condition sans équipement. Lors de la tâche statique, l'utilisation de cet exosquelette passif s'est accompagnée d'une réduction de 27% de l'activité musculaire des grands dorsaux et de 13% de celles des grands fessiers et des biceps fémoraux par rapport à la condition contrôle, et ce, sans modifier l'activité des muscles lombaires, principalement évalués dans la majorité des études portant sur les exosquelettes d'assistance du dos. Ce résultat confirme tout d'abord le fait qu'il est nécessaire de considérer l'ensemble des muscles extenseurs du tronc et pas uniquement les muscles lombaires, comme avancé dans une précédente étude (Schwartz et al., 2021). Les évolutions d'activité musculaire observées dans la présente étude sont partiellement en accord avec la littérature (Alemi et al., 2019; Bosch et al., 2016; Luger, Bar, Seibt, Rieger, et al., 2021; Schwartz et al., 2021). Par exemple, lors de la réalisation d'une tâche statique avec un système passif (Laevo), Luger, Bar, Seibt, Rieger, et al. (2021) ont observé une diminution de l'activité des lombaires de 19% et des biceps fémoraux de 8%. Lors de tâches dynamiques, des réductions de 12% au niveau des lombaires et de 36% au niveau des biceps fémoraux ont été relevées. Bosch et al. (2016) ont également rapporté, pour une tâche statique réalisée avec le même système, une réduction de l'activité des lombaires de 40% et de celle des biceps fémoraux de 24%. Quant à Schwartz et al. (2021), lors d'une tâche dynamique dans le plan sagittal, ils n'ont pas démontré de réduction de l'activité des muscles lombaires avec le système Laevo, mais une diminution de 7% avec un autre système passif (Corfor). Ces divergences de résultats au sein de la littérature et avec ceux de la présente étude pourraient s'expliquer à la fois par les caractéristiques des exosquelettes utilisés (niveau d'assistance, points de transfert de l'assistance, poids...) mais également par les caractéristiques des tâches réalisées (statique/dynamique, charge soulevée...). En effet, il a été montré que, pour un exosquelette passif, le niveau d'assistance transmis à

l'utilisateur pouvait être variable au cours du mouvement réalisé, à la fois selon la direction du mouvement (flexion versus extension) mais également en fonction de l'angle d'inclinaison, dépendant de la conception de l'exosquelette (Koopman et al., 2019). Ainsi, les systèmes passifs pourraient offrir une assistance optimale seulement lors de certaines phases du mouvement. Madinei et al. (2020) ont par exemple relevé que l'utilisation du système Laevo avait permis de diminuer l'activité des lombaires de 8% uniquement lors de la phase d'abaissement du tronc, alors que l'utilisation de l'exosquelette BackX s'était accompagnée d'une diminution de 17% lors de l'abaissement et de 10% lors de l'extension du tronc. Concernant cette phase d'extension évaluée dans la présente étude avec le même modèle d'exosquelette (BackX), nos résultats (aucune modification de l'activité des lombaires) ne corroborent pas ceux de Madinei et al. (2020). Toutefois, lors de notre tâche, la charge manipulée était de 15 kg alors que pour Madinei et al. (2020) elle était plus faible, environ 7 kg (correspondant à 10% du poids de corps des participants). Or, Abdoli et al. (2006) ont rapporté que l'augmentation de la charge manipulée pouvait réduire les bénéfices apportés par les systèmes passifs. Ainsi, avec une charge de 15 kg, malgré le niveau d'assistance de l'exosquelette BackX réglé au maximum, correspondant à 41 Nm à 90° de flexion du tronc, celui-ci ne serait pas suffisant pour procurer des bénéfices en termes de réduction de l'activité musculaire des extenseurs du tronc lors de la réalisation des tâches dynamiques, et que partiellement lors de la tâche statique.

Concernant les données cinématiques, nos résultats confortent la littérature en soulignant une cinématique similaire à celle de la condition sans équipement. Madinei et al. (2020), avec le même exosquelette, avaient par exemple observé que l'amplitude de mouvement lors d'une tâche dynamique de manutention n'était pas modifiée. Une autre étude avait toutefois souligné que l'utilisation du BackX pouvait induire quelques modifications substantielles, comme une diminution de la flexion lombaire d'environ 5° lors d'une tâche statique (Kim et al., 2020). Ainsi, au regard des études antérieures et de nos résultats, l'utilisation du BackX ne semblerait pas entraîner de modification majeure de la cinématique du tronc. Les quelques bénéfices musculaires alors observés lors de l'utilisation de ce système, majoritairement lors de la tâche statique, ne seraient donc pas liés à une modification de la cinématique.

#### 4.4.3. Conséquences de l'utilisation d'exosquelettes actifs

L'utilisation des deux exosquelettes actifs (A-EXO1 et A-EXO2) s'est accompagnée d'une réduction des sollicitations musculaires de 13 à 46% pour les lombaires et de 7 à 62% pour les autres muscles extenseurs du tronc (TZ, LD, GM, BF) lors de toutes les tâches réalisées, par rapport à la condition sans équipement. Ces résultats corroborent de précédentes études menées avec d'autres exosquelettes actifs et lors de différentes tâches (Huysamen et al., 2018; Ko et al., 2018; Wei et al., 2020; Yin et al., 2021). La présente étude est également, à notre connaissance, la première à avoir comparé des exosquelettes robotisé et passif au niveau de l'activité des muscles extenseurs du tronc. Les résultats ont ainsi souligné un bénéfice plus important avec les deux systèmes robotisés par rapport à l'exosquelette passif, au travers de réductions plus élevées de l'activité EMG et pour l'ensemble des muscles extenseurs du tronc analysés. La revue de Kermavnar et al. (2021) semblait indiquer des résultats allant en ce sens : une diminution moyenne de 25% de l'activité des lombaires avec des systèmes actifs et d'environ 18% avec des systèmes passifs, par rapport à une situation contrôle. Ces différences observées entre systèmes passifs et actifs pourraient s'expliquer par les niveaux d'assistance fournis. Dans notre étude, lors des tâches dynamiques, le niveau d'assistance était réglé selon les recommandations des constructeurs pour la manutention d'une charge de 15 kg. Ainsi, les systèmes robotisés fournissaient un couple de force de 72 Nm alors que le système passif permettait seulement d'atteindre un couple de force de 41 Nm. Or, comme observé précédemment par Frost et al. (2009), les réductions de sollicitations musculaires étaient plus importantes avec un niveau d'assistance plus élevée. Ainsi, dans la présente étude, les systèmes robotisés ont permis d'obtenir, par rapport au système passif, des bénéfices supplémentaires au niveau des muscles extenseurs du dos, en partie, probablement grâce à un niveau de couple d'assistance plus élevé.

Les deux exosquelettes robotisés ont également montré des réponses similaires en termes de réduction des activités musculaires, excepté lors de la tâche dynamique en rotation pour laquelle le grand fessier gauche était moins sollicité (-14%) avec A-EXO1 par rapport à A-EXO2. Cette seule différence ne permet toutefois pas de distinguer ces deux systèmes en termes de prévention des lombalgies. Par ailleurs, il a été observé une dépendance des bénéfices des deux systèmes à la tâche réalisée. En effet, lors de la tâche

statique, l'utilisation des exosquelettes robotisés s'est accompagnée d'une réduction de l'activité musculaire des extenseurs du tronc de 46% (30 à 62%) alors que lors des tâches dynamiques, les diminutions étaient de 23% (12 à 40%). Ce constat se rapproche de ce qui a pu être observé dans la littérature : une diminution de 39% de l'activité des muscles lombaires lors d'une tâche statique (Yin et al., 2021) et de seulement 13% lors de tâches dynamiques (Huysamen et al., 2018), même si des exosquelettes différents ont été utilisés dans ces deux études. Les exosquelettes robotisés testés dans la présente étude sembleraient donc être plus efficaces lors de tâches statiques que dynamiques. Cette efficacité accrue pourrait être liée aux réglages de l'assistance de ces systèmes. En effet, ces derniers permettent de disposer de différents réglages selon la tâche réalisée avec un mode statique, qui permet de soutenir une position de flexion du tronc et un mode dynamique, qui reconnaît le mouvement d'extension du tronc afin de fournir l'assistance. Lors de la tâche statique, les utilisateurs étaient en appui continu contre les points de transfert des exosquelettes, permettant un transfert total de l'énergie procurée par ces systèmes aux utilisateurs. Lors des tâches dynamiques, ce transfert aurait pu être moins efficace dans la mesure où les systèmes doivent reconnaître le mouvement (ce qui prend un certain temps) et le « suivre » afin d'essayer de fournir une assistance continue aux utilisateurs. Ainsi, dans des tâches dynamiques, il pourrait y avoir des pertes de contact et/ou un contact moins prononcé entre les points de transfert des exosquelettes et l'utilisateur, notamment si l'utilisateur remonte plus vite que le système, pouvant engendrer une réduction dans la transmission du couple de force. Ce contact réduit pourrait notamment avoir lieu lors de l'initiation du mouvement d'extension du tronc, suite à un effet d'hystérésis, comme déjà observé pour les exosquelettes passifs (Koopman et al., 2019). Il existerait alors un délai entre l'initiation du mouvement de l'utilisateur et la mise en route de l'assistance. Au cours du mouvement, un processus similaire pourrait se reproduire dans le cas où le système n'arriverait pas à suivre complètement la cinématique réalisée. Ainsi, cette perte de force transmise aurait pour impact de réduire les bénéfices apportés aux utilisateurs lors de mouvements dynamiques par rapport à des tâches statiques. Cependant, d'autres études sont nécessaires pour valider ces hypothèses, notamment lors de la phase de mise en action de ces systèmes pour laquelle des réglages sont disponibles. Il est en effet possible de modifier la détection du mouvement et la réactivité du système à fournir le niveau d'assistance choisi. Le

protocole de cette étude pourrait alors être dupliqué en modifiant ces paramètres afin d'obtenir des connaissances supplémentaires sur l'implication de ceux-ci.

Il a également été observé que l'utilisation de ces deux systèmes robotisés a modifié la cinématique du tronc, probablement du fait des structures et/ou des points de transfert souvent plus imposants (taille, poids) et/ou rigides que pour les systèmes passifs. L'utilisation de A-EXO1 (Exoback) s'est ainsi accompagnée d'une augmentation de la flexion thoracique (C7-T8) par rapport au système passif (+6°) et à la condition contrôle (+5°) lors de la tâche statique. Ce résultat pourrait s'expliquer par la conception architecturale de cet exosquelette (points de transfert et nombre d'articulations). En effet, ce système possède des points de transfert au niveau des épaules, des fessiers et des cuisses mais aucun contact avec le dos. Il dispose également de deux articulations, une au niveau de la hanche et l'autre au niveau du bas du dos. Dans la tâche statique, l'espace entre le boîtier dorsal et le dos de l'utilisateur, ainsi que la double articulation auraient pu permettre de s'appuyer totalement dans les bretelles avec une courbure du dos non contrainte. L'utilisation de l'autre système robotisé (A-EXO2, CrayX), disposant de points de transfert au niveau du thorax et des cuisses, et d'un boîtier rigide au contact du dos, s'est accompagnée d'une réduction de la flexion lombaire (T8-L5) de 4 à 10° et d'une augmentation de la flexion de hanche (L5-cuisses) d'environ 10° par rapport aux autres conditions d'assistance. Avec cet exosquelette, la structure rigide au niveau du dos aurait pu limiter la flexion lombaire et ainsi favoriser une inclinaison du tronc par une flexion des hanches. De plus, l'unique articulation localisée au niveau de la hanche aurait pu contraindre l'utilisateur à utiliser davantage la flexion de hanche pour suivre au maximum la cinématique du système et ainsi bénéficier de son assistance. Ces différences de cinématique observées entre ces deux systèmes robotisés auraient alors pu engendrer des modifications au niveau des sollicitations musculaires des extenseurs du tronc. Cependant, malgré ces différentes cinématiques, les bénéfices apportés au niveau musculaire sont similaires. Enfin, il apparaît nécessaire de mentionner que les valeurs angulaires présentées étaient des moyennes obtenues sur l'ensemble du mouvement d'extension du tronc lors des tâches dynamiques. Il serait alors pertinent d'investiguer si ces différences existent tout au long du mouvement ou seulement lors de certaines plages angulaires d'inclinaison du tronc.

#### 4.5. Conclusion

En conclusion, les exosquelettes d'assistance du dos, passif et actif, peuvent permettre une réduction des sollicitations musculaires des extenseurs du tronc lors de la réalisation de tâches de manutention. Cependant, les exosquelettes robotisés, notamment du fait d'un niveau d'assistance plus élevé, procurent des bénéfices plus importants : les réductions d'activités musculaires étaient plus élevées et concernaient davantage de muscles. Si les deux modèles d'exosquelettes robotisés ne se sont pas distingués en termes de bénéfices, il a toutefois été observé des différences cinématiques qu'il conviendrait d'approfondir lors d'autres tâches ou lors de certaines phases du mouvement. Enfin, le fait que ces systèmes actifs soient apparus plus performants en statique qu'en dynamique laisse à penser que l'assistance, bien que bénéfique, n'était pas optimale dans ces conditions. Concernant la prévention, il conviendra donc de clairement identifier la tâche de travail nécessitant un besoin d'assistance (statique/dynamique, charge manipulée...) et d'y associer un dispositif approprié, dont on doit connaître les performances.

## 5. Étude 2

### **Impacts du niveau d'assistance des exosquelettes robotisés sur les conséquences musculaires et cinématiques lors d'une tâche de manutention manuelle.**

Manuscrit en cours de rédaction en vue d'une soumission dans l'International Journal of Environmental Research and Public Health.

Schwartz, M., Desbrosses, K., Theurel, J., & Mornieux, G.



## 5.1. Problématique, objectifs et hypothèses

Comme présenté dans le chapitre 1, partie 2.2 de l'introduction ainsi que dans l'étude 1, les effets avérés des exosquelettes professionnels d'assistance du dos sont malgré tout influencés par de nombreux facteurs, notamment par les caractéristiques des systèmes utilisés ou encore celles de la tâche. Il a ainsi été mis en avant par Frost et al. (2009), comme avancé dans la discussion de l'étude 1, que le niveau d'assistance pouvait jouer un rôle déterminant dans les bénéfices apportés aux opérateurs : avec un niveau plus élevé, les réductions d'activités musculaires des extenseurs du tronc seraient plus importantes. Cependant, la majorité des systèmes passifs commercialisés ne permettent pas de régler le niveau d'assistance en fonction de la charge manipulée, ou seulement de façon binaire (assistance faible et assistance forte), pouvant ainsi limiter les bénéfices apportés aux opérateurs, notamment lors de la manutention de charges lourdes pour lesquelles le couple de force maximal n'est pas suffisant (Abdoli et al., 2006). Dans cette problématique, le développement des systèmes robotisés est une avancée puisqu'ils permettent à la fois de fournir des niveaux de couple de force plus importants que les systèmes passifs mais également d'adapter plus précisément ce couple à la charge manipulée. Toutefois, en situation réelle de travail, le poids des charges à manutentionner peut varier au cours de l'activité et celui-ci n'est pas toujours connu des opérateurs. Se pose alors des questions pratiques relatives au réglage du niveau d'assistance afin de bénéficier au mieux de l'aide des exosquelettes : faut-il réellement adapter le niveau d'assistance à chaque charge ? Faut-il définir un niveau minimum d'assistance ? Faut-il régler l'assistance à la charge maximale manipulée ? Ces questions nous ont ainsi amenés, dans cette étude, à considérer l'influence du réglage du niveau d'assistance lors de la manutention de différentes charges.

Par ailleurs, il a également été mentionné en introduction que les bénéfices des systèmes passifs pouvaient être limités à certaines parties du mouvement (Madinei et al., 2020; Schwartz et al., 2021). Schwartz et al. (2021) ont ainsi montré que l'utilisation d'un exosquelette passif pouvaient induire une diminution d'activité des muscles érecteurs spinaux lors d'un mouvement complet d'extension du tronc, mais qu'en réalité, cette diminution était modulée par les plages angulaires du mouvement. Ainsi, selon l'angle

d'inclinaison du tronc imposé par la tâche, les bénéfices pourraient être différents. Ce constat observé avec les systèmes passifs pourrait être lié aux variations du niveau d'assistance au cours d'un mouvement (Koopman et al., 2019). Les exosquelettes actifs, grâce à la production motorisée du couple de force, pourraient alors générer une assistance constante tout au long du mouvement et ainsi s'affranchir de l'effet associé à l'inclinaison du tronc. A notre connaissance, aucune étude n'a précédemment étudié les conséquences de ces systèmes lors de différentes phases du mouvement. Ainsi, lors de ce travail, il a également été pris en compte l'influence possible de la plage angulaire de mouvement (i.e. l'inclinaison du tronc) dans les conséquences de l'utilisation d'exosquelettes robotisés.

L'objectif de cette étude a ainsi été d'évaluer, lors de l'utilisation d'exosquelette robotisés, les conséquences musculaires et cinématiques associées à la variation du réglage du niveau d'assistance lors de la manutention de deux charges, au cours de différentes phases du mouvement (i.e. d'inclinaisons du tronc). Afin de se rapprocher de conditions réelles de travail, une masse lourde (15 kg) et une masse plus légère (5 kg) ont été manutentionnées. L'assistance a été réglée sur deux niveaux de couple de force, correspondants aux deux charges : soit un niveau d'assistance élevé, adapté à la charge de 15 kg, et un niveau d'assistance faible, adapté à la charge de 5 kg. Les deux exosquelettes évalués, de conceptions architecturales différentes, ont ensuite été testés avec ces deux niveaux d'assistance, permettant d'évaluer les effets liés à un niveau d'assistance adapté ou non à la charge manipulée. Nous avons tout d'abord émis l'hypothèse que les deux systèmes robotisés induiront des diminutions de l'activité musculaire des extenseurs du tronc sur l'ensemble des phases du mouvement ainsi que des modifications de la cinématique. De plus, nous supposons que les diminutions d'activités musculaires seront plus importantes avec le plus haut niveau d'assistance, quels que soient l'exosquelette utilisé et la charge manutentionnée.

## 5.2. Matériel et méthode

### 5.2.1. Participants

Quinze hommes (âge :  $25 \pm 5$  ans, taille :  $180 \pm 4$  cm, poids :  $74,9 \pm 7,7$  kg), sans pathologie musculo-squelettique et cardiorespiratoire, ont participé à cette étude. Ces participants étaient identiques à l'étude précédente (chapitre 2, étude 1, paragraphe 4.2.1, page 32). Ils ont ainsi réalisé un protocole d'entraînement avant les expérimentations et donné leur consentement de participation (n° IDRCB 2019-A02901-56).

### 5.2.2. Tâche expérimentale

Les participants ont réalisé une tâche de manutention manuelle standardisée dans le plan sagittal, similaire à celle décrite dans le paragraphe 4.2.2.2 de l'étude 1 (page 34). Dans la présente étude, la tâche a été réalisée avec deux niveaux de charge : une charge légère de 5 kg (C5) et une charge lourde de 15 kg (C15).

La tâche a également été réalisée avec différents exosquelettes et différents réglages de l'assistance de ceux-ci (décrits ci-dessous, paragraphe 5.2.3), ainsi que sans équipement (CON). L'ordre des conditions (assistance x charge) a été randomisé et une période de repos de minimum 5 minutes était respectée entre elles, permettant d'équiper les participants et/ou de régler les exosquelettes.

### 5.2.3. Exosquelettes et réglages de l'assistance

Les exosquelettes robotisés utilisés étaient identiques à ceux présentés dans l'étude 1 (A-EXO1 et A-EXO2, paragraphe 4.2.3, page 35). Lors de cette étude, et pour simplifier la compréhension de nos résultats, les exosquelettes seront nommés EXO1 et EXO2. Ces deux exosquelettes ont été réglés avec deux niveaux d'assistance : faible et fort. Ces niveaux ont été choisis au regard des recommandations des constructeurs et identiques entre les deux systèmes. Ainsi, le niveau d'assistance faible, théoriquement

adapté à la manutention d'une charge de 5 kg était égal à 24 Nm (appelé, A24) alors que le niveau fort était équivalent à un couple de force de 72 Nm et correspondait à la manutention d'une charge de 15 kg (appelé, A72).

L'EXO1 (Exoback de RB3D) a ainsi été réglé (sur le panneau de contrôle) à 33% pour l'assistance faible (EXO1-A24) et à 100% pour l'assistance forte (EXO1-A72). Les autres paramètres, tels que la réactivité et la souplesse ont été fixés à 50%. Le niveau de soutien, l'assistance en fin de course et le seuil de maintien ont été réglés à 20% (paramètres par défaut).

L'EXO2 (CrayX de German Bionic) a été réglé (sur le panneau de contrôle) à 20% pour l'assistance faible (EXO2-A24) et à 60% pour l'assistance forte (EXO2-A72). Cet exosquelette pouvant développer un couple de 120 Nm à 100%. Les autres paramètres de l'assistance, tels que la sensibilité, la réaction et la force de soutien ont été réglés à 5 (paramètres par défaut sur une échelle de 0 à 10).

Quatre conditions d'assistance intégrant le modèle d'exosquelette et le niveau d'assistance ont donc été analysées dans cette étude : EXO1-A24, EXO1-A72, EXO2-A24 et EXO2-A72. Celles-ci ont été réalisées avec les 2 charges : 5 et 15 kg.

### 5.3. Mesures

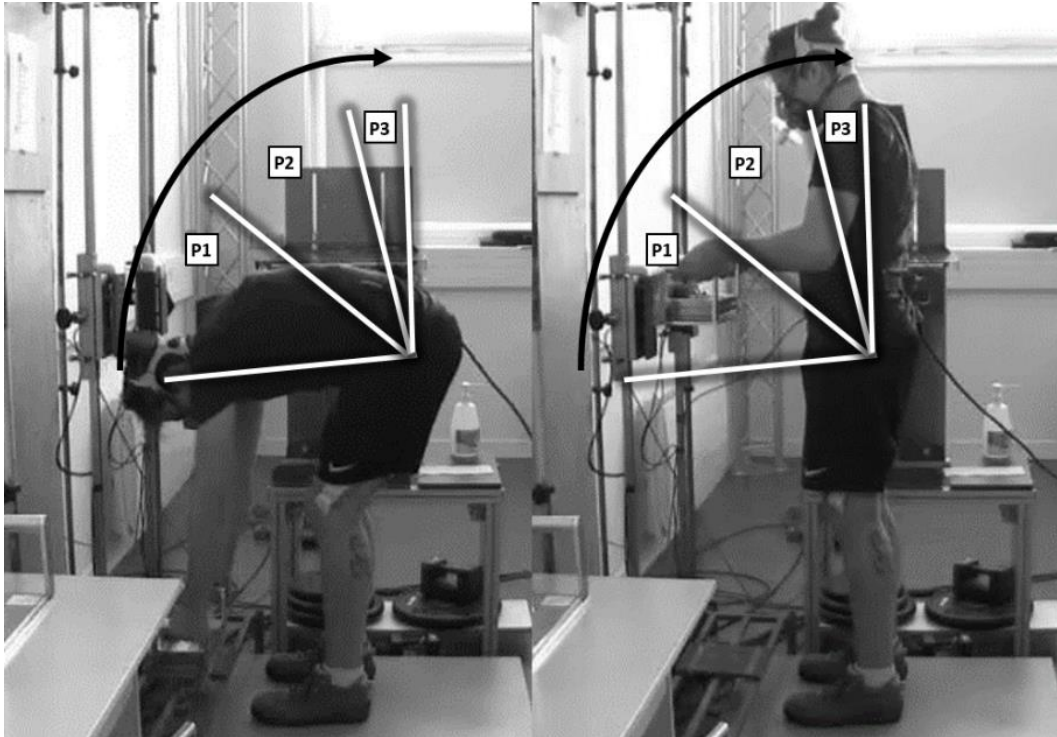
#### 5.3.1. Cinématique

Les cinématiques de la colonne vertébrale et de la hanche ont été évaluées à l'aide de trois centrales inertielle et d'un accéléromètre, comme décrit dans l'étude 1 (chapitre 2, paragraphe 4.2.4.2, page 40). La centrale inertielle placée au niveau de la cervicale C7 a permis d'évaluer une inclinaison globale du tronc par rapport à la verticale gravitaire. Ces données d'inclinaison ont permis, en post-traitement, de diviser le mouvement de remontée de la charge en 3 phases successives (figure 12). Les deux premières phases étaient représentatives du mouvement d'extension du tronc, chacune couvrant la moitié de la plage angulaire totale d'extension. La troisième phase était

représentative de l'extension des coudes pour toucher la plateforme haute située vers l'avant. Cette dernière phase, avec peu d'inclinaison du tronc, permettait surtout de créer un bras de levier au niveau du bas du dos (du fait de l'avancement de la charge en avant). Ainsi, les caractéristiques angulaires des 3 phases sont détaillées ci-dessous :

- Pour la phase 1 (P1), correspondant à la première moitié de la phase d'extension : inclinaison de C7, moyenne =  $97^\circ \pm 12$  ; max =  $111^\circ \pm 14$  ; min =  $74^\circ \pm 9$ ,
- Pour la phase 2 (P2), correspondant à la seconde moitié de la phase d'extension du tronc : inclinaison de C7, moyenne =  $53^\circ \pm 8$  ; max =  $74^\circ \pm 9$  ; min =  $38^\circ \pm 8$  et,
- Pour la phase 3 (P3), correspondant, en position relevée, au mouvement d'extension des coudes : inclinaison de C7, moyenne =  $35^\circ \pm 9$  ; max =  $38^\circ \pm 9$  ; min =  $34^\circ \pm 9$ .

L'inclinaison de C7 a également été évaluée lors d'une posture statique de référence (debout, dos droit et jambes tendus). Elle était en moyenne de  $44 \pm 6^\circ$ .



**Figure 12 :** Phases d'inclinaison du tronc lors de la tâche expérimentale. P1 : correspondant à la première moitié de l'extension ; P2 : correspondant à la seconde moitié ; P3 : correspondant, en position relevée, au mouvement d'extension des coudes pour déplacer la charge vers l'avant.

Pour l'ensemble des conditions (d'assistance et de charge) et pour chaque phase du mouvement décrit ci-dessus (P1, P2 et P3), l'angle moyen des articulations C7/T8, T8/L5 et L5/cuisse a été calculé. Afin d'éviter toute perturbation pouvant être liée à l'initiation de la tâche et à son arrêt, les cycles 1 et 5 n'ont pas été sélectionnés dans l'analyse.

#### 5.3.1.1. Electromyographie

Les muscles analysés et le positionnement des électrodes étaient similaires à l'étude 1 (chapitre 2, paragraphe 4.2.4.1, page 38). Il s'agissait des muscles biceps fémoral (Biceps Femoris, BF), grand fessier (Gluteus Maximus, GM), lombaire (Erector Spinae Longissimus, ES), grand dorsal (Latissimus Dorsi, LD) et du trapèze (lower Trapezius, TZ). Ces muscles ont été enregistrés en continu et de manière bilatérale (figure

9, n°1 à 10, étude 1, paragraphe 4.2.4.1, page 39). Pour chaque condition expérimentale, la RMS moyenne du signal EMG de chaque muscle a été calculée lors de chaque phase du mouvement (P1, P2 et P3). Cette valeur a ensuite été exprimée en pourcentage de RMSREF (voir partie 4.2.4.1 de l'étude 1, page 38). Du fait du caractère symétrique de la tâche, l'activité des muscles droits et gauches a été moyennée. Enfin, comme pour la cinématique, les cycles 1 et 5 ont été exclus de l'analyse.

### 5.3.2. Analyse statistique

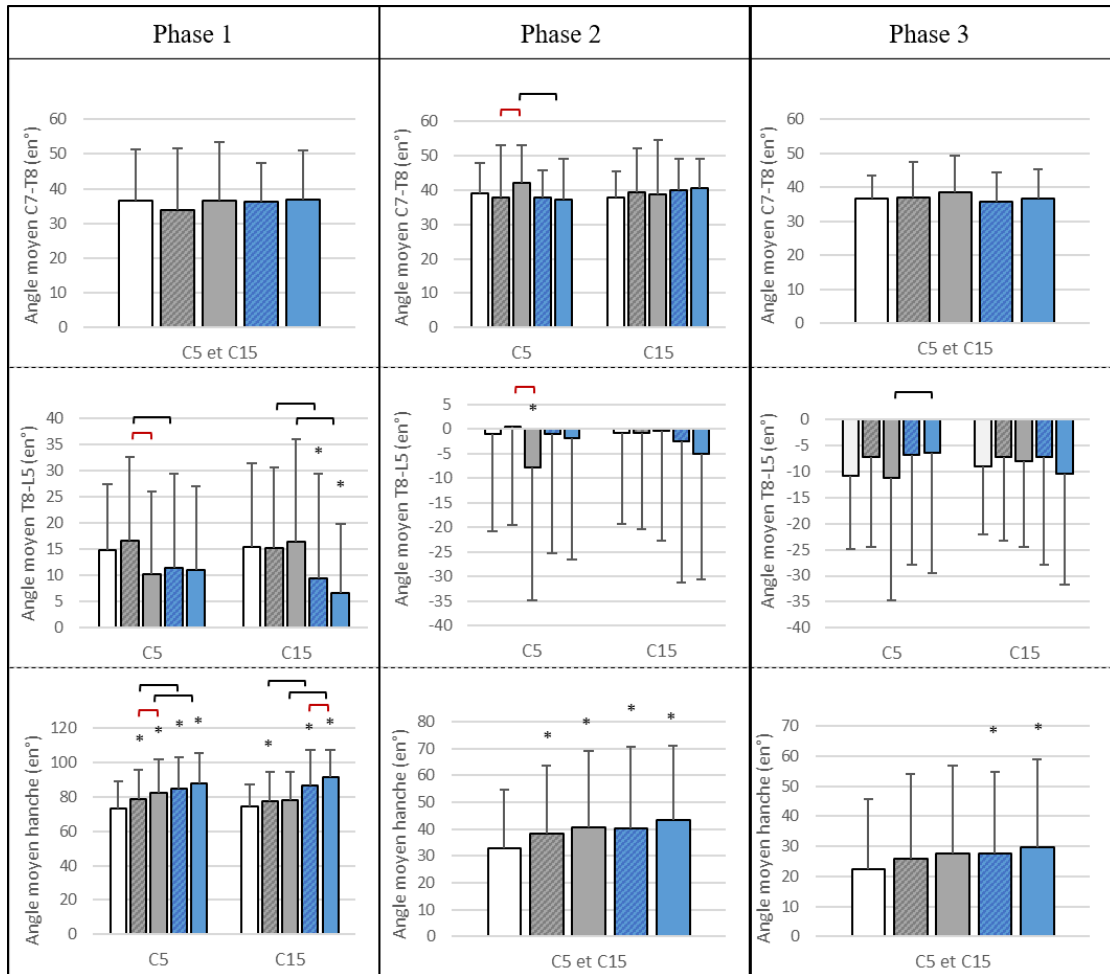
Les valeurs d'activité musculaire et de cinématique sont exprimées en moyennes  $\pm$  écarts-types. Dans les graphiques, ces valeurs sont présentées pour chacune des phases du mouvement (P1, P2 et P3), ainsi que par charge (C5 et C15) lorsque l'interaction entre l'assistance et la charge était significative, et comme moyenne de C5 et C15 lorsqu'elle ne l'était pas. Un modèle linéaire mixte généralisé a été utilisé pour analyser les effets principaux de l'assistance (intégrant le modèle d'exosquelette et le niveau d'assistance : CON, EXO1-A24, EXO1-A72, EXO2-A24 et EXO2-A72) et de la charge (C5 et C15), ainsi que leurs effets d'interaction, sur les données d'activités musculaires et cinématiques lors de chaque phase du mouvement d'extension du tronc (P1, P2 et P3). Les variables indépendantes ont été définies comme effets fixes et les participants comme effets aléatoires. Toute interaction non significative a été retirée du modèle. Les résultats significatifs ont ensuite été analysés à l'aide de tests de comparaison par post-hoc de Bonferroni. Le niveau de significativité était de 5% ( $p \leq 0,05$ ). L'effet de taille a également été évalué au moyen des valeurs  $d$  de Cohen pour les comparaisons par post-hoc. Il a été considéré comme petit ( $d \geq 0,20$ ), moyen ( $d \geq 0,50$ ) ou grand ( $d \geq 0,80$ ) (Cohen, 1992). En présence de significativité ( $p \leq 0,05$ ), seuls les résultats avec un  $d \geq 0,20$  ont été présentés. Toutes les analyses ont été réalisées avec le logiciel STATA (Stata 16, StataCorp, USA).

## 5.4. Résultats

### 5.4.1. Cinématique

Un effet significatif de l'assistance sur l'angle moyen de C7-T8, T8-L5 et de la hanche (L5-cuisse) a été observé pour chaque phase du mouvement. Toutefois, pour C7-T8, le test post-hoc de Bonferroni n'a pas permis de mettre en évidence de différences significatives entre les exosquelettes et la condition de référence lors des phases 1 et 3 (figure 13). Par ailleurs, aucun effet charge n'a été relevé sur les données cinématiques : l'angle moyen de chaque articulation étant similaire entre la charge de 5 kg (C5) et celle de 15 kg (C15), toutes assistances confondues. Enfin, il a été observé des interactions significatives entre l'assistance et la charge manipulée (figure 13). Les résultats liés à cet effet d'interaction sont détaillés ci-dessous pour chaque phase. En l'absence d'interaction, l'effet principal lié à l'assistance est décrit.





**Figure 13 :** Angle moyen  $\pm$  écart-type (en°) lors des 3 phases du mouvement (P1, P2 et P3). L'angle moyen est représenté pour chaque charge (C5 et C15) dans le cas d'une interaction significative et comme moyenne de C5 et C15 en l'absence d'interaction. La condition sans équipement (CON) est représentée en blanc, EXO1-A24 en gris hachuré, EXO1-A72 en gris, EXO2-A24 en bleu hachuré et EXO2-A72 en bleu. Une différence significative ( $p \leq 0,05$  et  $d \geq 0,2$ ) par rapport à CON est représentée par \*. Les parenthèses noires représentent une différence significative entre deux exosquelettes (EXO1 versus EXO2) pour un même niveau d'assistance. Les parenthèses rouges représentent une différence significative entre les niveaux d'assistance (A24 versus A72) pour un même exosquelette.

#### 5.4.1.1. Pour la phase 1

- Exosquelette versus sans équipement

Un effet d'interaction a été observé pour T8-L5 et hanche (figure 13). Ainsi, lors de la manutention de C5, toutes les conditions d'assistance ont induit une flexion de

hanche plus importante par rapport à la condition sans équipement (CON) (de 5 à 14° ( $p < 0,001$ ), différences significatives représentées par un astérisque dans la figure 13). Lors de la manutention de C15, une flexion de hanche plus importante par rapport à CON a été observée pour EXO1-A24 (+3°,  $p = 0,023$ ), EXO2-A24 (+12°,  $p < 0,001$ ) et EXO2-A72 (+17°,  $p < 0,001$ ). A cette même charge, la flexion de T8-L5 était plus faible avec les deux niveaux d'assistance (A24 et A72) pour l'EXO2 (-6° ( $p = 0,002$ ) et -9° ( $p < 0,001$ ) respectivement).

- EXO1 versus EXO2

Lors de la manutention de C5 et pour les 2 niveaux d'assistance (A24 et A72), l'angle de la hanche était plus élevé (+6 et +5° ( $p < 0,001$ ), respectivement pour A24 et A72, différences significatives représentées par des parenthèses noires dans la figure 13) et pour T8-L5 uniquement pour le plus faible niveau d'assistance, A24 (-5°,  $p = 0,03$ ). Lors de la manutention de C15, T8-L5 était moins en flexion pour l'EXO2 que pour l'EXO1 pour les 2 niveaux d'assistance (-6° ( $p = 0,005$ ) et -10° ( $p < 0,001$ ), respectivement pour A24 et A72) alors que l'angle de la hanche était plus élevé (+9 et +14°,  $p < 0,001$ ).

- A24 versus A72

Lors de la manutention de C5, l'EXO1 réglé à A24 a présenté une valeur plus élevée de la flexion de T8-L5 (+6°,  $p = 0,002$ ) et une valeur plus faible de la flexion de la hanche (-4°,  $p = 0,05$ ) par rapport à A72 (différences significatives représentées par des parenthèses rouges dans la figure 13). Lors de la manutention de C15, l'EXO2 réglé à A24 a engendré un plus petit angle de flexion de la hanche que réglé à A72 (-5°).

#### 5.4.1.2. Pour la phase 2

- Exosquelette versus sans équipement

Un effet d'interaction a été observé pour C7-T8 et T8-L5 (figure 13). Par rapport à CON, une différence de 7° ( $p=0,033$ ) de l'angle T8-L5 a été mise en évidence pour EXO1-A72 avec la charge C5. Aussi, toutes charges confondues (C5 + C15, en l'absence d'interaction), une plus grande flexion de hanche a été observée pour toutes les conditions par rapport à CON (de +5 à +10°,  $p<0,001$ ).

- EXO1 versus EXO2

La seule différence relevée concerne une flexion plus faible de C7-T8 avec l'EXO2 par rapport à l'EXO1 lors de la manutention de C5 avec l'assistance A72 (-5°,  $p=0,008$ ).

- A24 versus A72

Pour l'EXO1, lors de la manutention de C5, l'angle de flexion de C7-T8 était plus important pour A72 que pour A24 (+5°,  $p=0,036$ ). Parallèlement, l'angle d'extension de T8-L5, était dans les mêmes conditions, plus élevé pour A72 que pour A24 (+8°,  $p<0,001$ ).

#### 5.4.1.3. Pour la phase 3

- Exosquelette versus sans équipement

Un effet d'interaction a été observé uniquement pour T8-L5 (figure 13). Ainsi, les seules différences par rapport à CON concernent une élévation de la flexion de la hanche pour l'EXO2-A24 et l'EXO2-A72, toutes charges confondues (+5 et +7°, respectivement ( $p<0,01$ )).

- EXO1 versus EXO2

La seule différence relevée concerne une extension plus faible de T8-L5 avec l'EXO2 par rapport à l'EXO1 lors de la manutention de C5 avec l'assistance A72 (-5°,  $p=0.023$ ).

- A24 versus A72

Aucune différence n'a été observée entre les 2 niveaux d'assistance.

#### 5.4.2. Electromyographie

Lors de chacune des phases du mouvement, l'effet principal assistance était significatif pour chaque muscle étudié. Il a également été relevé un effet charge pour l'ensemble des conditions expérimentales, avec des sollicitations musculaires plus importantes pour la charge de 15 kg (C15) par rapport à la charge de 5 kg (C5). Enfin, il a été observé, pour de nombreux muscles, un effet d'interaction entre l'assistance et la charge. Les résultats liés à cet effet d'interaction (assistance x charge) sont détaillés ci-dessous pour chaque phase. En l'absence d'interaction, les effets liés à l'assistance sont décrits.

##### 5.4.2.1. Pour la phase 1

- Exosquelette versus sans équipement

Un effet d'interaction a été observé pour TZ, LD, ES et BF (figure 14). Ainsi, pour C5, toutes les conditions d'exosquelettes (EXO1-A24, EXO1-A72, EXO2-A24 et EXO2-A72) ont engendré une activité musculaire plus faible par rapport à la condition sans équipement (CON) (de -12 à -52% ( $p<0,003$ ) de diminution relative, représentée par \* sur la figure 14). Pour C15, il a également été observé une diminution de l'activité musculaire de TZ et LD pour l'ensemble des conditions d'exosquelettes par rapport à CON (de -18 à -46%,  $p<0,001$ ). A cette charge, pour ES et BF, cette diminution n'a pas

été observée pour EXO2-A24. Un résultat similaire est observé pour GM, toutes charges confondues (C5 + C15, en l'absence d'interaction).

- EXO1 versus EXO2

Lors de la manutention de C5 avec un réglage de l'assistance à A24, l'EXO1 a induit une activité musculaire plus faible que l'EXO2 pour LD, ES et BF (de -10 à -16% ( $p < 0,016$ ), représentée par les parenthèses noires sur la figure 14). Un résultat similaire a été observé pour BF avec la manutention de C15 (-12%,  $p = 0,003$ ). Enfin, l'activité musculaire du GM était, toutes charges confondues, plus faible pour EXO1 que pour EXO2, et ce, à la fois avec A24 (-17%,  $p < 0,001$ ) et A72 (-9%,  $p < 0,001$ ).

- A24 versus A72

Des différences ont également été relevées, pour un exosquelette donné (EXO1 ou EXO2), en fonction du niveau de l'assistance (A24 vs. A72, représentée par les parenthèses rouges dans la figure 14). Lors de l'utilisation de l'EXO2, le niveau d'assistance A72 a donné une activité musculaire plus faible que A24 pour TZ, LD, ES et BF, et ce, à la fois pour C5 (de -8 à -20% de diminutions relatives,  $p < 0,016$ ) et pour C15 (de -11 à -28%,  $p < 0,026$ ). Toutes charges confondues, ce résultat a également été observé pour GM. Pour l'EXO1, cette différence entre A24 et A72 était uniquement présente pour ES avec C5 (-8%,  $p = 0,039$ ) et pour GM toutes charges confondues (-9%,  $p < 0,001$ ).

#### 5.4.2.2. Pour la phase 2

- Exosquelette versus sans équipement

Un effet d'interaction a été observé pour tous les muscles (figure 14). Par rapport à CON, pour C5, toutes les conditions d'exosquelettes ont montré une réduction de l'activité musculaire de TZ, LD et ES (de -15 à -61% de diminution relative,  $p < 0,001$ ). Pour GM, cette réduction était observée uniquement pour EXO1-A24, EXO1-A72 et EXO2-A72 (de -14 à -33%,  $p < 0,001$ ). Pour BF, cette différence n'est apparue que pour

l'EXO1 (-38 % en moyenne,  $p < 0,001$ ). Pour la manutention de C15, toutes les conditions d'exosquelettes ont entraîné une réduction de l'activité musculaire de LD, ES et GM (de -11 à -31%,  $p < 0,008$ ). Seul l'EXO1 a induit une réduction de l'activité de TZ et BF par rapport à CON (de -23 à -34%,  $p < 0,001$ ).

- EXO1 versus EXO2.

Lors de la manutention de C5, il a été observé une activité plus faible pour l'ensemble des muscles avec l'utilisation de l'EXO1 par rapport à l'EXO2, à la fois pour A24 (de -9 à -36%,  $p < 0,05$ ) et A72 (de -8 à -46%,  $p < 0,026$ ). Lors de la manutention de C15, ce résultat est observé uniquement pour TZ, GM et BF, à la fois pour A24 (de -15 à -26%,  $p < 0,003$ ) et A72 (de -10 à -25%,  $p \leq 0,001$ ).

- A24 versus A72

Avec l'EXO1, A72 a induit une activité musculaire plus faible que A24 lors de la manutention de C5 pour LD, ES et BF (de -12 à -16%,  $p < 0,017$ ). Lors de la manutention de C15 avec l'EXO1, cette différence a été relevée uniquement pour TZ (-17%,  $p = 0,009$ ). Avec l'EXO2, A72 a induit une activité musculaire plus faible que A24 pour LD, ES et GM, à la fois lors de la manutention de C5 (de -12 à -16%,  $p < 0,002$ ) et de C15 (de -12 à -18%,  $p < 0,024$ ).

#### 5.4.2.3. Pour la phase 3

- Exosquelette versus sans équipement

Un effet d'interaction a été observé pour les muscles TZ, ES et GM (figure 14). Par rapport à CON, pour la manutention de C5, toutes les conditions d'assistance ont induit une réduction de l'activité musculaire de TZ et GM (de -10 à -35% de diminution relative,  $p < 0,02$ ). Pour ES, ce résultat est observé uniquement pour EXO1-A24, EXO1-A72 et EXO2-A72. Lors de la manutention de C15, toutes les conditions d'exosquelettes ont amené à une réduction de l'activité musculaire de GM (de -16 à -26%,  $p < 0,001$ ). A

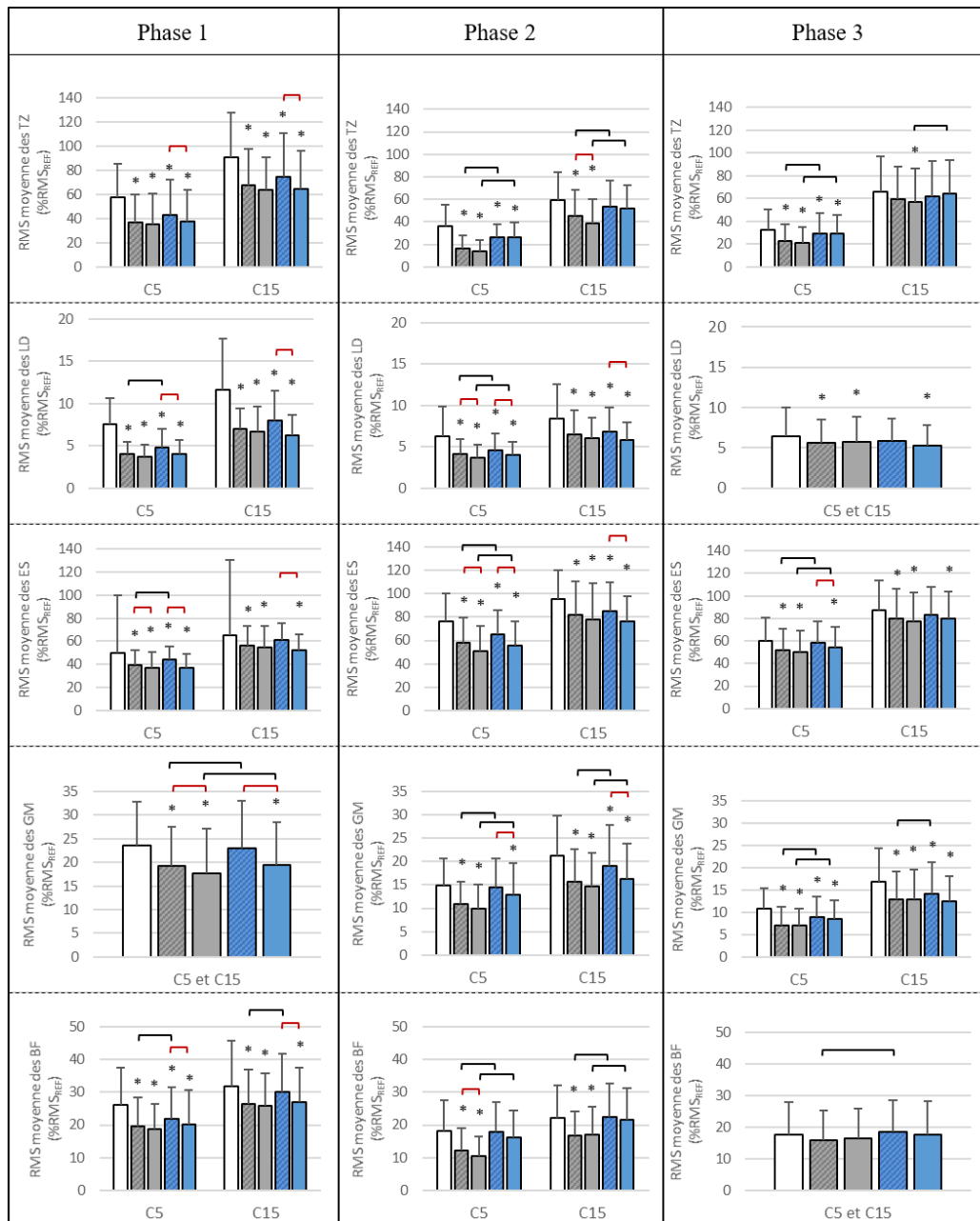
cette charge, il a également été observé des différences pour TZ avec EXO1-A72 (-13%,  $p=0.011$ ) et pour ES avec EXO1-A24, EXO1-A72 et EXO2-A72 (de -9 à -11%,  $p<0,001$ ). Enfin, pour le muscle LD, toutes charges confondues, cette différence a été relevée également pour EXO1-A24, EXO1-A72 et EXO2-A72 (de -12 à -18%,  $p<0,001$ ).

- EXO1 versus EXO2

Pour C5, l'activité musculaire de TZ, ES et GM était plus faible avec l'utilisation de l'EXO1 que de l'EXO2, et ce pour A24 (de -10 à -24%,  $p<0,001$ ) et A72 (de -6 à -28%,  $p<0,01$ ). Pour C15, l'activité musculaire de TZ était plus faible avec l'EXO1 uniquement pour A72 (-12%,  $p=0.01$ ) et celle de GM, uniquement pour A24 (-9%,  $p=0,008$ ). Enfin, pour le muscle BF, cette différence entre EXO1 et EXO2 pour A24 a été relevée toutes charges confondues (-15%,  $p<0,001$ ).

- A24 versus A72

La seule différence observée entre les niveaux de réglage de l'exosquelette était pour ES lors de la manutention de C5 avec l'EXO2.



**Figure 14 :** Activités musculaires moyennes  $\pm$  écart-types lors des 3 phases du mouvement (P1, P2 et P3). Les valeurs de RMS sont exprimées en pourcentage de RMSREF. L'activité musculaire est représentée pour chaque charge (C5 et C15) dans le cas d'une interaction significative et comme moyenne de C5 et C15 en l'absence d'interaction. TZ : trapèzes ; LD : grands dorsaux ; ES : lombaires ; GM : grands fessiers ; BF : biceps fémoraux. La condition sans équipement (CON) est représentée en blanc, EXO1-A24 en gris hachuré, EXO1-A72 en gris, EXO2-A24 en bleu hachuré et EXO2-A72 en bleu. Une différence significative ( $p < 0,05$  et  $d \geq 0,2$ ) par rapport à CON est représentée par \*. Les parenthèses noires représentent une différence significative entre deux exosquelettes (EXO1 versus EXO2) pour un même niveau d'assistance. Les parenthèses rouges représentent une différence significative entre les niveaux d'assistance (A24 versus A72) pour un même exosquelette.



## 5.5. Discussion

Cette étude avait pour objectif d'évaluer les conséquences de différents réglages du niveau d'assistance d'exosquelettes actifs, lors d'une tâche dynamique de manutention dans le plan sagittal, sur l'activité des muscles extenseurs et la cinématique du tronc. Les résultats ont permis de mettre en évidence que, quelle que soit la phase du mouvement, l'utilisation des deux exosquelettes actifs pouvait réduire l'activité EMG des muscles extenseurs du tronc par rapport à une condition sans assistance, confirmant ainsi notre première hypothèse. Cependant, en fonction de la phase du mouvement, ces bénéfices étaient modulés par les caractéristiques de l'assistance (modèle d'exosquelette, niveau d'assistance). Un plus haut niveau d'assistance n'a pas toujours été le corollaire d'une réduction plus importante du niveau d'activité musculaire, réfutant en partie notre seconde hypothèse. Les résultats ont également mis en avant une modification de la cinématique du tronc liée à l'utilisation de ces exosquelettes actifs.

Ainsi, l'utilisation de l'EXO1 (Exoback) a induit, par rapport à la condition sans équipement, une augmentation de la flexion de hanche (L5-cuisse), sans modifier les angles thoracique (C7-T8) et lombaire (T8-L5), et ce pour les phases 1 et 2 (P1 et P2). L'utilisation de l'EXO2 (CrayX) a également modifié la cinématique du tronc, avec une flexion de hanche plus importante lors des 3 phases et une flexion lombaire plus faible que la condition sans équipement lors de P1. A noter que pour cette phase, les 2 exosquelettes ont présenté des différences : l'EXO2 montrant une flexion de hanche plus importante et une flexion lombaire plus faible que l'EXO1. Ce résultat peut s'expliquer par les caractéristiques de structure de ces exosquelettes. En effet, l'EXO1 est bi-articulaire (hanche et bas du dos) avec un boîtier dorsal écarté du dos, alors que l'EXO2 est mono-articulaire (hanche) avec un boîtier dorsal au contact du dos. Ainsi, lors de la phase la plus inclinée (P1), les participants (masculins dans cette étude) ont pu réaliser un mouvement de courbure du dos correspondant à leur mouvement naturel (Pan et al., 2020), lors de l'utilisation du système bi-articulaire, alors qu'ils ont été probablement contraints à une flexion de hanche plus importante avec le système mono-articulaire. Des études antérieures ont également observé des modifications cinématiques au niveau du

tronc lors de l'utilisation de systèmes actifs (Brinkemper, von Gliniski, & Schildhauer, 2021; Koopman et al., 2019). Brinkemper et al. (2021), avec le Cyberdyne, ont par exemple observé des modifications au niveau du thorax, des lombaires et des hanches. De plus, en comparant deux réglages du niveau d'assistance différents, ils ont constaté que les variations cinématiques étaient davantage liées à la structure de système plutôt qu'à ce réglage. Ces modifications cinématiques liées à l'utilisation des exosquelettes actifs pourraient en outre venir impacter le niveau d'activités musculaires, mais également avoir une influence sur les contraintes induites au niveau de la colonne vertébrale (Adams & Dolan, 1995). Il apparaît donc essentiel de contrôler la cinématique des participants lors de l'évaluation d'exosquelettes.

Concernant les réponses musculaires liées à l'utilisation des exosquelettes robotisés EXO1 et EXO2, tous les muscles extenseurs du tronc ont vu leur activité EMG diminuer par rapport à la condition sans équipement, variant de 9 à 61%. De tels bénéfices sont en accord avec les études précédentes ayant évalué des systèmes actifs lors de tâches de manutention manuelle (Huysamen et al., 2018; Kermavnar et al., 2021; Wei et al., 2020). La présente étude a toutefois mis en avant que ces bénéfices pouvaient être liés à la phase du mouvement réalisé, c'est-à-dire à la plage angulaire d'inclinaison du tronc. Ainsi, il a été observé une diminution moyenne de l'activité de l'ensemble des muscles, par rapport à la condition sans équipement, de 27, 30 et 19% respectivement pour les phases P1, P2 et P3. Les phases P1 et P2 correspondaient au redressement dynamique du tronc alors que la phase P3 correspondait, tronc redressé, à un mouvement nécessitant d'avancer la charge vers l'avant, impliquant un bras de levier au niveau du bas du dos. Les plus faibles bénéfices obtenus dans cette phase (19%) par rapport aux deux autres (27 et 30%), pourraient être dus à une adéquation moins bonne entre les exigences de la tâche et les caractéristiques des exosquelettes. Afin de mieux comprendre quels facteurs d'adéquation pourraient influencer ces réductions d'activités musculaires, nos résultats seront détaillés en fonction des caractéristiques liées à la tâche (la phase du mouvement et le poids) et liées aux exosquelettes (le niveau d'assistance, adaptée ou non à la charge).

### 5.5.1. La phase P3 : une position statique avec peu d'inclinaison du tronc

Lors de cette phase de fin de mouvement, les participants étaient dans une position quasi statique au niveau du tronc (amplitude moyenne de l'inclinaison de C7  $\approx$  4°) et avec une légère inclinaison de celui-ci vers l'arrière (-9° par rapport à la position statique de référence sans exosquelette). Dans cette phase, les exosquelettes actifs ne devraient donc théoriquement pas délivrer d'assistance du fait que les participants étaient en position redressée (voir légèrement penchés en arrière) mais également que l'amplitude du mouvement était très faible. Ces paramètres de mouvement et leur détection par les systèmes robotisés auraient ainsi dû montrer une réduction totale ou partielle de l'assistance, qui aurait pu se traduire par une absence de bénéfices sur l'activité musculaire des extenseurs du tronc lors de P3. Toutefois, des gains ont été observés par rapport à la condition sans assistance. A l'instar de ce qui a été avancé pour les exosquelettes passifs, le simple fait de porter ces systèmes pourrait générer un effet de gainage et ainsi contribuer à la réduction des sollicitations musculaires (Abdoli & Stevenson, 2008; Kim et al., 2020). Aussi, il est possible que ces exosquelettes, dont la structure comprend un boîtier dorsal, aient pu jouer le rôle d'un contrepoids par rapport à la charge manipulée en avant. Ce phénomène a été précédemment avancé lors de l'utilisation d'exosquelettes des membres supérieurs (Desbrosses, Schwartz, & Theurel, 2021). Il avait ainsi été observé que la régulation de l'équilibre postural pouvait dépendre de l'adéquation entre la charge manipulée devant l'utilisateur et le poids de la structure de l'exosquelette à l'arrière de celui-ci (Desbrosses et al., 2021). Cette hypothèse est à rapprocher des différences observées entre EXO1 et EXO2 dans cette phase P3. En effet, l'utilisation de l'EXO1 a apporté davantage de bénéfices pour une majorité de muscles (TZ, ES, GM et BF) par rapport à l'EXO2 : de 6 à 28% de réductions relatives, principalement observées avec la charge C5 (5 kg). Le boîtier dorsal de l'EXO1, plus lourd (intégrant le moteur, la batterie et les cartes électroniques) que celui de l'EXO2 (intégrant seulement la batterie et les cartes électroniques) et déporté plus en arrière par rapport au dos de l'utilisateur que celui de l'EXO2, pourrait alors créer un équilibre des forces plus favorable lors de l'avancée de la charge la plus légère en avant, réduisant ainsi davantage les niveaux d'activités musculaires. Avec la charge plus lourde, le poids de la structure dorsale de l'EXO1 ne serait alors plus suffisant pour mieux contrebalancer la charge que l'EXO2. Par ailleurs, même si l'assistance de ces exosquelettes robotisés

n'était théoriquement pas active lors de positions redressées ou légèrement inclinées vers l'arrière, il n'en reste pas moins qu'il est difficile de s'assurer, uniquement sur la base de l'inclinaison de C7, que l'assistance était active ou non, et avec quel niveau. Les paramètres d'assistance de fin de mouvement (position redressée) pourraient par ailleurs être dépendants de l'exosquelette utilisé et contribuer aux différences observées. Le panneau de contrôle de l'EXO1 permettait de modifier deux paramètres d'assistance pouvant avoir un impact sur la fin du mouvement d'extension. Le premier correspondait à « l'assistance de fin de relevage », permettant de modifier la courbe assistance/angle lorsque le buste est proche de la verticale : le niveau 0% correspondait à la courbe de base et le niveau 100% à l'ajout maximal d'une assistance en fin de mouvement. Le second paramètre correspondait au « seuil de maintien », permettant de moduler l'arrêt de l'assistance en fin de mouvement : réglé à 0%, l'arrêt de l'assistance se réalisait dès que la vitesse de remontée du tronc était nulle, alors que réglé à 100%, l'assistance se désactivait lorsqu'une flexion du tronc à partir d'une vitesse relativement élevée était détectée. Dans la présente étude, comme mentionné en méthodologie, ces paramètres ont été réglés sur la valeur par défaut, égale à 20%, permettant ainsi d'avoir un « léger » niveau d'assistance supplémentaire à l'approche de la verticale et une détection d'un « léger » mouvement de flexion pour l'arrêt de l'assistance. Les termes « légers » ont été utilisés en l'absence d'informations relatives à une valeur précise de couple en Nm ou d'angle de flexion en degrés. Pour l'EXO2, aucun paramètre de réglage et aucune information n'étaient disponibles concernant l'assistance en fin de mouvement. Les plus importantes réductions de l'activité musculaire observées pour l'EXO1 par rapport à l'EXO2 pourraient être liées, en partie, à ces paramètres. Néanmoins, il apparaît compliqué de valider ces hypothèses du fait que le fonctionnement de l'assistance et ses lois de commandes restent relativement flous pour les utilisateurs. Toutefois, certaines lois de commandes de l'assistance pourraient avoir un impact sur les bénéfices apportés par ces systèmes, même lorsque les utilisateurs se situent dans une phase de mouvement quasi statique et redressée, là où les systèmes passifs sont généralement que très peu bénéfiques (Schwartz et al., 2021). D'autres études sont donc nécessaires pour compléter et valider ces hypothèses.

## 5.5.2. Les phases P1 et P2 : mise en mouvement et extension du tronc

### 5.5.2.1. Conséquences du niveau d'assistance adapté à la charge

Pour les phases 1 et 2 du mouvement (P1 et P2), lorsque le niveau d'assistance des exosquelettes était réglé à la charge manipulée (A24 pour C5 et A72 pour C15), les deux systèmes (EXO1 et EXO2) ont apporté une réduction du niveau de sollicitation pour quasiment tous les muscles extenseurs du tronc, soulignant l'intérêt de ces systèmes robotisés lors de tâches dynamiques de manutention (Kermavnar et al., 2021). Par ailleurs, ces réductions étaient globalement plus importantes avec l'EXO1 par rapport à l'EXO2 (de 9 à 36% de diminutions relatives), exceptées avec C15 en P1 pour tous les muscles et avec C15 en P2 pour les lombaires et les grands dorsaux. Ces bénéfices plus élevés avec l'utilisation de l'EXO1 pourraient s'expliquer en partie par des différences de conception entre les exosquelettes. Tout d'abord, l'EXO1 pèse 8 kg alors que l'EXO2 pèse 11 kg. Ainsi, lors du redressement du tronc, où l'assistance doit permettre d'aider à relever le poids du tronc de l'utilisateur (plus les membres supérieurs et la tête), de la charge manipulée et de l'exosquelette en lui-même (son poids étant partiellement reporté sur le dos de l'utilisateur), il apparaît logique, qu'à assistance égale (24 ou 72 Nm), l'EXO2 ait été moins performant que l'EXO1. Ce dernier bénéficiant d'une réduction de la masse à assister de 3 kg. Une précédente étude avait ainsi observé, avec un exosquelette passif donné, qu'une augmentation de la charge manipulée engendrait de plus faibles bénéfices sur l'activité musculaires (Abdoli et al., 2006). Ainsi, au regard de nos résultats et de ceux d'Abdoli et al. (2006), il apparaît que le réglage du niveau d'assistance, en termes de valeur de couple, ne devrait pas seulement prendre en compte la charge manipulée, mais plutôt faire référence à la charge globale que le système devra assister, comprenant le poids de l'utilisateur, de l'exosquelette et de la charge. Toutefois, dans notre étude, la variation de masse entre les exosquelettes (3 kg) est responsable d'environ seulement 5% de cette charge globale, ne suffisant probablement pas à expliquer les 9 à 36% de différences d'activités musculaires. Ainsi, d'autres caractéristiques de conception, telles que le nombre d'articulations, pourraient également contribuer à ces différences. Un système plus anthropomorphe pourrait probablement s'adapter plus finement aux mouvements naturels de l'utilisateur et probablement lui transmettre son assistance de façon plus optimale. Ainsi, avec l'utilisation de l'EXO1 (bi-articulaire), il a été observé une flexion de hanche plus faible et une flexion de T8-L5 plus élevée que lors

de l'utilisation de l'EXO2 (mono-articulaire). Ces résultats, observés uniquement pour la phase P1, laissent à penser que l'EXO1 permet une courbure du dos plus importante alors que l'EXO2 ait imposé une inclinaison du tronc induite plus fortement par une flexion de hanche. Les hommes ayant naturellement une stratégie de mouvement axé sur la courbure du dos (Pan et al., 2020), il est alors possible que l'EXO1 ait moins contraint les participants que l'EXO2.

Concernant le fait que, pour la manutention de la charge C15 en phase P1, l'EXO1 n'ait pas apporté de différences par rapport à l'EXO2, une explication liée aux lois de commande de l'assistance pourrait être avancée. Lors de cette phase, intégrant l'initiation du mouvement d'extension du tronc, les exosquelettes doivent identifier le début du mouvement afin de délivrer l'assistance nécessaire. Comme évoqué précédemment pour la fin de mouvement, des réglages de l'assistance existent également pour le début de mouvement. Ceux-ci ont été réglés aux valeurs par défaut pour les 2 systèmes, sans toutefois connaître exactement leur implication en termes de couple ou de temporalité de délivrance de l'assistance. Il est alors possible que les lois de commandes de l'EXO2 aient été plus bénéfiques que celles de l'EXO1 pour l'initiation du mouvement, sans toutefois pouvoir contrôler ces paramètres. Et ce, d'autant plus que le travail avec C15 imposait pour l'EXO1 une assistance réglée à son maximum (72 Nm pour 72 Nm disponible) alors que pour l'EXO2, l'assistance était de 60% (72 Nm pour 120 Nm disponible). Ainsi, il est possible que pour l'EXO1, la délivrance du couple de 72 Nm ait été moins rapide qu'avec l'EXO2, conduisant à limiter les bénéfices en début de mouvement. Ce résultat est à rapprocher de l'effet d'hystérésis déjà observé avec des systèmes passifs, où il existe un délai entre le mouvement réalisé et la délivrance du couple d'assistance (Koopman et al., 2019). Pour les systèmes actifs, cette hypothèse reste cependant à approfondir en menant des études évaluant spécifiquement l'influence des paramètres de détection du début de mouvement et d'enclenchement de l'assistance.

### 5.5.2.2. Conséquences du niveau d'assistance non adapté à la charge

Lors de la manutention de C5 avec le couple d'assistance réglé à 72 Nm (correspondant à un couple théoriquement plus élevé que nécessaire), il a été observé des réductions plus importantes par rapport à la manutention de la même charge avec un couple de 24 Nm pour l'activité de nombreux muscles extenseurs du tronc (de 8 à 20% de diminutions relatives). Ces réductions étaient toutefois plus nombreuses pour l'EXO2 que pour l'EXO1. Ces résultats relatifs à la variation du niveau d'assistance pour une charge donnée sont à mettre en relation avec ceux de Frost et al. (2009) sur un système passif. Ces auteurs avaient en effet relevé que les réductions d'activité musculaire étaient plus importantes avec un plus haut niveau d'assistance. Par ailleurs, lors de la manutention de C15 avec le niveau d'assistance réglé à 24Nm (correspondant à un couple théoriquement plus faible que recommandé), les réductions des activités musculaires des extenseurs du tronc étaient moins importantes que lorsque le couple était réglé à la charge (72 Nm), excepté avec l'EXO1 où les deux niveaux d'assistance procuraient des bénéfices identiques. S'il apparaît logique d'observer des différences entre ces 2 niveaux d'assistance, au regard des arguments avancés précédemment (Frost et al., 2009), des questions se posent pour l'EXO1. Pour cet exosquelette, lors de la manutention d'une charge de 15 kg, son plus haut niveau d'assistance (72 Nm) ne serait pas plus efficace qu'un plus faible (24 Nm), excepté pour les trapèzes. Comme expliqué auparavant, réglé à 72 Nm, l'EXO1 était à son niveau d'assistance maximale. Il est alors possible que lorsque les contraintes imposées à ce système sont importantes, comme lors de la manutention de charges lourdes (C15), cet exosquelette atteigne ses limites et ne puisse plus procurer aussi bien l'assistance espérée. On peut ainsi penser que la valeur de 72 Nm ne soit qu'un maximum atteignable à un moment donné. D'autant plus lorsque la charge à soulever requière cette assistance maximale. On peut aussi penser qu'il existe une certaine forme de déperdition de l'énergie produite, potentiellement plus élevée lorsque le système travail à son maximum. Si le caractère poly-articulé de l'EXO1 est apparu comme un facteur pouvant procurer davantage de bénéfices, il pourrait aussi trouver ses limites dans de telles situations. Une partie de l'énergie produite par les moteurs pourrait ne pas être transférée correctement à l'utilisateur. Si cette hypothèse est complexe à vérifier, nos données cinématiques pourraient contribuer à la nourrir. En effet, si pour C5 il existe des différences entre A24 et A72 au niveau des angles de la hanche, de T8-L5 et

de C7-T8, pour C15 ces différences n'existent plus. L'EXO1 pourrait ne pas imposer à son utilisateur la même cinématique du tronc en fonction des contraintes de la tâche, probablement du fait que la cinématique même de cet exosquelette bi-articulé puisse varier en fonction de ces contraintes. Cette hypothèse reste à confirmer en évaluant la cinématique des systèmes et les niveaux de force réellement transmis au niveau des zones de contact avec l'utilisateur.

Enfin, malgré cette limitation de performance de l'EXO1 lorsque l'assistance n'était pas adaptée à la charge, nos résultats ont toutefois souligné que cet exosquelette entraînait des bénéfices supplémentaires par rapport à l'EXO2 sur la réduction des activités musculaires, uniquement lors de la phase 2. À l'instar de ce qui a été avancé précédemment, ces résultats pourraient trouver une explication dans les caractéristiques de conception des exosquelettes (poids et nombres d'articulations) ainsi que dans leurs réglages de l'assistance (temporalité d'activation de l'assistance, courbe assistance/angle...).

## 5.6. Conclusion

L'utilisation des modèles d'exosquelettes robotisés d'assistance du dos a permis des diminutions de l'activité musculaire des extenseurs du tronc par rapport à une condition sans équipement, lors d'un mouvement d'extension du tronc. L'importance de ces bénéfices semblaient toutefois dépendre de caractéristiques propres aux exosquelettes (poids, structure, assistance) mais également de caractéristiques liées à la tâche (phase du mouvement, charge manipulée). En terme pratique, pour obtenir une réduction maximale d'activité des muscles extenseurs du tronc en situation de travail où des charges différentes peuvent se présenter aux salariés, quel que soit l'exosquelette utilisé, il convient généralement de régler le niveau d'assistance au maximum. Toutefois, même réglés pour une faible charge, ces systèmes d'assistance apportent des bénéfices par rapport à une condition sans équipement, et ce quelle que soit la phase du mouvement. Enfin, de futures recherches apparaissent essentielles pour caractériser les conséquences des lois de commandes de détection du mouvement et de génération de l'assistance, notamment en début et fin de d'extension du tronc



## 6. Étude 3

### **Conséquences cardio-respiratoires de l'utilisation d'exosquelettes passif ou actif d'assistance du dos lors d'une tâche de manutention manuelle répétitive.**

Manuscrit publié dans *European Journal of Applied Physiology*.

**Schwartz, M.**, Desbrosses, K., Theurel, J., & Mornieux, G. (2022). Using passive or active back-support exoskeletons during a repetitive lifting task: influence on cardiorespiratory parameters. *Eur J Appl Physiol*. Sep 8. doi: 10.1007/s00421-022-05034-x

L'article est présenté en annexe (paragraphe 1.1).

Les communications suivantes, relatives à cette étude, ont été soumises, acceptées et présentées aux conférences suivantes :

- **Schwartz, M.**, Theurel, J., Desbrosses, K. & Mornieux, G. (2021). Cardiorespiratory effects of using a robotic back-support exoskeleton during a repetitive lifting task. *WeaRAcon Europe 2021*. (Communication orale).
- **Schwartz, M.**, Theurel, J., Desbrosses, K. & Mornieux, G. (2021). Effets cardiorespiratoires de l'utilisation d'exosquelettes d'assistance du dos pendant une tâche répétitive de manutention. Journée robotique CNRS. (Communication orale).
- **Schwartz, M.**, Theurel, J., Desbrosses, K. & Mornieux, G. (2022). Evaluation of three back-support exoskeletons during a repetitive lifting task: influence of design on cardiorespiratory parameters. *27th Annual ECSS Congress Seville/Spain*. (Poster).

Des copies des résumés sont présentés en annexe (paragraphe 1.3).

## 6.1. Problématique, objectifs et hypothèses

De nombreuses études ont démontré que les exosquelettes pouvaient avoir des effets bénéfiques locaux, en réduisant par exemple la sollicitation musculaire des érecteurs spinaux de 6 à 48 % lors de diverses tâches de manutention (Kermavnar et al., 2021). Ces bénéfices ont par ailleurs été observés à la fois pour des systèmes passifs et actifs (Kermavnar et al., 2021). Cependant, au-delà des contraintes musculaires locales, fortement impliquées dans la survenue des lombalgies, il est légitime de questionner leurs conséquences sur l'effort physique global afin de s'assurer que leurs bénéfices locaux ne se fassent pas au détriment de sollicitations cardiorespiratoires plus importantes, pouvant être liées par exemple au poids des exosquelettes. La littérature a néanmoins mis en avant que l'utilisation de ces systèmes pouvaient réduire le coût métabolique (Alemi et al., 2020; Baltrusch et al., 2019; Erezuma et al., 2021; Wei et al., 2020) et le coût cardiaque (Dewi & Komatsuzaki, 2018; Yin et al., 2019) lors de différentes tâches de manutention. Cependant, comme relevé dans la revue de Del Ferraro et al. (2020), les exosquelettes les plus évalués sur ces paramètres étaient des systèmes passifs, rendant difficile la généralisation de ces résultats à des exosquelettes actifs dont les caractéristiques, notamment de poids, sont différentes. En effet, les exosquelettes passifs sont des systèmes légers mais imposants aux utilisateurs de mettre en tension le système d'assistance (ressort, élastique, vérin...) avant de profiter de ses bénéfices. Les exosquelettes actifs sont quant à eux des systèmes plus lourds mais avec une assistance « gratuite » et potentiellement plus importante. Ainsi, il est important de comprendre l'influence de différents types d'exosquelettes possédant chacun diverses caractéristiques (technologie, poids, structure), sur les paramètres cardiorespiratoires lors d'une tâche répétée de manutention. De plus, Del Ferraro et al. (2020) ont relevé que la majorité des études a été réalisée avec une population masculine. Or, comme souligné en introduction générale, les hommes et les femmes peuvent présenter des différences physiologiques et biomécaniques (Cote, 2012; Plamondon et al., 2017). La généralisation des réponses cardiorespiratoires observés avec l'utilisation d'exosquelettes à l'ensemble des utilisateurs, et notamment chez les femmes, pourrait être compliquée. Il apparaît alors indispensable d'évaluer l'effet du port d'exosquelettes sur les conséquences cardiorespiratoires en introduisant le facteur sexe.

Dans ce contexte, l'objectif principal de cette étude était d'évaluer les effets de différents types d'exosquelettes d'assistance du dos sur les paramètres cardiorespiratoires. Nous avons émis l'hypothèse que les exosquelettes actifs seraient plus efficaces que les exosquelettes passifs et réduiraient ainsi davantage les coûts métaboliques et cardiaques induits par une tâche répétée de manutention manuelle. Un deuxième objectif était de déterminer l'effet possible du sexe sur les réponses cardiorespiratoires liées à l'utilisation de ces exosquelettes.

## 6.2. Matériel et méthode

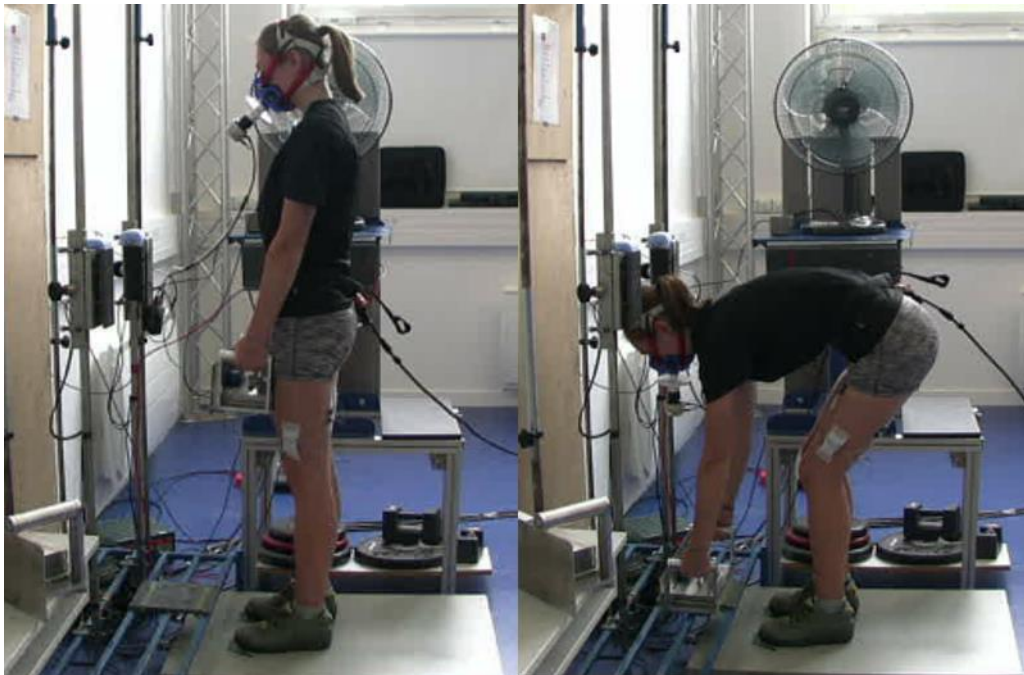
### 6.2.1. Participants

Treize hommes ( $25 \pm 5$  ans,  $180 \pm 4$  cm,  $75,5 \pm 7,9$  kg) et quatorze femmes ( $24 \pm 6$  ans,  $166 \pm 6$  cm,  $63,6 \pm 13,3$  kg), sans pathologie musculo-squelettique et cardiorespiratoire, ont participé à cette étude. Ces participants ont également tous réalisé l'étude 1 (paragraphe 4.2.1, page 32). Ils ont ainsi effectué un protocole d'entraînement avant les expérimentations et donné leur consentement de participation (n°IDRCB 2019-A02901-56).

### 6.2.2. Tâche expérimentale

Les participants ont effectué une tâche de manutention manuelle standardisée dans le plan sagittal, consistant à déplacer une charge de 10 kg, d'une plateforme positionnée à la hauteur des chevilles jusqu'à son élévation à la hauteur des cuisses, et vice versa. Cette tâche a ainsi nécessité de réaliser une extension puis une flexion complète du tronc. Ces actions successives de soulèvement et d'abaissement de la charge correspondaient à la réalisation d'un cycle. Les participants effectuaient cette tâche en continu pendant 5 minutes à un rythme imposé à l'aide d'un métronome (15 cycles / minute). La technique de « stoop » était imposée, c'est-à-dire que la flexion/extension du tronc était réalisée avec l'articulation des genoux en quasi-extension, mais sans bloquer l'articulation (figure 15). En outre, il était demandé aux participants de manipuler la

charge avec les bras tendus. La position des pieds était fixe, parallèle et écartée de la largeur des hanches. Cette position était marquée au début de l'expérimentation avec du ruban adhésif et était identique pour chaque condition d'exosquelette. La tâche de manutention a été successivement réalisée avec trois exosquelettes (décrits ci-dessous) et sans équipement (CON). L'ordre de ces conditions était randomisé et une période de repos de 10 minutes en position assise était respectée entre chacune d'elles.



**Figure 15 :** Représentation de la tâche expérimentale.

### 6.2.3. Exosquelettes

Les exosquelettes utilisés étaient identiques à ceux présentés dans l'étude 1 (paragraphe 4.2.3, page 35) :

- P-EXO (BackX) : réglé sur le mode " instantané " avec le niveau d'assistance " élevé ", correspondant approximativement à un couple maximal de 41 Nm (à 90° de flexion). Ce niveau d'assistance a été choisi au regard du poids à manipuler (10 kg).

- A-EXO1 (ExoBack) : réglé avec un niveau d'assistance fixé à 66%, correspondant à 48 Nm. Ce niveau de couple a été choisi au regard des recommandations du constructeur pour le poids à manipuler. Les paramètres de réactivité et de souplesse ont été fixés à 50%. Le niveau de soutien, l'assistance en fin de course et le seuil de maintien ont été réglés à 20% (paramètres par défaut).
- A-EXO2 (CrayX) : réglé sur le mode dynamique avec un niveau d'assistance fixé à 40%, correspondant à 48 Nm (identique à A-EXO1). La sensibilité, la réaction et la force de soutien ont été réglées à 5 (paramètres par défaut sur une échelle de 0 à 10).

#### 6.2.4. Mesures

La consommation d'oxygène ( $\dot{V}O_2$ , exprimée en ml/min/kg) et la fréquence cardiaque (FC, exprimée en battements par minute (bpm)) ont été mesurées cycle par cycle pendant l'expérimentation à l'aide d'un analyseur portable de gaz respiratoire couplé à une ceinture thoracique (K4b2, Cosmed, Italie). Ce système de mesure a été préalablement calibré avec un gaz étalon, avant chaque participant, selon les recommandations du constructeur.

En amont de la tâche expérimentale de manutention, les valeurs de repos ont été enregistrées lors d'une période de 15 minutes durant laquelle les participants étaient allongés dans une pièce calme et dans l'obscurité. La moyenne de  $\dot{V}O_2$  et de FC lors des 5 dernières minutes de cette période a été considérée comme valeur de repos ( $\dot{V}O_2$ -R et FC-R). Lors de la tâche de manutention, pour chaque condition d'assistance (les 3 exosquelettes et la condition contrôle), la  $\dot{V}O_2$  et la FC ont été moyennées sur les 2 dernières minutes d'activité et ont ainsi été considérées comme consommation d'oxygène d'exercice ( $\dot{V}O_2$ -E) et fréquence cardiaque d'exercice (FC-E). Ensuite, le coût

métabolique associé à la tâche a été calculé par la formule suivante :  $\dot{V}O_2-E - \dot{V}O_2-R$ , et le coût cardiaque par la formule :  $FC-E - FC-R$ .

#### 6.2.5. Analyse statistique

Les valeurs de coût métabolique et cardiaque sont exprimées en moyennes  $\pm$  écarts-types. Un modèle linéaire mixte généralisé a été utilisé pour analyser les effets principaux de l'exosquelette (CON, P-EXO, A-EXO1 et A-EXO2) et du sexe (homme et femme), ainsi que leur effet d'interaction, sur les coûts métabolique et cardiaque. Ces variables indépendantes ont été définies comme effets fixes et les participants comme effets aléatoires. Toute interaction non significative a été retirée du modèle. La normalité résiduelle a été vérifiée. Les effets significatifs ont ensuite été analysés à l'aide de tests de comparaison par post-hoc de Bonferroni. Le niveau de significativité était de 5 % ( $p < 0,05$ ). L'effet de taille a également été évalué au moyen des valeurs  $d$  de Cohen pour les comparaisons par post-hoc. Il a été considéré comme petit ( $0,20 \leq d \leq 0,49$ ), moyen ( $0,50 \leq d \leq 0,79$ ) ou grand ( $d \geq 0,80$ ) selon Cohen (Cohen, 1992). En présence de significativité ( $p < 0,05$ ), seuls les résultats avec un effet de taille au moins petit ont été présentés. Toutes les analyses ont été réalisées avec le logiciel STATA (Stata 16, StataCorp, USA).

### 6.3. Résultats

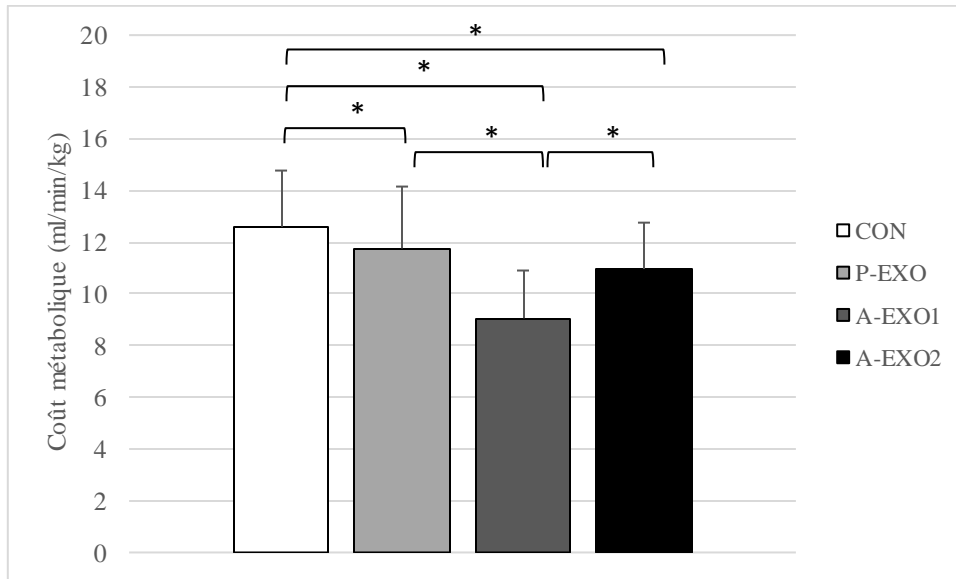
L'effet d'interaction entre l'exosquelette et le sexe ne s'est pas révélé significatif, ni sur le coût métabolique ( $p = 0,75$ ) ni sur le coût cardiaque ( $p = 0,39$ ). L'interaction a donc été retirée du modèle final. Il a alors été observé un effet significatif du facteur exosquelette sur le coût métabolique ( $p < 0,001$ ) et sur le coût cardiaque ( $p < 0,001$ ), et du facteur sexe sur le coût cardiaque uniquement ( $p < 0,001$  ; tableau n° 3).

	Coût métabolique	Coût cardiaque
Effet principal	p	p
Exosquelette	< 0,001	< 0,001
Sexe	0,13	< 0,001

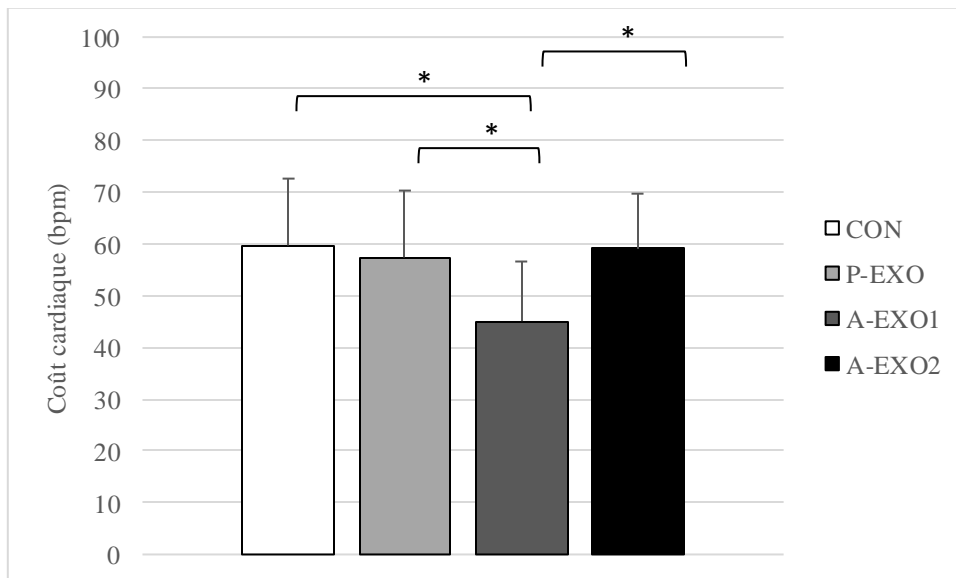
**Tableau 3** : Résultats du modèle statistique représentant les effets principaux de l'exosquelette et du sexe sur les paramètres cardiorespiratoires.

### 6.3.1. Effet de l'exosquelette

Pour l'ensemble des participants (14 femmes et 13 hommes), le coût métabolique a été significativement réduit avec P-EXO ( $11,8 \pm 2,4$  ml/min/kg;  $p = 0,04$ ), A-EXO1 ( $9,1 \pm 1,8$  ml./min/kg;  $p < 0,001$ ) et A-EXO2 ( $11,0 \pm 1,8$  ml/min/kg;  $p < 0,001$ ) comparativement à sans équipement (CON :  $12,6 \pm 2,2$  ml/min/kg) (figure n°16). De plus, le coût métabolique avec A-EXO1 était significativement plus faible que pour P-EXO ( $p < 0,001$ ) et A-EXO2 ( $p < 0,001$ ). Concernant le coût cardiaque, une diminution a été observée avec A-EXO1 ( $45,1 \pm 11,5$  bpm) comparativement à CON ( $59,7 \pm 12,9$  bpm;  $p < 0,001$ ), P-EXO ( $57,4 \pm 12,9$  bpm;  $p < 0,001$ ) et A-EXO2 ( $59,1 \pm 10,7$  bpm;  $p < 0,001$ ) (figure n°17). Aucune différence n'a été observée entre la condition contrôle (CON), P-EXO et A-EXO2.



**Figure 16 :** Coûts métaboliques moyens (ml/min/kg)  $\pm$  écarts-types lors de l'utilisation de l'exosquelette passif (P-EXO, en gris clair), des deux exosquelettes actifs (A-EXO1, en gris foncé et A-EXO2, en noir) et sans équipement (CON, en blanc). \* : différence significative entre deux exosquelettes ( $p < 0,05$ ).



**Figure 17 :** Coûts cardiaques moyens (bpm)  $\pm$  écarts-types lors de l'utilisation de l'exosquelette passif (P-EXO, en gris clair), des deux exosquelettes actifs (A-EXO1, gris foncé et A-EXO2, en noir) et sans équipement (CON, en blanc). \* : différence significative entre deux exosquelettes ( $p < 0,05$ ).



### 6.3.2. Effet du sexe

Lors de la tâche, le coût métabolique (toutes les conditions d'équipement combinées) n'était pas significativement différent ( $p = 0,13$ ) entre les hommes ( $11,6 \pm 2,7$  ml/min/kg) et les femmes ( $10,6 \pm 2,0$  ml/min/kg). Un effet du facteur sexe a par contre été observé pour le coût cardiaque ( $p < 0,001$ ), avec une valeur plus élevée pour les femmes ( $61,7 \pm 10,6$  bpm) que pour les hommes ( $49 \pm 12,7$  bpm).

## 6.4. Discussion

Dans cette étude, les effets du type d'exosquelette et du sexe sur les paramètres cardiorespiratoires ont été observés lors d'une tâche de manutention répétitive. Nos principaux résultats ont montré que l'utilisation d'exosquelettes passifs et actifs pouvait améliorer de manière significative les coûts métaboliques et cardiaques par rapport à la condition sans équipement, et ce, sans être influencé par le sexe.

### 6.4.1. Effet de l'utilisation et du type d'exosquelette

À notre connaissance, cette étude est la première à comparer des exosquelettes d'assistance du dos actifs et passifs sur les paramètres cardiorespiratoires lors d'une même tâche de manutention répétitive. Nos résultats ont montré dans un premier temps une diminution significative du coût métabolique pour les trois exosquelettes utilisés comparativement à la condition sans assistance. Cependant, ces diminutions étaient dépendantes du type d'exosquelette utilisé. En effet, l'utilisation de l'exosquelette passif (P-EXO, le modèle BackX) a réduit le coût métabolique d'environ 7% lors de cette tâche de manutention. Cette réduction est plus faible que celles observées dans d'autres études portant sur le même modèle d'exosquelette mais considérant des charges manipulées plus légères. Par exemple, Madinei et al. (2020) ont montré une diminution de  $\dot{V}O_2$  de 14% avec une charge correspondant à 10% du poids de corps ( $\approx 7,2$  kg). Alemi et al. (2020)

ont quant à eux observé une diminution de  $\dot{V}O_2$  de 13% avec une charge de 6,8 kg. A contrario, Poon, van Engelhoven, Kazerooni, and Harris (2019) n'ont reporté aucune différence de coût métabolique lors du port de l'exosquelette BackX durant une tâche de manutention avec une masse de 18 kg. L'ensemble de ces résultats suggère que le bénéfice de coût métabolique apporté par cet exosquelette passif puisse diminuer avec l'augmentation de la charge manipulée. En pratique, il apparaît important d'adapter les caractéristiques de l'exosquelette aux caractéristiques de la tâche de travail réalisée (comme la charge manipulée) afin de maximiser les bénéfices de ces systèmes.

L'utilisation d'exosquelettes actifs a montré une diminution du coût métabolique de 28% pour A-EXO1 (Exoback) et de 13% pour A-EXO2 (Cray X) comparée à la condition sans équipement. Wei et al. (2020), ayant évalué un autre exosquelette actif (le prototype MeBot-EXO), ont également reporté une diminution du coût métabolique, de 18%, même si seulement trois participants ont réalisé cette étude. Les différences de résultats lors de l'utilisation de ces systèmes robotisés pourraient être en partie liées à la conception de leur structure. En effet, dans la présente étude, deux exosquelettes actifs ont été utilisés et il a été observé des différences sur l'amplitude de la réduction du coût métabolique alors que la tâche réalisée était identique et le niveau du couple d'assistance similaire (48 Nm). Ces différences pourraient être partiellement expliquées par une masse plus élevée pour A-EXO2 que A-EXO1 (11 contre 8,4 kg, respectivement). Par conséquent, le bénéfice d'assistance pour l'utilisateur de A-EXO2, observé à travers la consommation d'oxygène, pourrait être plus faible du fait d'une perte d'énergie nécessaire à la compensation du poids supplémentaire du système. Une seconde hypothèse permettant d'expliquer ces différences concerne les caractéristiques anthropomorphiques de ces 2 exosquelettes, notion avancée précédemment pour un exosquelette passif (Schwartz et al., 2021). En effet, A-EXO1 dispose de deux articulations, une située au niveau de la hanche, la seconde au niveau du bas du dos, contrairement à A-EXO2 qui possède une seule articulation située au niveau de la hanche. Or, dans cette étude, il était demandé aux participants de réaliser la tâche de manutention avec la technique de stoop, mobilisant les articulations de la hanche et du dos lors de grandes amplitudes de flexion. Il est donc possible que la conception à deux articulations (A-EXO1) ait permis un mouvement plus naturel et donc une consommation d'énergie plus faible. Finalement, il est possible que d'autres paramètres de réglage, fixés aux valeurs d'usine, puissent également, comme avancé dans l'étude 2, contribuer en partie aux différences observées entre les deux

systèmes actifs. Bien que l'exosquelette passif (P-EXO) ait un poids plus léger que A-EXO1 (4,5 kg vs 8,4 kg), l'articulation unique au niveau de la hanche et le niveau de couple d'assistance plus faible (41 Nm vs 48 Nm) expliqueraient la réduction plus faible du coût métabolique lors de son utilisation. De plus, il est possible que le couple d'assistance de l'exosquelette passif soit variable en fonction de l'angle articulaire, comme cela avait pu être mis en évidence pour un autre exosquelette passif (Koopman et al., 2019). En revanche, on suppose que les systèmes actifs peuvent fournir un couple de force plus constant durant toute l'amplitude du mouvement. Enfin, la nécessité pour les exosquelettes passifs d'être préalablement contraints à la fois par une contraction musculaire et par la gravité, permettant ainsi de stocker l'énergie dans les structures déformables (ressorts, vérins, élastiques...), réduit probablement leur efficacité en terme énergétique.

Les résultats du second paramètre analysé, le coût cardiaque, sont quelque peu différents. En effet, l'utilisation de l'exosquelette passif (P-EXO, BackX) n'a pas montré de changement par rapport à la condition sans exosquelette. Ce résultat est en accord avec la majorité des études antérieures ayant évalué des systèmes passifs (Erezuma et al., 2021; Luger, Bar, Seibt, Rieger, et al., 2021; Ziaei et al., 2021). De manière surprenante, l'utilisation de l'exosquelette actif A-EXO2 (CrayX) n'a également pas révélé de modification significative du coût cardiaque comparée à la condition de référence, alors que A-EXO1 (Exoback) a réduit celui-ci de 15bpm (45 contre 60bpm pour A-EXO1 et CON respectivement). Les précédentes études ayant évalué la fréquence cardiaque lors de l'utilisation d'exosquelettes actifs ont, soit montré un effet positif du dispositif (Yin et al., 2019), soit aucun effet (von Glinski et al., 2019) par rapport à sans équipement. Par conséquent, l'effet des exosquelettes d'assistance du dos sur le coût cardiaque pourrait dépendre de leurs caractéristiques, comme mentionné auparavant pour le coût métabolique. Cependant, il convient de noter que ces résultats, basés sur la fréquence cardiaque, ne semblent pas aussi sensibles que ceux basés sur la consommation d'oxygène pour mettre en évidence des différences entre les exosquelettes. Généralement, la fréquence cardiaque et la consommation d'oxygène évoluent de manière similaire lors d'un effort physique sous-maximal. Cependant, plusieurs facteurs pourraient influencer spécifiquement les réponses cardiovasculaires. Comme rapporté dans la littérature, la fréquence cardiaque pourrait notamment être influencée par des facteurs environnementaux (température, bruit...) (Schnell et al., 2013; Yamamoto, Iwamoto,

Inoue, & Harada, 2007) ou individuels (âge, sexe, stress...) (Friedman, 2007; Melillo, Bracale, & Pecchia, 2011). Dans la présente étude, réalisée en laboratoire, les facteurs environnementaux ont été contrôlés. Ceux-ci n'expliqueraient donc pas la différence observée entre les résultats de fréquence cardiaque et ceux de consommation d'oxygène. En ce qui concerne les facteurs individuels, l'ensemble des participants étaient jeunes, le facteur âge peut être exclu. De plus, l'effet sexe ayant été pris en compte dans le modèle statistique, il peut également être écarté. Une explication pourrait alors être liée à un éventuel inconfort perçu avec certains exosquelettes provoquant ainsi une forme de stress. Il a en effet été rapporté que certains exosquelettes pouvaient générer un inconfort au niveau de la poitrine (Alemi et al., 2020; Kim et al., 2020; Madinei et al., 2020), occasionné par le point d'application de l'assistance dans cette zone corporelle. Or, P-EXO (BackX) et A-EXO2 (Cray X) ont tous les deux un point d'appui au niveau du thorax pouvant éventuellement créer une gêne pendant la tâche de manutention et ainsi influencer les réponses de la fréquence cardiaque d'une autre manière que celle de la consommation d'oxygène. Cependant, l'inconfort n'a pas été évalué dans cette étude. Il est donc difficile de relier ce paramètre de ressenti aux différences observées entre nos variables cardiorespiratoires. De futures études sont alors nécessaires pour d'une part, valider l'hypothèse d'un potentiel inconfort et d'autre part, définir clairement quelle variable cardiorespiratoire devrait être utilisée en priorité pour discriminer les exosquelettes en termes de charge physique globale.

Enfin, au regard de ces résultats et de ceux d'études antérieures, il apparaît que l'utilisation d'exosquelettes d'assistance du dos, tant passifs que actifs, puisse réduire la charge physique globale de travail associée à une tâche répétée de manutention manuelle. De plus, contrairement à notre hypothèse, les systèmes actifs ne sont pas systématiquement plus efficaces que les passifs, A-EXO2 présentant des résultats similaires à P-EXO1. Il semble que ce soient à la fois le mode de fonctionnement (passif ou actif), la conception de la structure de l'exosquelette (nombre d'articulations, poids...) ainsi que le niveau d'assistance qui puissent influencer les réponses cardiorespiratoires. L'ensemble de ces paramètres devront alors être considérés par les entreprises lors du processus d'acquisition d'un exosquelette, en fonction de la tâche à réaliser. En conséquence, ces paramètres nécessiteront d'être étudiés plus en détail lors de futures recherches afin de clarifier lesquels sont à considérer en priorité pour la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles.

#### 6.4.2. Effet du sexe des utilisateurs

Afin d'évaluer si les conséquences cardiorespiratoires de l'utilisation d'un exosquelette étaient identiques entre les hommes et les femmes, l'effet du sexe sur les coûts métaboliques et cardiaques a été mesuré. Aucun effet principal du facteur sexe n'a été rapporté pour le coût métabolique, suggérant que la tâche de manutention a produit la même charge physique de travail absolue pour les hommes et les femmes. Erezuma et al. (2021), qui ont évalué un exosquelette passif d'assistance du dos (Laevo), n'ont également pas observé de différence significative de coût métabolique entre les hommes et les femmes. Cependant, ces résultats sont en contradiction avec ceux de Madinei et al. (2020) qui ont rapporté une diminution du coût métabolique uniquement pour les femmes lors de l'utilisation de l'exosquelette passif BackX, qui est l'un des exosquelettes utilisés dans la présente étude. Ces résultats contradictoires pourraient être expliqués par l'hétérogénéité des protocoles, comme par exemple les charges manipulées lors de la tâche de manutention. En effet, Madinei et al. (2020) ont utilisé des charges plus faibles que celle retenue dans le protocole de la présente étude (10 kg pour les deux sexes) et différentes en fonction du sexe (environ 6,3 kg pour les femmes et 8,1 kg pour les hommes). Comme discuté précédemment, l'effet bénéfique du port de l'exosquelette BackX sur le coût métabolique pourrait être plus important lors de la manipulation de charges plus légères. Par conséquent, de moindres effets bénéfiques avec de lourdes charges pourraient réduire la différence potentielle du coût métabolique entre les hommes et les femmes.

En ce qui concerne le coût cardiaque, les résultats de la présente étude ont mis en évidence que les femmes présentaient des valeurs plus élevées que les hommes (61,7 bpm contre 49,0 bpm). Cette différence de coût cardiaque absolu, alors que le coût métabolique absolu était identique, pourrait s'expliquer par le fait que les femmes travaillaient vraisemblablement à un niveau relatif de leurs capacités cardiorespiratoires plus élevé que les hommes, engendrant ainsi une fréquence cardiaque plus élevée (Barnes & Fu, 2018). Cette augmentation de fréquence cardiaque compenserait un volume systolique plus faible chez les femmes (principalement attribué à une taille de cœur plus petite) pour produire le débit cardiaque adéquat. En conclusion, la présente étude souligne le fait que les exosquelettes d'assistance du dos passifs ou actifs apportent des bénéfices sur la charge physique globale de travail, tant chez les hommes que chez les femmes. Ceci

est encourageant pour le déploiement des exosquelettes à tous les travailleurs afin de réduire leur charge physique de travail. Cependant, des investigations futures semblent nécessaires pour mieux comprendre l'effet potentiel de la charge manipulée sur les bénéfices cardiorespiratoires.

## 6.5. Conclusion

L'utilisation d'exosquelettes d'assistance du dos, robotisés ou non, a démontré un effet bénéfique sur les réponses cardiorespiratoires associées à une tâche répétée de manutention manuelle. L'importance de ces bénéfices apparaît toutefois dépendre des caractéristiques des exosquelettes : de leur technologie (passive ou active), de leur poids ainsi que de leur niveau d'anthropomorphisme (nombre d'articulations). Ces bénéfices, en termes de charge physique globale de travail, se sont également avérés être similaires chez les hommes et les femmes, laissant supposer une utilisation adaptée à l'ensemble des travailleurs.

## **Chapitre 3 : Discussion générale, perspectives et conclusion**

---

Dans ce travail de thèse, les conséquences biomécaniques et physiologiques de l'utilisation d'exosquelettes robotisés d'assistance du dos lors de tâches de manutention manuelle ont été étudiées. Ce travail avait pour objectif d'apporter de nouvelles connaissances sur l'utilisation de ces systèmes, utiles à la prévention des TMS, et plus spécifiquement des lombalgies. Dans un premier temps, les résultats principaux des différentes études seront rappelés et synthétisés afin de faire ressortir les apports scientifiques de ce travail, puis les limites et perspectives qui en découlent seront abordées. Ces informations seront ensuite mises en relation avec la prévention des lombalgies.

### **7. Conséquences biomécaniques et physiologiques des exosquelettes d'assistance du dos**

Dans les deux premières études, les conséquences de l'utilisation des exosquelettes robotisés ont été évaluées au travers des sollicitations des muscles extenseurs et de la cinématique du tronc. L'objectif principal de la première étude était d'évaluer et comparer différents modèles d'exosquelettes d'assistance du dos, un passif et deux robotisés, au cours de tâches de travail statique, dynamique dans le plan sagittal et dynamique en rotation. Il avait été supposé que les exosquelettes actifs seraient plus bénéfiques que le système passif en termes de réduction des sollicitations musculaires des extenseurs du tronc. De plus, pour cette étude, nous avons également considéré l'influence possible du facteur sexe. La seconde étude a été réalisée dans la continuité de la première afin d'approfondir les connaissances quant à l'influence du niveau d'assistance de l'exosquelette lors de différentes phases du mouvement de manutention. La première hypothèse était que les systèmes robotisés induiraient des diminutions de l'activité musculaire des extenseurs du tronc sur l'ensemble des phases du mouvement. La seconde hypothèse concernait le fait que les diminutions d'activités musculaires

seraient plus importantes avec un plus haut niveau d'assistance, quels que soient l'exosquelette utilisé et la charge manutentionnée. Enfin, la troisième étude a eu pour objectif d'évaluer les réponses cardiorespiratoires liées à l'utilisation des exosquelettes lors d'une tâche répétée de manutention, et ce, en considérant également l'effet possible du facteur sexe. L'hypothèse formulée était que les systèmes actifs réduiraient davantage les coûts métaboliques et cardiaques par rapport aux systèmes passifs.

Les résultats de cette recherche ont mis en avant que l'utilisation d'exosquelettes pouvait procurer des bénéfices aux utilisateurs, en diminuant l'activité musculaire des extenseurs du tronc (de 7 à 62% en fonction du type d'exosquelette) ainsi que la charge physique globale de travail (par exemple de -7 à -28% de la consommation d'oxygène). Par ailleurs, il a été observé que ces systèmes pouvaient modifier la cinématique du tronc. Enfin, et ce sera l'objet des chapitres suivants, il est ressorti de nos résultats que les conséquences associées à l'utilisation de ces exosquelettes pouvaient être influencées par différents facteurs, liés aux exosquelettes, à la tâche ainsi qu'aux participants.

- Influence des caractéristiques des exosquelettes

Les caractéristiques des exosquelettes peuvent être divisées en deux catégories. La première concerne les caractéristiques physiques des systèmes (le design) : intégrant la structure de l'exosquelette, le poids, les points de transfert et le nombre d'articulations. La seconde correspond aux caractéristiques de l'assistance : incluant la technologie, les lois de commande et le niveau de couple fourni.

Concernant le design des exosquelettes, les résultats des études 1 et 2 ont mis en évidence qu'une structure plus massive pouvait probablement contraindre la cinématique du tronc. Cette dernière pourrait également être influencée par les points de transfert et le nombre d'articulations des systèmes. Ainsi, contrairement aux systèmes passifs, des modifications cinématiques du tronc ont été observées avec les systèmes robotisés. Ces modifications semblaient également plus prononcées lorsque la structure de l'exosquelette prenait appui sur le dos de l'utilisateur et possédait qu'une seule articulation. Le design de l'exosquelette apparaît donc important à considérer car il peut contraindre l'utilisateur dans ses mouvements et venir impacter les sollicitations



musculaires ainsi que les réponses cardiorespiratoires. Les études 2 et 3 ont également fait ressortir qu'un poids de structure plus important pourrait limiter les bénéfices des exosquelettes robotisés, à la fois au niveau des sollicitations musculaires mais également des réponses cardiorespiratoires. L'ensemble des caractéristiques physiques des exosquelettes peut donc moduler les conséquences cinématiques, musculaires et métaboliques associées à leur utilisation. Ce constat pourrait notamment être expliqué par le fait que ces systèmes sont attachés aux utilisateurs et intégralement supportés par ces derniers, impliquant alors des adaptations physiologiques et biomécaniques à cette structure additionnelle.

Par ailleurs, les caractéristiques de l'assistance semblent également jouer un rôle important. En effet, les études 1 et 3 ont conclu que les systèmes robotisés induisaient des bénéfices plus importants que le système passif au niveau musculaire et métabolique. Au-delà de la technologie de production du couple de force qui diffère, il semblerait que le niveau d'assistance soit déterminant, comme précédemment observé (Frost et al., 2009). Ainsi, les exosquelettes robotisés seraient avantagés du fait de leur capacité à produire un couple de force plus élevé. Cette hypothèse a également été confirmée, en partie, au cours de l'étude 2. Ainsi, l'un des exosquelettes robotisés a présenté davantage de bénéfices avec un niveau d'assistance plus élevé, alors que pour l'autre, l'élévation du niveau d'assistance n'a pas toujours été suivie de bénéfices supplémentaires. Ce résultat souligne le fait que d'autres paramètres sont également à considérer. Les résultats de l'étude 2 ont aussi permis d'avancer l'idée, qu'au-delà du niveau de couple, les réglages influençant les lois de commande permettant de détecter le mouvement de l'utilisateur et de fournir l'assistance pourraient impacter les conséquences de l'utilisation des exosquelettes. Il avait précédemment été observé que les systèmes passifs pouvaient subir un effet d'hystérésis, c'est-à-dire un décalage entre le mouvement réalisé et la mise en action de l'assistance (Koopman et al., 2019). Ce même phénomène semblerait être observé avec les systèmes actifs, bien que certains réglages (par exemple : réaction et sensibilité de l'assistance) pourraient permettre de le limiter. Cependant, ces lois de commande, en termes de régulation du couple ou de temporalité d'initiation de l'assistance, ne sont pas connues pour ce type de système. Ainsi, bien que le niveau de l'assistance puisse avoir un rôle important, notamment pour différencier les systèmes actifs des systèmes passifs, les lois de commande apparaissent être une caractéristique essentielle dans la performance des exosquelettes robotisés.

- Influence des caractéristiques de la tâche

A l'instar des facteurs précédemment décrits, les caractéristiques de la tâche peuvent également contribuer à moduler les apports des exosquelettes robotisés, comme déjà observé avec des systèmes passifs (Abdoli et al., 2006; Koopman et al., 2019; Madinei et al., 2020; Schwartz et al., 2021) et corroboré dans la présente étude avec le modèle BackX, pour lequel les bénéfices étaient limités à la tâche statique. Ainsi, pour les exosquelettes actifs, il a été relevé des diminutions moyennes d'activation de l'ensemble des muscles extenseurs du tronc plus importantes pour la tâche statique (-46%) que pour les deux tâches dynamiques (sagittale et en rotation, -24 et -22% respectivement) (étude 1). Il est également ressorti de l'étude 2 que les phases du mouvement de manutention réalisées impactaient les réductions de ces sollicitations musculaires. Dans ce cas, les phases dynamiques du mouvement (P1 : +67 à +30° et P2 : +30 à -6° d'inclinaison du tronc par rapport à la position verticale de référence), étaient associées à davantage de gains que la phase statique d'avancée de la charge en avant (P3 : -6 à -10° d'inclinaison du tronc). Le caractère statique/dynamique de la tâche ne suffit donc pas à décrire cette tâche, et l'angle d'inclinaison du tronc permet alors également de la caractériser en expliquant contribuer à la modulation des bénéfices apportés par le port des exosquelettes. L'ensemble de ces différences pourrait s'expliquer de nouveau par les caractéristiques de l'assistance, et notamment par l'adéquation de cette dernière à la tâche réalisée. En effet, lors de l'étude 1, le réglage de l'assistance des exosquelettes robotisés lors de la tâche statique était différent de celui des tâches dynamiques. Or, comme présenté dans le paragraphe ci-dessus, les conséquences biomécaniques et physiologiques de l'utilisation de ces systèmes peuvent être influencées par les caractéristiques de l'assistance. Il semblerait alors que, au regard des réglages choisis pour ces études, celui de la tâche statique ait été le plus performant. Ce réglage était toutefois le plus simple puisqu'il était proposé de régler uniquement le niveau de couple, contrairement aux réglages dynamiques qui, au-delà du couple, proposait des réglages additionnels, notamment de sensibilité, de réactivité ou de souplesse, ajustés aux valeurs par défaut. Ainsi, il semblerait que les caractéristiques de l'assistance doivent être choisies et réglées finement aux caractéristiques de la tâche afin d'optimiser les bénéfices obtenus sur les sollicitations des muscles extenseurs du tronc.

- Influence du sexe

Enfin, les études 1 et 3, portant sur les conséquences musculaires, cinématiques et cardiorespiratoires de l'utilisation d'exosquelettes, ont mis en avant que le sexe n'était globalement pas un facteur interagissant avec l'exosquelette utilisé. Quelques différences minimales ont toutefois été observées au niveau des réponses musculaires et des adaptations cinématiques, mais celles-ci ne laissent pas présager un apport différent de ces systèmes en termes de prévention des lombalgies et en fonction du sexe des utilisateurs. Ces données corroborent d'autres études ayant évalué des bénéfices musculaires (Graham et al., 2011; Schwartz et al., 2021) et cardiorespiratoires (Erezuma et al., 2021) similaires entre les hommes et les femmes. Toutefois, de précédentes études ont aussi rapporté un effet d'interaction entre les exosquelettes et le sexe sur ces paramètres (Alemi et al., 2020; Madinei et al., 2020; So et al., 2020). Ainsi, selon les spécificités du système utilisé ou de la tâche réalisée, quelques différences liées au sexe des participants pourraient exister. De par ces résultats, il conviendra de s'assurer que les hommes et les femmes soient assistés de façon similaire par l'exosquelette retenu lors de la phase d'évaluation de ces systèmes pour leur intégration en entreprise.

## **8. Limites et perspectives**

Les trois études conduites lors de ce travail de thèse ont été effectuées en laboratoire, avec des conditions expérimentales contrôlées et standardisées. L'extrapolation directe des résultats obtenus à une activité de travail plus complexe réalisée en situation réelle peut alors ne pas être évidente, du fait de nombreux autres facteurs à considérer (environnementaux, organisationnels...). Ce travail en laboratoire a cependant permis de contrôler de nombreux facteurs afin d'éviter ou de réduire au maximum des biais de mesure, et ainsi de limiter les conséquences observées aux seuls facteurs souhaités (exosquelette, tâche et sexe). Les expérimentations ont également été réalisées avec un échantillon de participants jeunes et en bonne santé. La généralisation des résultats à l'ensemble de la population semble donc pour l'instant difficile. On peut, en effet, se poser la question de l'utilisation de ces exosquelettes chez des salariés plus âgés ou pour des personnes ayant déjà été confrontées à des problèmes de santé, telles

que les lombalgies. Les adaptations musculaires et cinématiques pourraient ne pas être similaires, du fait de possibles limitations fonctionnelles. Ainsi, lors de l'intégration d'un exosquelette en entreprise, il apparaît primordial de l'évaluer dans des conditions réelles de travail prenant en compte l'ensemble des facteurs associés à l'activité de travail et à l'utilisateur de l'exosquelette (biomécaniques, individuels psychosociaux...). Les résultats théoriques apportés par ce travail de thèse peuvent également nourrir les réflexions des concepteurs et des préventeurs dans le choix de l'exosquelette et de ces réglages, en fonction de la tâche nécessitant un besoin d'assistance.

Ce travail de recherche a également permis de souligner le fait que les caractéristiques des exosquelettes étaient déterminantes dans les bénéfices apportés aux utilisateurs, et plus particulièrement les caractéristiques de l'assistance. Cependant, seul le niveau de couple a été évalué dans l'étude 2. Les autres paramètres d'assistance (réactivité, sensibilité...) ayant été standardisés (similaire entre les conditions expérimentales) afin de n'avoir qu'une seule variable à contrôler. Il est alors possible que les mêmes exosquelettes robotisés aient pu induire des conséquences musculaires quelque peu différentes en modifiant ces réglages additionnels. Ces derniers, qui participent aux lois de commande de l'assistance, restent cependant complexes à appréhender car il existe peu d'informations de la part des constructeurs à ce sujet. Or, il ressort de ce travail que ces réglages pourraient être impliqués, en partie, dans les différences musculaires obtenues entre les deux exosquelettes robotisés. De futures recherches s'avèrent donc nécessaires pour mieux comprendre les effets de ces réglages sur les conséquences associées à l'utilisation d'exosquelettes robotisés. L'un des premiers axes de travail serait ainsi de faire varier à la fois les paramètres de détection du mouvement de l'utilisateur, mais également de réactivité de la mise en action de l'assistance, afin de vérifier si ces caractéristiques, spécifiques aux exosquelettes robotisés, permettent de s'affranchir de l'effet d'hystérésis évoqué précédemment (Koopman et al., 2019). Certains concepteurs travaillent actuellement en ce sens, en associant une Intelligence Artificielle (IA) aux exosquelettes afin que les paramètres d'assistance s'associent au mieux aux différents mouvements effectués par l'opérateur (Steller, 2022).

Enfin, ce travail, dont l'objectif était d'évaluer l'apport des exosquelettes robotisés, s'est focalisé sur les muscles agonistes à l'extension du tronc ainsi que sur la cinématique de ce dernier. Néanmoins, l'utilisation d'exosquelettes robotisés pourrait, à

l'instar des systèmes passifs (Koopman et al., 2019; Theurel & Desbrosses, 2019; Ziaei et al., 2021), engendrer des conséquences non souhaitées au-delà des seuls muscles et/ou articulations assistés. Ce point est très important en prévention des accidents du travail et maladies professionnelles où l'un des fondamentaux est de ne pas déplacer le risque. Dans ce cadre, il s'avèrerait nécessaire de reconsidérer l'influence du niveau d'assistance sur d'autres variables, telles que l'équilibre postural, l'activité des muscles antagonistes et des membres inférieurs ou encore l'inconfort au niveau des points de transfert de l'assistance. L'hypothèse étant que, si un haut niveau d'assistance permet d'induire davantage de bénéfices au niveau des muscles assistés, le système étant entièrement porté par l'utilisateur, les conséquences potentiellement néfastes liées au transfert de couple du système à l'utilisateur seraient d'autant plus importantes.

## **9. Les exosquelettes robotisés d'assistance du dos pour la prévention des lombalgies**

Dans une démarche de prévention des TMS, et notamment des lombalgies, les entreprises peuvent, s'intéresser aux exosquelettes robotisés d'assistance du dos. Les résultats observés dans la littérature et ceux apportés par le présent travail semblent effectivement indiquer que ces systèmes peuvent réduire la contribution des facteurs biomécaniques dans le modèle explicatif de survenue des lombalgies. L'utilisation d'exosquelettes robotisés peut en effet alléger le niveau de sollicitation des muscles extenseurs du tronc lors de différentes tâches de travail impliquant une sollicitation forte de ces muscles : tâches dynamiques de manutention manuelle ou maintien statique d'une posture contraignante. Ainsi, en contribuant à la réduction de l'un des facteurs de risque, les exosquelettes robotisés pourraient limiter la survenue de lombalgies. Cependant, il est important de rappeler que les facteurs biomécaniques ne sont pas exclusifs et que d'autres facteurs (individuels, psychosociaux...) participent à la survenue des lombalgies. Or, sur ces derniers, les exosquelettes n'ont probablement aucune influence directe. D'autres actions de prévention doivent alors être mises en place en parallèle de ces systèmes d'assistance, en ayant une réflexion globale sur la cohérence de l'ensemble des mesures de prévention. Par exemple, équiper un seul salarié d'un exosquelette pourrait

théoriquement être bénéfique pour lui, mais si ses collègues le stigmatisent comme le « Robocop » de l'entreprise, il est probable que cela génère de nouveaux risques (psychosociaux), pouvant contrecarrer les potentiels bénéfiques biomécaniques (Ferry, 2019). Ainsi, lors de l'intégration d'exosquelettes, il est important de considérer l'ensemble des facteurs de risques et pas uniquement les contraintes biomécaniques.

Par ailleurs, lors de ce travail, bien qu'il ait été observé des bénéfices au niveau des muscles extenseurs du tronc, l'impact des exosquelettes sur la fatigue musculaire, la stabilité et les contraintes au niveau de la colonne vertébrale n'ont pas été évalués. Or, celles-ci peuvent également contribuer à la survenue des lombalgies (Adams, 2004; Granata et al., 2004; Larivière et al., 2012). Il est donc nécessaire de garder à l'esprit que le risque de lombalgie reste un processus complexe pouvant être affecté par de nombreux facteurs, et que la diminution d'un seul facteur de risque biomécanique n'est pas forcément synonyme d'une réduction certaine des lombalgies.

Enfin, l'utilisation des exosquelettes robotisés a également entraîné une réduction des réponses cardiorespiratoires associées à une tâche répétitive de manutention manuelle, soulignant que ces systèmes peuvent alléger la charge physique globale de travail et ainsi contribuer à réduire un second facteur de risque biomécanique de lombalgies. Cet élément est toutefois à nuancer dans le cadre d'un transfert de ces résultats en situation réelle de travail. En effet, les gains observés au niveau cardiorespiratoire pourraient être réduits ou annulés au cours d'une activité de travail pour laquelle l'opérateur devrait se déplacer en marchant entre différentes tâches de manutention. Il aurait alors à supporter le poids de l'exosquelette (de 8 à 11 kg) sans bénéficier de son assistance (nulle lors de la marche), ce qui aurait pour conséquence probable d'augmenter la charge physique globale.

En conclusion, l'utilisation d'exosquelettes robotisés d'assistance du dos peut réduire certains facteurs de risque biomécaniques de lombalgies. Ils doivent donc être intégrés en entreprise dans une démarche globale de prévention des lombalgies. Des études longitudinales de terrain apparaissent alors nécessaires pour apporter des informations quant aux conséquences à long terme de l'utilisation de ces systèmes et de leur contribution réelle dans la réduction de la prévalence des lombalgies (adaptations

motrices après la période d'appropriation de l'exosquelette, évolution des capacités musculaires des muscles assistés...).

## **10. Conclusion générale**

Ce travail de thèse a apporté de nouveaux éléments de compréhension relatifs aux conséquences biomécaniques et physiologiques associées à l'utilisation d'exosquelettes robotisés d'assistances du dos. Il a été mis en évidence que ces systèmes permettaient de réduire significativement l'activité des muscles érecteurs spinaux mais également d'autres muscles extenseurs du tronc, et ce lors de différentes tâches de travail. Ces bénéfices étant plus importants que ceux d'un exosquelette passif, l'évolution technologique vers des modèles robotisés apparaît prometteuse pour limiter les contraintes musculaires associées aux tâches de manutention manuelle. De plus, il pourrait exister une adéquation entre les caractéristiques de l'assistance (niveau d'assistance, lois de commande) et les caractéristiques de la tâche afin d'optimiser les bénéfices obtenus sur les sollicitations des muscles extenseurs du tronc. Néanmoins, les paramètres de contrôle de ces systèmes requièrent davantage de travaux afin de comprendre leurs influences, et de pouvoir être ensuite adaptés finement en fonction des caractéristiques de la tâche. Enfin, il a également été démontré, lors d'une tâche répétitive, que les exosquelettes robotisés permettaient de réduire les réponses cardiorespiratoires à l'effort, et ce, une nouvelle fois, de façon plus importante qu'un système passif. Ainsi, au regard des connaissances apportées par ce travail, il s'avère que les exosquelettes robotisés pourraient contribuer, dans une démarche globale de prévention, à réduire le risque de survenue de lombalgies.

## 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. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(5), 456-465. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.12.021
- Abdoli, E. M., & Stevenson, J. M. (2008). The effect of on-body lift assistive device on the lumbar 3D dynamic moments and EMG during asymmetric freestyle lifting. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23(3), 372-380. doi:10.1016/j.clinbiomech.2007.10.012
- Adams, M. A. (2004). Biomechanics of back pain. *Acupunct Med*, 22(4), 178-188. doi:10.1136/aim.22.4.178
- Adams, M. A., Bogduk, N., Burton, K., & Dolan, T. (2002). *The biomechanics of back pain*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Adams, M. A., & Dolan, P. (1995). Recent advances in lumbar spinal mechanics and their clinical significance. *Clinical biomechanics*, 10(1), 3-19.
- 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. *J Electromyogr Kinesiol*, 47, 25-34. doi: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. *Hum Factors*, 62(3), 458-474. doi:10.1177/0018720819897669
- Aptel, M., Cail, F., & Aublet-Cuvelier, A. (2011). *Les troubles musculosquelettiques du membre supérieur (TMS-MS). Guide pour les préventeurs*. Retrieved from Paris:
- Baltrusch, S. J., van Dieen, J. H., Bruijn, S. M., Koopman, A. S., van Bennekom, C. A. M., & Houdijk, H. (2019). The effect of a passive trunk exoskeleton on metabolic costs during lifting and walking. *Ergonomics*, 62(7), 903-916. doi:10.1080/00140139.2019.1602288
- Baltrusch, S. J., van Dieen, J. H., van Bennekom, C. A. M., & Houdijk, H. (2018). The effect of a passive trunk exoskeleton on functional performance in healthy individuals. *Appl Ergon*, 72, 94-106. doi:10.1016/j.apergo.2018.04.007
- Barnes, J. N., & Fu, Q. (2018). Sex-specific ventricular and vascular adaptations to exercise. *Adv Exp Med Biol*, 1065, 329-346. doi:10.1007/978-3-319-77932-4\_21
- Bonato, P., Boissy, P., Della Croce, U., & Roy, S. H. (2002). Changes in the surface EMG signal and the biomechanics of motion during a repetitive lifting task. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 10(1), 38-47. doi:10.1109/TNSRE.2002.1021585
- Boocock, M. G., Mawston, G. A., & Taylor, S. (2015). Age-related differences do affect postural kinematics and joint kinetics during repetitive lifting. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 30(2), 136-143. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.12.010



- 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. *Appl Ergon*, *54*, 212-217. doi:10.1016/j.apergo.2015.12.003
- Brinkemper, A., von Glinski, A., & Schildhauer, T. A. (2021). Influence of an on-body lifting aid (HAL(R) for Care Support) on kinematics during repetitive lifting in healthy men. *J Clin Neurosci*, *93*, 23-30. doi:10.1016/j.jocn.2021.08.020
- Burdorf, A., & Sorock, G. (1997). Positive and negative evidence of risk factors for back disorders. *Scand J Work Environ Health*, *23*(4), 243-256. doi:10.5271/sjweh.217
- Chen, H., Schall, M. C., Jr., & Fethke, N. (2018). Accuracy of angular displacements and velocities from inertial-based inclinometers. *Appl Ergon*, *67*, 151-161. doi:10.1016/j.apergo.2017.09.007
- Cohen, J. (1992). A power primer. *Psychol Bull*, *112*(1), 155-159. doi:10.1037//0033-2909.112.1.155
- Cote, J. N. (2012). A critical review on physical factors and functional characteristics that may explain a sex/gender difference in work-related neck/shoulder disorders. *Ergonomics*, *55*(2), 173-182. doi:10.1080/00140139.2011.586061
- 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. doi:10.1080/00140139.2015.1081988
- Del Ferraro, S., Falcone, T., Ranavolo, A., & Molinaro, V. (2020). The effects of upper-body exoskeletons on human metabolic cost and thermal response during work tasks-a systematic review. *Int J Environ Res Public Health*, *17*(20). doi:10.3390/ijerph17207374
- Deriennic, F., Leclerc, A., Mairiaux, P., Meyer, J. P., & Ozguler, A. (2000). Lombalgies en milieu professionnel: quels facteurs de risque et quelle prévention?
- Desbrosses, K., Schwartz, M., & Theurel, J. (2021). Evaluation of two upper-limb exoskeletons during overhead work: influence of exoskeleton design and load on muscular adaptations and balance regulation. *Eur J Appl Physiol*, *121*(10), 2811-2823. doi:10.1007/s00421-021-04747-9
- Dewi, N. S., & Komatsuzaki, M. (2018). On-body personal assist suit for commercial farming: Effect on heart rate, EMG, trunk movements, and user acceptance during digging. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *68*, 290-296. doi:10.1016/j.ergon.2018.08.013
- Dolan, P., & Adams, M. A. (1998). Repetitive lifting tasks fatigue the back muscles and increase the bending moment acting on the lumbar spine. *J Biomech*, *31*(8), 713-721. doi:10.1016/s0021-9290(98)00086-4
- Drake, J. D., & Callaghan, J. P. (2006). Elimination of electrocardiogram contamination from electromyogram signals: An evaluation of currently used removal techniques. *J Electromyogr Kinesiol*, *16*(2), 175-187. doi:10.1016/j.jelekin.2005.07.003
- Erezuma, U. L., Espin, A., Torres-Unda, J., Esain, I., Irazusta, J., & Rodriguez-Larrad, A. (2021). Use of a passive lumbar back exoskeleton during a repetitive lifting task: effects on

- physiologic parameters and intersubject variability. *Int J Occup Saf Ergon*, 1-8. doi:10.1080/10803548.2021.1989179
- Ferry, A. (2019). *Apports et limites de l'exopush sur l'activité individuelle et collective au sein de différentes équipes d'enrobé*. (Master 2), Université de Lorraine, Nancy.
- Franchi, P. (1997). *Les maladies professionnelles: l'exemple des troubles musculosquelettiques (TMS)*: Éd. Liaisons.
- Friedman, B. H. (2007). An autonomic flexibility-neurovisceral integration model of anxiety and cardiac vagal tone. *Biol Psychol*, 74(2), 185-199. doi:10.1016/j.biopsycho.2005.08.009
- 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. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(6), e403-412. doi:10.1016/j.jelekin.2008.12.002
- Graham, R. B., Agnew, M. J., & Stevenson, J. M. (2009). Effectiveness of an on-body lifting aid at reducing low back physical demands during an automotive assembly task: Assessment of EMG response and user acceptability. *Appl Ergon*, 40(5), 936-942. doi:10.1016/j.apergo.2009.01.006
- 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? *J Biomech*, 44(3), 461-466. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.09.034
- Granata, K. P., Slota, G. P., & Wilson, S. E. (2004). Influence of fatigue in neuromuscular control of spinal stability. *Hum Factors*, 46(1), 81-91. doi:10.1518/hfes.46.1.81.30391
- Heneweer, H., Staes, F., Aufdemkampe, G., van Rijn, M., & Vanhees, L. (2011). Physical activity and low back pain: a systematic review of recent literature. *Eur Spine J*, 20(6), 826-845. doi:10.1007/s00586-010-1680-7
- 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 Enschede, The Netherlands.
- Hoogendoorn, W. E., Bongers, P. M., de Vet, H. C. W., Ariens, G. A. M., van Mechelen, W., & Bouter, L. M. (2002). High physical work load and low job satisfaction increase the risk of sickness absence due to low back pain: results of a prospective cohort study. *Occupational and Environmental Medicine*, 59(5), 323-328. doi:DOI 10.1136/oem.59.5.323
- Hoogendoorn, W. E., van Poppel, M. N., Bongers, P. M., Koes, B. W., & Bouter, L. M. (1999). Physical load during work and leisure time as risk factors for back pain. *Scand J Work Environ Health*, 25(5), 387-403. doi:10.5271/sjweh.451
- Hoseinpoor, T. S., Kahrizi, S., & Mobini, B. (2015). Trunk extensor muscle fatigue influences trunk muscle activities. *Work*, 51(4), 793-797. doi:10.3233/WOR-141837
- 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. *Appl Ergon*, 68, 125-131. doi:10.1016/j.apergo.2017.11.004

- 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. doi:10.1080/00140139.2020.1870162
- Kim, S., Madinei, S., Alemi, M. M., Srinivasan, D., & Nussbaum, M. A. (2020). Assessing the potential for "undesired" effects of passive back-support exoskeleton use during a simulated manual assembly task: Muscle activity, posture, balance, discomfort, and usability. *Appl Ergon*, *89*, 103194. doi:10.1016/j.apergo.2020.103194
- Ko, H. K., Lee, S. W., Koo, D. H., Lee, I., & Hyun, D. J. (2018). Waist-assistive exoskeleton powered by a singular actuation mechanism for prevention of back-injury. *Robotics and Autonomous Systems*, *107*, 1-9. doi:10.1016/j.robot.2018.05.008
- Koopman, A. S., Kingma, I., Faber, G. S., de Looze, M. P., & van Dieen, J. H. (2019). Effects of a passive exoskeleton on the mechanical loading of the low back in static holding tasks. *J Biomech*, *83*, 97-103. doi:10.1016/j.jbiomech.2018.11.033
- Larivière, C., Kearney, R., Hakim Mecheri, D. L., Shirazi-Adl, A., & Gagnon, D. (2012). Évaluation biomécanique des déterminants de la stabilité lombaire-Étude exploratoire.
- Lavender, S. A., Ko, P. L., & Sommerich, C. M. (2013). Biomechanical evaluation of the Eco-Pick lift assist: A device designed to facilitate product selection tasks in distribution centers. *Appl Ergon*, *44*(2), 230-236. doi:10.1016/j.apergo.2012.07.006
- Lee, T. H. (2021). The effects of handle height, load's CoG height and load on lifting tasks. *Appl Ergon*, *91*, 103294. doi:10.1016/j.apergo.2020.103294
- Luger, T., Bar, M., Seibt, R., Rieger, M. A., & Steinhilber, B. (2021). Using a back exoskeleton during industrial and functional tasks-effects on muscle activity, posture, performance, usability, and wearer discomfort in a laboratory trial. *Hum Factors*, 187208211007267. doi:10.1177/00187208211007267
- Luger, T., Bar, M., Seibt, R., Rimmel, P., Rieger, M. A., & Steinhilber, B. (2021). A passive back exoskeleton supporting symmetric and asymmetric lifting in stoop and squat posture reduces trunk and hip extensor muscle activity and adjusts body posture - A laboratory study. *Appl Ergon*, *97*, 103530. doi:10.1016/j.apergo.2021.103530
- Luoto, S., Heliövaara, M., Hurri, H., & Alaranta, H. (1995). Static back endurance and the risk of low-back pain. *Clinical biomechanics*, *10*(6), 323-324.
- Luttmann, A., Jäger, M., Griefahn, B., Caffier, G., Liebers, F., & Steinberg, U. (2003). *Preventing musculoskeletal disorders in the workplace*. Retrieved from
- Madinei, S., Alemi, M. M., Kim, S., Srinivasan, D., & Nussbaum, M. A. (2020). Biomechanical assessment of two back-support exoskeletons in symmetric and asymmetric repetitive lifting with moderate postural demands. *Appl Ergon*, *88*, 103156. doi:10.1016/j.apergo.2020.103156
- Mehta, J. P., Lavender, S. A., & Jagacinski, R. J. (2014). Physiological and biomechanical responses to a prolonged repetitive asymmetric lifting activity. *Ergonomics*, *57*(4), 575-588. doi:10.1080/00140139.2014.887788
- Mehta, J. P., Lavender, S. A., Jagacinski, R. J., & Sommerich, C. M. (2015). Effects of task precision demands on behavioral and physiological changes during a repetitive

- asymmetric lifting activity. *Hum Factors*, 57(3), 435-446. doi:10.1177/0018720814551556
- Melillo, P., Bracale, M., & Pecchia, L. (2011). Nonlinear heart rate variability features for real-life stress detection. Case study: Students under stress due to university examination. *Biomedical Engineering Online*, 10. doi:10.1186/1475-925x-10-96
- 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*. Retrieved from Cincinnati:
- Pan, F., Firouzabadi, A., Zander, T., & Schmidt, H. (2020). Sex-dependent differences in lumbo-pelvic coordination for different lifting tasks: A study on asymptomatic adults. *J Biomech*, 102, 109505. doi:10.1016/j.jbiomech.2019.109505
- Peshkin, M., & Colgate, E. (1999). Cobots. *Industrial Robot*, 26(5), 335-341.
- Plamondon, A., Lariviere, C., Denis, D., Mecheri, H., Nastasia, I., & group, I. M. r. (2017). Difference between male and female workers lifting the same relative load when palletizing boxes. *Appl Ergon*, 60, 93-102. doi:10.1016/j.apergo.2016.10.014
- Poon, N., van Engelhoven, L., Kazerooni, H., & Harris, C. (2019). Evaluation of a trunk supporting exoskeleton for reducing muscle fatigue. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 63(1), 980-983. doi:10.1177/1071181319631491
- Punnett, L., Fine, L. J., Keyserling, W. M., Herrin, G. D., & Chaffin, D. B. (1991). Back disorders and nonneutral trunk postures of automobile assembly workers. *Scand J Work Environ Health*, 17(5), 337-346. doi:10.5271/sjweh.1700
- Punnett, L., Pruss-Utun, A., Nelson, D. I., Fingerhut, M. A., Leigh, J., Tak, S., & Phillips, S. (2005). Estimating the global burden of low back pain attributable to combined occupational exposures. *Am J Ind Med*, 48(6), 459-469. doi:10.1002/ajim.20232
- Ramond-Roquin, A., Bodin, J., Serazin, C., Parot-Schinkel, E., Ha, C., Richard, I., . . . Roquelaure, Y. (2015). Biomechanical constraints remain major risk factors for low back pain. Results from a prospective cohort study in French male employees. *Spine J*, 15(4), 559-569. doi:10.1016/j.spinee.2013.05.040
- Salmi, T., Marstio, I., Malm, T., & Laine, E. (2008). Man-Robot Cooperation — New Technologies and New Solutions. In (pp. 385-394): Springer US.
- Schnell, I., Potchter, O., Epstein, Y., Yaakov, Y., Hermesh, H., Brenner, S., & Tirosh, E. (2013). The effects of exposure to environmental factors on Heart Rate Variability: an ecological perspective. *Environ Pollut*, 183, 7-13. doi:10.1016/j.envpol.2013.02.005
- Schwartz, M., Theurel, J., & Desbrosses, K. (2021). Effectiveness of soft versus rigid back-support exoskeletons during a lifting task. *Int J Environ Res Public Health*, 18(15). doi:10.3390/ijerph18158062
- Simon, A. A., Alemi, M. M., & Asbeck, A. T. (2021). Kinematic effects of a passive lift assistive exoskeleton. *J Biomech*, 120, 110317. doi:10.1016/j.jbiomech.2021.110317

- So, B. C. L., Cheung, H. H., Liu, S. L., Tang, C. I., Tsoi, T. Y., & Wu, C. H. (2020). The effects of a passive exoskeleton on trunk muscle activity and perceived exertion for experienced auxiliary medical service providers in cardiopulmonary resuscitation chest compression. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 76. doi:ARTN 10290610.1016/j.ergon.2020.102906
- Steller, N. (2022). *Learning, understanding, predicting, informing: how artificial intelligence turns robotic exoskeletons into fully-fledged workplace safety assistants* Paper presented at the 3th EXO Berlin - International Exhibition & Conference on Human-Augmentation Robots, Berlin.
- 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 (Phila Pa 1976)*, 31(1), 18-23. doi:10.1097/01.brs.0000192636.69129.fb
- Theurel, J., & Desbrosses, K. (2019). Occupational exoskeletons: Overview of their benefits and limitations in preventing work-related musculoskeletal disorders. *Iise Transactions on Occupational Ergonomics & Human Factors*, 7(3-4), 264-280. doi:10.1080/24725838.2019.1638331
- von Glinski, A., Yilmaz, E., Mrotzek, S., Marek, E., Jettkant, B., Brinkemper, A., . . . Gessmann, J. (2019). Effectiveness of an on-body lifting aid (HAL(R) for care support) to reduce lower back muscle activity during repetitive lifting tasks. *J Clin Neurosci*, 63, 249-255. doi:10.1016/j.jocn.2019.01.038
- Wei, W., Zha, S. J., Xia, Y. X., Gu, J. H., & Lin, X. C. (2020). A hip active assisted exoskeleton that assists the semi-squat lifting. *Applied Sciences-Basel*, 10(7). doi:10.3390/app10072424
- Yamamoto, S., Iwamoto, M., Inoue, M., & Harada, N. (2007). Evaluation of the effect of heat exposure on the autonomic nervous system by heart rate variability and urinary catecholamines. *J Occup Health*, 49(3), 199-204. doi:10.1539/joh.49.199
- Yin, P., Yang, L., Du, S. F., Qu, S. G., Jia, B. C., & Zhao, N. (2021). The effect of mobile wearable waist assist robot on lower back pain during lifting and handling tasks. *Mobile Networks & Applications*, 26(3), 988-996. doi:10.1007/s11036-020-01667-4
- Yin, P., Yang, L., Wang, C., & Qu, S. (2019). Effects of wearable power assist device on low back fatigue during repetitive lifting tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 70, 59-65. doi:10.1016/j.clinbiomech.2019.07.023
- Ziaei, M., Choobineh, A., Ghaem, H., & Abdoli-Eramaki, M. (2021). Evaluation of a passive low-back support exoskeleton (Ergo-Vest) for manual waste collection. *Ergonomics*, 64(10), 1255-1270. doi:10.1080/00140139.2021.1915502

## Annexes

---

### 1. Valorisation de la thèse

- 1.1. Article publié dans *European Journal of Applied Physiology*: « Using passive or active back-support exoskeletons during a repetitive lifting task: influence on cardiorespiratory parameters. »

*Reference*: Schwartz M, Desbrosses K, Theurel J, Mornieux G. Using passive or active back-support exoskeletons during a repetitive lifting task: influence on cardiorespiratory parameters. *Eur J Appl Physiol.* 2022 Sep 8. doi: 10.1007/s00421-022-05034-x. Epub ahead of print. PMID: 36074202.

*Title*: Using passive or active back-support exoskeletons during a repetitive lifting task: influence on cardiorespiratory parameters.

*Authors*: Schwartz, M.<sup>1,2</sup>, Desbrosses, K.<sup>1</sup>, Theurel, J.<sup>1</sup>, & Mornieux, G.<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup> Working Life Department, French National Research and Safety Institute for the Prevention of Occupational Accidents and Diseases (INRS), 54500 Vandœuvre-les-Nancy, France.

<sup>2</sup> Université de Lorraine, DevAH, F-54000 Nancy, France.

<sup>3</sup> Université de Lorraine, Faculty of Sport Sciences, Nancy, France.

*Author for correspondence* :

Mathilde Schwartz

Adress: INRS, 1 rue du Morvan, 54500 Vandœuvre-les-Nancy, France

Email: mathilde.schwartz@inrs.fr

Tel: +33 3 83 50 21 62

*Authors' contributions*:

All authors contributed to the study conception and design. Material preparation, data collection and analysis were performed by Kévin Desbrosses and Mathilde Schwartz. The first draft of the manuscript was written by Mathilde Schwartz and all authors commented on previous versions of the manuscript. All authors read and approved the final manuscript.

*Acknowledgement:*

We thank O. Morel, O. Remy, and G. Reno for their technical support, C. Gaudez for providing medical assistance, and I. Urmes for her statistical support.

*Keywords :*

Heart rate - Oxygen consumption - Sex - Workload - Wearable assistive devices

**Abstract**

The objective of this laboratory study was to assess the cardiorespiratory consequences related to the use of different back-support exoskeletons during a repetitive lifting task. Fourteen women and 13 men performed a dynamic stoop lifting task involving full flexion/extension of the trunk in the sagittal plane. This task was repeated for 5 min with a 10 kg load to handle. Four conditions were tested: with a passive exoskeleton (P-EXO), with two active exoskeletons (A-EXO1 and A-EXO2), as well as without exoskeleton (FREE). The oxygen consumption rate and cardiac costs were measured continuously. Results showed a significantly lower ( $p < 0.05$ ) oxygen consumption rate for all exoskeletons as compared to FREE ( $12.6 \pm 2.2$  ml/kg/min). The values were also significantly lower ( $p < 0.001$ ) for A-EXO1 ( $9.1 \pm 1.8$  ml/kg/min) compared to A-EXO2 ( $11.0 \pm 1.8$  ml/kg/min) and P-EXO ( $11.8 \pm 2.4$  ml/kg/min). Compared to FREE ( $59.7 \pm 12.9$  bpm), the cardiac cost was significantly reduced ( $p < 0.001$ ) only for A-EXO1 ( $45.1 \pm 11.5$  bpm). Several factors can explain these differences on the cardiorespiratory parameters observed between exoskeletons: the technology used (passive vs active), the torque provided by the assistive device, the weight of the system, but also the level of anthropomorphism (related to the number of joints used by the exoskeleton). Our results also highlighted the lack of interaction between the exoskeleton and sex. Thereby, the three back-support exoskeletons tested appeared to reduce the overall physical workload associated with a repetitive lifting task both for men and women.

## 1 Introduction

Manual handling tasks are generally associated with a high physical workload (Mehta, Lavender, & Jagacinski, 2014). For example, lifting tasks are known to induce exaggerated biomechanical strains on the back and cardiovascular demand. Many workers involved in this kind of task thus remain exposed to risks of development of low-back pain (Brandt et al., 2018) and cardiovascular diseases (Holtermann, Schnohr, Nordestgaard, & Marott, 2021). New technologies, such as occupational back support exoskeletons, have been specifically designed to reduce the workload of the task performed by workers (de Looze et al., 2016; Kermavnar et al., 2021; Theurel & Desbrosses, 2019). Such systems provide an assistance to the movement, by using deformable materials storing energy like springs or elastic textiles (i.e. passive exoskeletons), or by using robotic motors (i.e. active exoskeletons).

Several studies have shown that back-support exoskeletons can reduce stress on the lower-back muscles during handling tasks (de Looze et al., 2016; Kermavnar et al., 2021; Theurel & Desbrosses, 2019). In a recent review, Kermavnar et al. (2021) reported average decreases in lower-back muscle activity during dynamic handling tasks of 18 and 25%, for passive and active exoskeletons, respectively. The relative decreases observed in muscle activity were nevertheless strongly variable (from 6 to 48%), notably depending on the exoskeleton design: for example, the assistive technologies used (passive versus active) (Madinei et al., 2020; Yin et al., 2021), the structure of the exoskeletons – textile versus rigid (Schwartz et al., 2021) – or the stiffness of assistance (Frost et al., 2009). Moreover, the use of a back-support exoskeleton can lead to many undesired modifications during handling tasks (Kermavnar et al. 2021; Theurel and Desbrosses 2019) on the activity of postural muscle (Luger, Bar, Seibt, Rieger, et al. (2021) and on the kinematics (lower-lumbar flexion (Kim et al., 2020; Koopman, Toxiri, et al., 2019; Simon et al., 2021), or to a greater knee extension (Simon et al., 2021).

In view of the differences in the amplitude of muscular gains, and the undesired effects of back-support exoskeletons, the question of their benefits in terms of reduction of cardiovascular demand must be asked. The limitation of local muscular constraints should not be done at the expense of an increase in cardiovascular demand. Although studies on this subject are rare, it seems that the use of both passive and active exoskeletons has a beneficial effect on the metabolic responses (Del Ferraro et al., 2020). For instance, with regard to energy expenditure, Baltrusch et al. (2019) found a 17% decrease in metabolic cost during a 5-minute handling task performed with a passive back-support exoskeleton (Laevo), compared to without assistance. Moreover, a 4 to 13% energy expenditure reduction was found during symmetric and asymmetric standing and kneeling lifting tasks when using passive exoskeletons (Laevo V2.5 and BackX) (Alemi et al., 2020). Erezuma et al. (2021) also evaluated the Laevo V2.5 passive exoskeleton and observed a decrease of about 5% in metabolic cost during another lifting task. Finally, the use of an active system (prototype MeBot-Exo) yielded an 18% decrease in energy consumption in a recent study (Wei et al., 2020).



However, regarding the cardiovascular responses, the literature appears to be more contrasted. Previous studies reported that the use of exoskeletons could either induce a decrease in cardiac cost (Dewi & Komatsuzaki, 2018; Yin et al., 2019) or have no effect (Erezuma et al., 2021; Luger, Bar, Seibt, Rieger, et al., 2021; von Glinski et al., 2019; Ziaei et al., 2021). For example, during a repeated handling task performed with a 10 kg load, Yin et al. (2019) reported a decrease in the mean heart rate with the use of an active exoskeleton (wearable power-assist device developed for the study) compared to without assistance. In contrast, von Glinski et al. (2019), using another active exoskeleton (HAL® for Care Support Lumbar Type, Cyberdyne), did not observe any change in cardiovascular responses during a repeated handling task performed with a 17 kg load. Like the variability of the results of studies concerning the effects of exoskeletons on muscular solicitations, these differences in cardiorespiratory consequences between studies could be related to both the task performed and the characteristics of the exoskeletons. It is therefore difficult to generalize these results and to clearly understand the influence of the exoskeleton design on the cardiorespiratory parameters, markers of the overall physical workload. New data are needed to provide knowledge that will serve both companies wishing to acquire an exoskeleton, and designers to improve their systems.

At the same time, occupational exoskeletons are intended to assist all workers, regardless of sex. However, men and women present physiological differences, such as, for instance, lower average maximal strength for women than men (Cote, 2012; Plamondon et al., 2017). Thus, relative women's physical effort is greater than that of men for the same handled load. In addition, it has been observed that movement strategies during a lifting task could be sex-dependent, with for instance greater hip flexion for women than men (Pan et al., 2020). When using an exoskeleton, Alemi et al. (2020) reported an interaction effect between exoskeleton and sex on lower-back muscle activity. In their study, the use of the BackX exoskeleton resulted in a significant decrease in trunk extensor muscles activity in men and women while the use of the Laevo V2.5 exoskeleton yielded such a muscular activity reduction only for women. This is not entirely in line with Schwartz et al. (2021), who found the same influence on lower-back muscle activity for men and women, whatever the back-support exoskeletons used (Laevo V1 and Corfor). It is also worth noting that most of the studies investigating cardiorespiratory consequences in relation to the use of exoskeletons were conducted with male participants (Del Ferraro et al., 2020). To our knowledge, only two studies have evaluated the sex effect on cardiorespiratory parameters with the use of exoskeletons. Madinei et al. (2020) found a significant reduction in the metabolic cost with the use of two models of passive exoskeletons (Laevo and BackX) for women, while this was only observed for one model (Laevo) for men. Contrariwise, similar decreases in metabolic cost were observed for both men and women in another study with the Laevo exoskeleton (Erezuma et al., 2021). Therefore, the generalization of the cardiorespiratory consequences of using back-support exoskeletons for women, while mainly reported for men, may be questionable due to possible sex specificities during lifting tasks. Thus, more information appears necessary

to provide valid data for a better understanding of the influence of exoskeleton use on the overall physical workload of all workers.

Considering these different elements, the main objective of this study was to evaluate the effects of back-support exoskeleton design on cardiorespiratory parameters. We hypothesized that, for a standardized lifting task, active exoskeletons would be more effective than passive ones and reduce oxygen consumption rate and cardiac costs. A second objective was to tease out the possible sex effect on the cardiorespiratory parameters, while wearing exoskeletons.

## **2 Materials and methods**

### **2.1 Participants**

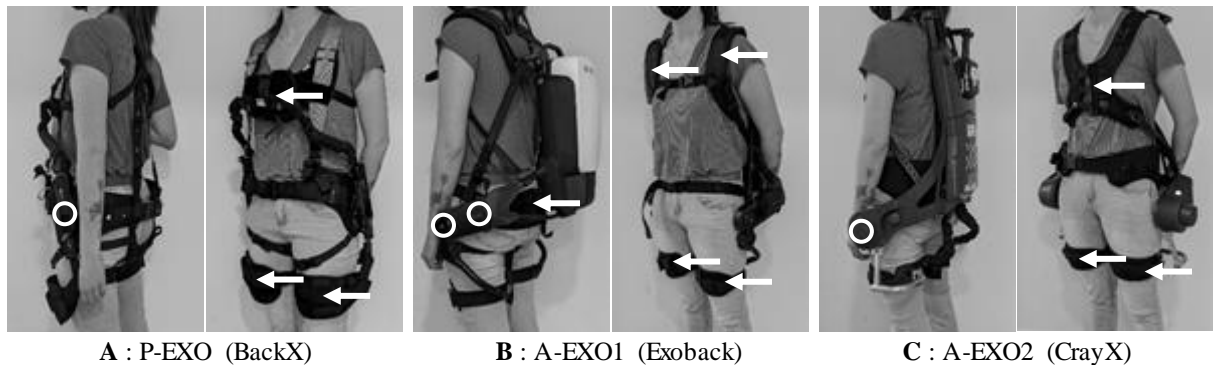
Thirteen men (age:  $25 \pm 5$  years, height:  $1.80 \pm 0.04$  m, weight:  $75.5 \pm 7.9$  kg) and fourteen women (age:  $24 \pm 6$  years, height:  $1.66 \pm 0.06$  m, weight:  $63.6 \pm 13.3$  kg) without musculoskeletal nor cardiorespiratory pathologies participated in this study. All participants realized a training protocol before the experimentations. This training protocol consisted of five sessions of two hours. During each session, the participants performed different handling tasks (including the one proposed in this study) without and with each exoskeleton. This training period helped to minimize the discovery effect associated with the use of a new equipment. Participants gave their written consent after receiving detailed information about the objectives, protocol and possible risks of this study. A national ethics committee approved the study (n° IDRCB 2019-A02901-56).

### **2.2 Experimental task**

The study was conducted in an air-conditioned (with the temperature set at 20°C) and quiet room. Participants performed a standardized manual lifting task in their sagittal plane, consisting of moving a 10 kg box from a platform positioned at ankle height until the thigh height (corresponding to a full extension of the trunk) and vice versa. These successive actions of lifting and lowering the box corresponded to one cycle. Participants performed this task continuously for 5 minutes at an imposed rhythm, using a rhythmic beep (15 cycles / minute), and with the stoop technique, meaning that the trunk flexion/extension was realized with the knees almost straight, but without locking the joint. In addition, participants were asked to handle the box with outstretched arms. The position of the feet was fixed, parallel and hip-width apart. This position was marked at the start of the experiment with tape and was identical for each exoskeleton condition. The lifting task was successively performed with three exoskeletons (described below) and without assistance (FREE). The order of these conditions was randomized and a rest period of 10 minutes in a sitting position was respected between each. This rest period of 10 minutes allowed the measured variables returning to baseline before the start of a new lifting task, avoiding any potential carry-over effect.

### 2.3 Exoskeletons

One passive (P-EXO) (Figure 1, A) and two active (A-EXO1 (Figure 1, B) and A-EXO2 (Figure 1, C)) back-support exoskeletons were studied.



**Figure 1:** The three exoskeletons used; (A) passive exoskeleton (P-EXO) (BackX, Suit X, USA), (B) active exoskeleton (A-EXO1) (Exoback, RB3D, France), and (C) active exoskeleton (A-EXO2) (CrayX, German Bionic, Germany). Joints of the exoskeletons and support points of the assistance are represented by the white circles and the white arrows, respectively.

P-EXO: this passive exoskeleton is the BackX model (S model, 2019) from SuitX (USA). It weighs 4.5 kg and provides a trunk extension torque using springs and a rigid structure, with a joint at the hip level and support points at thigh and chest levels. It allows different morphological adjustments, different operating modes (instant and angle torque engagement mode) and two assistance levels (low and high). For this study, the exoskeleton was adjusted to each participant and was set to the ‘instant’ mode with the ‘high’ assistance level, corresponding approximatively to a maximum torque of 41 Nm (at 90° flexion). This assistance level was chosen according to the weight to be handled.

A-EXO1: this active exoskeleton is the Exoback model (V1, 2020) of RB3D (France). This device weighs 8.4 kg. This exoskeleton consists of a dorsal box integrating the battery and the electric motor. The latter is connected to the thigh supports using cables to transfer the assistance. Its rigid structure comprises two joints (at the hip and lower-back levels) and support points at thigh, buttock and shoulder levels. This system allows morphological adjustments and many technical settings: support level of the trunk during its flexion; assistance level during the trunk extension; assistance level at the end of the movement; reactivity and softness of the system; and holding torque for isometric tasks. For the study, the assistance level was set to 66%, corresponding to 48 Nm. We chose this level given the recommendation of the builder with respect to the weight to be handled. The reactivity as well as the softness were set at 50% (default settings). The support level and the assistance at the end were set at 20% (default settings). The exoskeleton was adjusted to each participant’s morphology.

A-EXO2: this active exoskeleton is the Cray X (2019) from German Bionic (Germany). It weighs 11 kg and is made up of a dorsal box, integrating the hardware and the battery, and of two electric motors placed at the hip level. Its rigid structure comprises one joint

(the axis of the motor) and support points at thigh and chest levels. This exoskeleton has different morphological adjustments and technical settings: dynamic and static modes; assistance level provided during the trunk extension; sensitivity and reaction of the system; and counter force (corresponding to the support level of the trunk during its flexion). For this study, the dynamic mode with an assistance set to 40% was selected, which corresponded to 48 Nm and was comparable to A-EXO1. The sensitivity, the reaction and the counter force were set to 5 (default settings on a 0 to 10 scale). The exoskeleton was adjusted to each participant's morphology.

#### 2.4 Data recording

Oxygen uptake ( $\dot{V}O_2$ , expressed in ml/kg/min) and heart rate (HR, expressed in beats per minute (bpm)) were measured breath-by-breath during the experimentation using a portable respiratory gas analyzer (K4b2, Cosmed, Italy). Prior to the experimental lifting task, resting parameters were recorded during a period of 15 minutes with the participant lying in a quiet room and in the dark. The average  $\dot{V}O_2$  and HR during the last 5 minutes of this period were considered as resting values.

For each experimental condition,  $\dot{V}O_2$  and HR were averaged during the last 2 minutes of the lifting task and were considered as working values. Given the submaximal intensity of the exercise (estimated to be  $\approx 36\%$  of  $\dot{V}O_2$  max for FREE, with  $\dot{V}O_2$  max values being extrapolated from norms based on participants' age, sex and weight (Myers et al., 2017)), the first 3-minute period prior to the recording ensured a stabilization of the cardiorespiratory parameters. Oxygen consumption rate (expressed in ml/kg/min) and cardiac costs (expressed in bpm) associated with the task were then calculated for each experimental condition by subtracting resting values from the working ones.

In order to check that rest values returned to baseline before starting a new effort,  $\dot{V}O_2$  was measured during the last 2 minutes of each rest period between lifting tasks. The initial rest value (i.e. 15 minutes lying in a quiet room and in the dark) was  $2.93 \pm 0.64$  ml/kg/min and rest values between lifting tasks were  $2.79 \pm 0.60$ ,  $2.75 \pm 0.79$  and  $2.72 \pm 0.69$  ml/kg/min, respectively before the tasks 2, 3 and 4. These values were not statistically different ( $p > 0.05$ ).

#### 2.5 Statistical analysis

The results are presented as means  $\pm$  standard deviations. A generalized linear mixed model was used to analyse the main effects of exoskeleton (FREE, P-EXO, A-EXO1 and A-EXO2) and sex (men and women) on oxygen consumption rate and cardiac costs, as well as their interaction effect. These independent variables were set as fixed effects and the participant as a random effect. In case of non-significant interaction, it was removed from the model. Significant effects were analysed using post hoc Bonferroni pairwise comparison tests. Residual normality was verified. The significance level was 5% ( $p < 0.05$ ). Effect size was evaluated by partial eta squared ( $\eta_p^2$ ) for main effects, and by means of Cohen's d values for post hoc pairwise comparison. Effect size was considered small ( $\eta_p^2 \geq 0.02$ ;  $d \geq 0.20$ ), medium ( $\eta_p^2 \geq 0.15$ ;  $d \geq 0.50$ ), or large ( $\eta_p^2 \geq 0.35$ ;

$d \geq 0.80$ ) according to Cohen (Cohen 1992). All analyses were performed with STATA software (Stata 16, StataCorp, USA).

### 3 Results

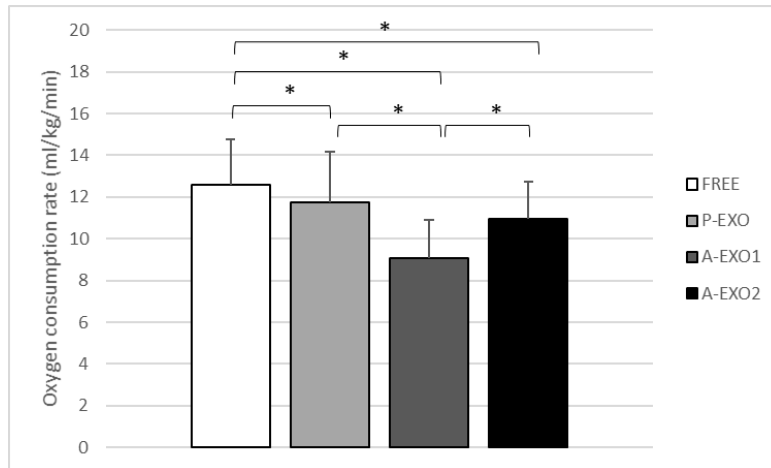
Initial statistical model indicated that the interaction effect between exoskeleton and sex was not significant either for the oxygen consumption rate ( $p = 0.75$ ) or the cardiac cost ( $p = 0.39$ ). The interaction was therefore removed from the model in order to keep only the main effects. Then, a significant exoskeleton effects ( $p < 0.05$ ) on oxygen consumption rate and cardiac costs, and sex effect only on the cardiac cost were reported (Table 1).

Main Effects	Oxygen consumption rate		Cardiac cost	
	p	$\eta_p^2$	p	$\eta_p^2$
Exoskeleton	<b>&lt; 0.001</b>	1.78	<b>&lt; 0.001</b>	1.18
Sex	0.13	0.003	<b>&lt; 0.001</b>	0.03

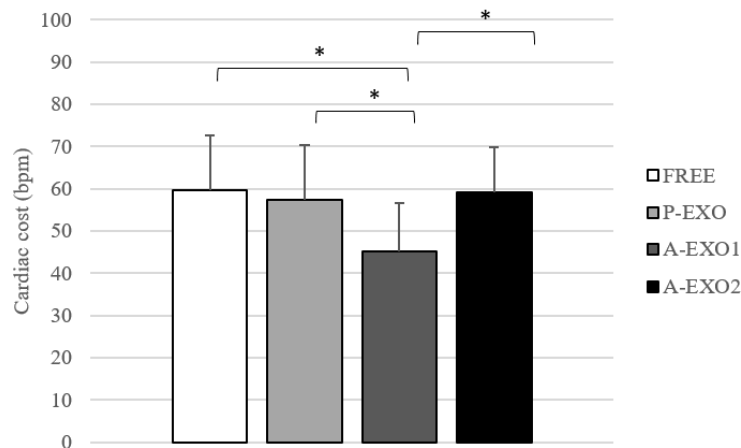
**Table 1:** Main effects of exoskeleton and sex on cardiorespiratory parameters from the general linear mixed model. Significant effects ( $p < 0.05$ ) are presented in bold type.  $\eta_p^2$ : effect size partial eta squared.

#### 3.1 Exoskeleton effect

For all participants (women and men), the oxygen consumption rate was significantly lower with P-EXO ( $11.8 \pm 2.4$  ml/kg/min;  $p = 0.04$ ,  $d = 0.37$ ), A-EXO1 ( $9.1 \pm 1.8$  ml/kg/min;  $p < 0.001$ ,  $d = 1.76$ ) and A-EXO2 ( $11.0 \pm 1.8$  ml/kg/min;  $p < 0.001$ ,  $d = 0.82$ ) compared to without equipment (FREE:  $12.6 \pm 2.2$  ml/kg/min) (Figure 2). In addition, the oxygen consumption rate was significantly lower for A-EXO1 than for P-EXO ( $p < 0.001$ ,  $d = 1.26$ ) and A-EXO2 ( $p < 0.001$ ,  $d = 1.05$ ). Concerning the cardiac cost, it was significantly lower with A-EXO1 ( $45.1 \pm 11.5$  bpm) compared with FREE ( $59.7 \pm 12.9$  bpm;  $p < 0.001$ ,  $d = 1.19$ ), P-EXO ( $57.4 \pm 12.9$  bpm;  $p < 0.001$ ,  $d = 1.01$ ) and A-EXO2 ( $59.1 \pm 10.7$  bpm;  $p < 0.001$ ,  $d = 1.26$ ) (Figure 3). No significant difference was observed between FREE and P-EXO or A-EXO2.



**Figure 2:** Mean oxygen consumption rate (ml/kg/min) and standard deviation obtained with the use of the passive exoskeleton (P-EXO, light grey), both active exoskeletons (A-EXO1, dark grey; A-EXO2, dark), and without equipment (FREE, white). \*: significant differences between exoskeletons ( $p < 0.05$ ).



**Figure 3:** Mean cardiac cost (bpm) and standard deviation obtained with the use of the passive exoskeleton (P-EXO, light grey), both active exoskeletons (A-EXO1, dark grey; A-EXO2, dark), and without equipment (FREE, white). \*: significant differences between exoskeletons ( $p < 0.05$ ).

### 3.2 Sex effect

During the task, the oxygen consumption rate (all exoskeletons combined) did not significantly differ ( $p = 0.13$ ,  $d = 0.40$ ) between men ( $11.6 \pm 2.7$  ml/kg/min) and women ( $10.6 \pm 2.0$  ml/kg/min). Statistical analyses revealed a significant sex effect on the cardiac cost ( $p < 0.001$ ,  $d = 1.09$ ), with a higher value for women ( $61.7 \pm 10.6$  bpm) than for men ( $49.0 \pm 12.7$  bpm).

## 4 Discussion

The influence of different back-support exoskeletons on the cardiorespiratory parameters during a repetitive lifting task was analysed in the present study. The possible effect of sex was also tested here. The primary findings showed that using passive and active exoskeletons could significantly reduce cardiorespiratory responses compared to a control condition performed without equipment, and this regardless of the sex.

### 4.1 Exoskeleton effect

To our knowledge, the present study was the first to compare the effects of passive and active back-support exoskeletons on cardiorespiratory parameters during an identical lifting task. Our results firstly showed that oxygen consumption rate was significantly decreased with all three exoskeletons used compared to the control condition. The amount of reduction was dependent on the exoskeleton design.

The use of the passive exoskeleton (P-EXO, BackX model) reduced the oxygen consumption rate by approximately 7% during our repeated lifting task. Although significant, this reduction was slightly lower in comparison with previous studies using the same exoskeleton, which reported a 13–14% reduction in energy expenditure with lighter loads, respectively 6.8 kg load (Alemi et al., 2020) and 10% of body weight ( $\approx 7.2$  kg) (Madinei et al., 2020). Inversely, Poon et al. (2019) reported a lack of influence on the oxygen consumption rate when wearing the BackX during a lifting task performed with a heavier load (18 kg). Together, these results suggested that beneficial effects of a passive exoskeleton on the metabolic cost seem to be reduced with the increment of the load to be handled. In practice, this highlights the importance of matching the exoskeleton characteristics to those of the working task (such as the weight to be handled) in order to maximize beneficial effects.

The use of active exoskeletons also resulted in a decrease in the oxygen consumption rate of 28% for the A-EXO1 (Exoback) and 13% for the A-EXO2 (Cray X) compared to the condition without equipment. In their study, Wei et al. (2020) evaluated another active exoskeleton (prototype MeBot-EXO) and reported an 18% reduction in metabolic cost, even if only three participants were evaluated.

The wide range of oxygen uptake reduction observed among passive and active assistive devices could be partly related to the design of the exoskeleton used. First, although the P-EXO proposes a lighter weight than the A-EXO1 (4.5 versus 8.4 kg), this maximal assistive torque was lower ( $\approx 41$  versus 48 Nm), which could explain its smaller reduction in the oxygen consumption rate. In addition, without having been able to measure it, it is possible that the torque of the passive exoskeleton, depending on the spring deformation and related to the joint angle, might not be evenly distributed over the range of motion, as shown for another passive exoskeleton (Koopman et al., 2019). This would be in line with discrepancies in trunk extensor activation with respect to the trunk inclination, observed among different passive exoskeletons (Schwartz et al., 2021). In contrast, it is assumed that an active exoskeleton provides a more constant torque throughout the whole range of motion because the motor can generate a steady torque. Last, but not least, the

need for a passive system to be actively constrained thanks to both muscle contraction and gravity in order to store energy within springs to be released afterwards, probably reduces its efficiency in terms of the metabolic cost.

In the present study, the use of the two active exoskeletons also yielded different reductions in the oxygen consumption rate, despite an identical task and a similar assistive torque (48 Nm). Differences could be explained by the weight discrepancy, the A-EXO2 being heavier than the A-EXO1 (11 versus 8.4 kg, respectively). Accordingly, the real assistance provided to the user could be weaker for the A-EXO2 due to the loss of energy to compensate for the extra weight of the system, therefore influencing the oxygen uptake. A second hypothesis concerns their level of anthropomorphism. Indeed, the A-EXO1 has been designed with two joints, one at the lower-back level and another at the hip level. The A-EXO2 has only one joint at the hip level. Considering the relative contribution of hip and back joints to the trunk flexion/extension, the A-EXO1 appears to be more anthropomorphic than the A-EXO2. As participants performed the lifting task with the stoop technique in the present study, the mobilization of both joints over large ranges of motion was required. It is thus possible that the two joints design (A-EXO1) was less disruptive to natural movement and therefore a lower energy consumption. Finally, it is possible that other adjustment parameters (reactivity and softness of the system, for example), set at the factory values in the present study, could also partly affect the differences observed between the two active exoskeletons.

Results dealing with the cardiac cost, the use of the P-EXO (BackX) did not show any changes compared to the condition without an exoskeleton. This result is in agreement with most of the previous studies on other passive systems (Erezuma et al., 2021; Luger, Bar, Seibt, Rieger, et al., 2021; Ziaei et al., 2021). Surprisingly, the use of the A-EXO2 (Cray X) did not induce significant changes in the cardiac cost compared to the control condition, whereas the use of the A-EXO1 (Exoback) did, with a 15 bpm reduction (45 versus 60 bpm, for A-EXO1 and FREE, respectively). Previous studies that evaluated the effect of using active exoskeletons on the cardiac cost also found either a positive influence (Yin et al., 2019) or no change (von Glinski et al., 2019) compared to without equipment. Therefore, the effects of back-support exoskeletons on the cardiac cost could depend on their characteristics, as mentioned earlier for the oxygen consumption rate. Moreover, it is worth noting that the present results, based on heart rate values, do not seem as sensitive as based on oxygen uptake in order to highlight differences in the cardiorespiratory response between exoskeletons. Heart rate and oxygen uptake generally evolve in a similar way during a prolonged physical effort. However, some factors could specifically modulate the cardiovascular response. This could be due to environmental factors (ambient noise, temperature...) (Schnell et al., 2013; Yamamoto et al., 2007) or individual factors (age, sex, stress...) (Friedman, 2007; Melillo et al., 2011). As environmental factors were similar in all experiments performed in the laboratory, these would likely not explain the difference between heart rate and oxygen uptake results. With regard to individual factors, as all participants were young people, the age factor can be ruled out. Since the effect of sex has been considered in the statistical model, it



can also be discarded. An explanation could be related to a possible discomfort perceived with some exoskeletons, causing potential stress. Indeed, it has been observed that some exoskeletons could generate discomfort at the chest level (Alemi et al., 2020; Kim et al., 2020; Madinei et al., 2020), due to a point of force application in this area. As both P-EXO (BackX) and A-EXO2 (Cray X) involved a chest support that could possibly create discomfort during our repeated lifting task, this could influence heart rate responses in another manner than oxygen uptake measures. However, as discomfort was not evaluated in the present study, it remains difficult to relate this parameter to differences between heart rate and oxygen uptake. Future studies are needed to answer this hypothesis and to clearly define which parameter should be used to discriminate exoskeletons in terms of overall physical workload.

To conclude, it appears that the use of both passive and active back-support exoskeletons can reduce the physical workload of a handling task. Nevertheless, active exoskeletons are not necessarily more effective than passive ones, contrarily to our hypothesis. It rather seems that the operating mode (passive versus active), the exoskeleton design (number of joints, weight...) and the level of assistance influence the cardiorespiratory responses and should be considered by the companies with respect to the task to be performed. Accordingly, these different parameters, related to the exoskeleton design, would need to be further investigated in future researches to clarify which must be considered in priority for the prevention of work-related accidents and occupational diseases.

#### 4.2 Sex effect

In order to assess whether the cardiorespiratory consequences of wearing an exoskeleton are identical between men and women, the effect of sex on the oxygen consumption rate and cardiac costs was studied. No main sex effect was reported for the oxygen consumption rate, suggesting that the lifting task induced the same absolute physical workload for both men and women. Erezuma et al. (2021), while evaluating a passive back-support exoskeleton (Laevo), also showed no significant differences in metabolic cost between men and women. However, this is in contradiction to Madinei et al. (2020), who reported a decrease in the energy expenditure for women but not for men with the use of the passive BackX exoskeleton. These differences could be due to the heterogeneity of the protocols, such as, for instance, the weight to be handled during the lifting task. Indeed, Madinei et al. (2020) used a smaller load for women (~ 6.3 kg) and for men (~ 8.1 kg) compared to the present study (10 kg for both sexes). As discussed earlier, the relative beneficial effect of wearing the BackX exoskeleton on the metabolic cost could be more important when handling lighter loads. Therefore, smaller relative beneficial effects with heavy loads could minimize a potential difference in metabolic cost between men and women.

Regarding the cardiac cost, our results showed that women had higher values than men (61.7 bpm versus 49.0 bpm). An explanation for this difference in absolute cardiac cost, while the oxygen consumption rate was identical, could be the fact that women would work at a higher percentage of their physiological capacity than men, resulting in a higher

heart rate (Barnes & Fu, 2018). This heart rate increase would compensate for a lower stroke volume in women (mainly attributed to a smaller heart size) to yield adequate cardiac output.

In conclusion, the present study highlights that passive and active back-support exoskeletons have beneficial effects on overall physical workload for both men and women. This is encouraging for the deployment of exoskeletons to all workers to reduce their physical workload. However, future investigations seem necessary to better understand the potential effect of the handled load on the cardiorespiratory consequences of using an exoskeleton.

## **5. Limitations**

A first limitation of our study was the use of a standardized protocol carried out in the laboratory. For example, the task performed was only in the sagittal plane. This is not representative of all the tasks done by workers in ecological conditions, which may involve various movements in several planes. However, laboratory experimentations allow controlling the environment and limiting as much as possible measurement biases. Another limitation was our participant sample. In order to reduce individual heterogeneity and to exclude volunteers with medical restrictions, our sample consisted of healthy young adults. This sample did not represent the general worker population. Our results could then not be extrapolated – for example, to the problem of job retention for elderly or pathological employees through the use of exoskeletons. Nevertheless, unlike most studies assessing occupational exoskeletons, both men and women were evaluated in the present study in order to expand the knowledge about a wider population. Further studies are needed to consider all potential sources of individual variability.

## **6 Conclusions**

The use of back-support exoskeletons demonstrated beneficial effect on cardiorespiratory consequences during a repeated lifting task. Oxygen consumption rate and cardiac cost reduction depended on the exoskeleton design. The assistance modality (passive versus active), the exoskeletons weight as well as their anthropomorphism level (single or multiple joints) could modulate the cardiorespiratory responses. The cardiorespiratory benefits associated with the use of back-support exoskeletons have also been shown to be similar for men and women. To conclude, the back-support exoskeletons tested in this study appear to reduce the overall physical workload of the users during a repetitive lifting task and could therefore make it possible to limit work-related accidents and occupational diseases induced by strenuous handling tasks.

## 7 References

- Alemi MM, Madinei S, Kim S, Srinivasan D, Nussbaum MA (2020) Effects of two passive back-support exoskeletons on muscle activity, energy expenditure, and subjective assessments during repetitive lifting. *Hum Factors* 62 (3):458-474. doi:10.1177/0018720819897669
- Baltrusch SJ, van Dieen JH, Bruijn SM, Koopman AS, van Bennekom CAM, Houdijk H (2019) The effect of a passive trunk exoskeleton on metabolic costs during lifting and walking. *Ergonomics* 62 (7):903-916. doi:10.1080/00140139.2019.1602288
- Barnes JN, Fu Q (2018) Sex-specific ventricular and vascular adaptations to exercise. *Adv Exp Med Biol* 1065:329-346. doi:10.1007/978-3-319-77932-4\_21
- Brandt M, Madeleine P, Samani A, Jakobsen MD, Skals S, Vinstrup J, Andersen LL (2018) Accuracy of identification of low or high risk lifting during standardised lifting situations. *Ergonomics* 61 (5):710-719. doi:10.1080/00140139.2017.1408857
- Cohen J (1992) A power primer. *Psychol Bull* 112 (1):155-159. doi:10.1037//0033-2909.112.1.155
- Cote JN (2012) A critical review on physical factors and functional characteristics that may explain a sex/gender difference in work-related neck/shoulder disorders. *Ergonomics* 55 (2):173-182. doi:10.1080/00140139.2011.586061
- de Looze MP, Bosch T, Krause F, Stadler KS, O'Sullivan LW (2016) Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load. *Ergonomics* 59 (5):671-681. doi:10.1080/00140139.2015.1081988
- Del Ferraro S, Falcone T, Ranavolo A, Molinaro V (2020) The effects of upper-body exoskeletons on human metabolic cost and thermal response during work tasks-a systematic review. *Int J Environ Res Public Health* 17 (20). doi:10.3390/ijerph17207374
- Dewi NS, Komatsuzaki M (2018) On-body personal assist suit for commercial farming: Effect on heart rate, EMG, trunk movements, and user acceptance during digging. *International Journal of Industrial Ergonomics* 68:290-296. doi:10.1016/j.ergon.2018.08.013
- Erezuma UL, Espin A, Torres-Unda J, Esain I, Irazusta J, Rodriguez-Larrad A (2021) Use of a passive lumbar back exoskeleton during a repetitive lifting task: effects on physiologic parameters and intersubject variability. *Int J Occup Saf Ergon*:1-8. doi:10.1080/10803548.2021.1989179

Friedman BH (2007) An autonomic flexibility-neurovisceral integration model of anxiety and cardiac vagal tone. *Biol Psychol* 74 (2):185-199. doi:10.1016/j.biopsycho.2005.08.009

Frost DM, Abdoli EM, Stevenson JM (2009) PLAD (personal lift assistive device) stiffness affects the lumbar flexion/extension moment and the posterior chain EMG during symmetrical lifting tasks. *J Electromyogr Kinesiol* 19 (6):e403-412. doi:10.1016/j.jelekin.2008.12.002

Holtermann A, Schnohr P, Nordestgaard BG, Marott JL (2021) The physical activity paradox in cardiovascular disease and all-cause mortality: the contemporary Copenhagen General Population Study with 104 046 adults. *Eur Heart J* 42 (15):1499-1511. doi:10.1093/eurheartj/ehab087

Kermavnar T, de Vries AW, de Looze MP, O'Sullivan LW (2021) Effects of industrial back-support exoskeletons on body loading and user experience: an updated systematic review. *Ergonomics* 64 (6):685-711. doi:10.1080/00140139.2020.1870162

Kim S, Madinei S, Alemi MM, Srinivasan D, Nussbaum MA (2020) Assessing the potential for "undesired" effects of passive back-support exoskeleton use during a simulated manual assembly task: Muscle activity, posture, balance, discomfort, and usability. *Appl Ergon* 89:103194. doi:10.1016/j.apergo.2020.103194

Koopman AS, Kingma I, Faber GS, de Looze MP, van Dieen JH (2019a) Effects of a passive exoskeleton on the mechanical loading of the low back in static holding tasks. *J Biomech* 83:97-103. doi:10.1016/j.jbiomech.2018.11.033

Koopman AS, Toxiri S, Power V, Kingma I, van Dieen JH, Ortiz J, de Looze MP (2019b) The effect of control strategies for an active back-support exoskeleton on spine loading and kinematics during lifting. *J Biomech* 91:14-22. doi:10.1016/j.jbiomech.2019.04.044

Luger T, Bar M, Seibt R, Rieger MA, Steinhilber B (2021) Using a back exoskeleton during industrial and functional tasks-effects on muscle activity, posture, performance, usability, and wearer discomfort in a laboratory trial. *Hum Factors*:187208211007267. doi:10.1177/00187208211007267

Madinei S, Alemi MM, Kim S, Srinivasan D, Nussbaum MA (2020) Biomechanical assessment of two back-support exoskeletons in symmetric and asymmetric repetitive lifting with moderate postural demands. *Appl Ergon* 88:103156. doi:10.1016/j.apergo.2020.103156

Mehta JP, Lavender SA, Jagacinski RJ (2014) Physiological and biomechanical responses to a prolonged repetitive asymmetric lifting activity. *Ergonomics* 57 (4):575-588. doi:10.1080/00140139.2014.887788

Melillo P, Bracale M, Pecchia L (2011) Nonlinear heart rate variability features for real-life stress detection. Case study: Students under stress due to university examination. *Biomedical Engineering Online* 10. doi:10.1186/1475-925x-10-96

Myers J, Kaminsky LA, Lima R, Christle JW, Ashley E, Arena R (2017) A Reference Equation for Normal Standards for VO2 Max: Analysis from the Fitness Registry and the Importance of Exercise National Database (FRIEND Registry). *Prog Cardiovasc Dis* 60 (1):21-29. doi:10.1016/j.pcad.2017.03.002

Pan F, Firouzabadi A, Zander T, Schmidt H (2020) Sex-dependent differences in lumbo-pelvic coordination for different lifting tasks: A study on asymptomatic adults. *J Biomech* 102:109505. doi:10.1016/j.jbiomech.2019.109505

Plamondon A, Lariviere C, Denis D, Mecheri H, Nastasia I, group IMr (2017) Difference between male and female workers lifting the same relative load when palletizing boxes. *Appl Ergon* 60:93-102. doi:10.1016/j.apergo.2016.10.014

Poon N, van Engelhoven L, Kazerooni H, Harris C (2019) Evaluation of a trunk supporting exoskeleton for reducing muscle fatigue. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting* 63 (1):980-983. doi:10.1177/1071181319631491

Schnell I, Potchter O, Epstein Y, Yaakov Y, Hermesh H, Brenner S, Tirosh E (2013) The effects of exposure to environmental factors on Heart Rate Variability: an ecological perspective. *Environ Pollut* 183:7-13. doi:10.1016/j.envpol.2013.02.005

Schwartz M, Theurel J, Desbrosses K (2021) Effectiveness of soft versus rigid back-support exoskeletons during a lifting task. *Int J Environ Res Public Health* 18 (15). doi:10.3390/ijerph18158062

Simon AA, Alemi MM, Asbeck AT (2021) Kinematic effects of a passive lift assistive exoskeleton. *J Biomech* 120:110317. doi:10.1016/j.jbiomech.2021.110317

Theurel J, Desbrosses K (2019) Occupational exoskeletons: Overview of their benefits and limitations in preventing work-related musculoskeletal disorders. *Iise Transactions on Occupational Ergonomics & Human Factors* 7 (3-4):264-280. doi:10.1080/24725838.2019.1638331

von Glinski A, Yilmaz E, Mrotzek S, Marek E, Jettkant B, Brinkemper A, Fisahn C, Schildhauer TA, Gessmann J (2019) Effectiveness of an on-body lifting aid (HAL(R) for care support) to reduce lower back muscle activity during repetitive lifting tasks. *J Clin Neurosci* 63:249-255. doi:10.1016/j.jocn.2019.01.038

Wei W, Zha SJ, Xia YX, Gu JH, Lin XC (2020) A hip active assisted exoskeleton that assists the semi-squat lifting. *Applied Sciences-Basel* 10 (7). doi:10.3390/app10072424

Yamamoto S, Iwamoto M, Inoue M, Harada N (2007) Evaluation of the effect of heat exposure on the autonomic nervous system by heart rate variability and urinary catecholamines. *J Occup Health* 49 (3):199-204. doi:10.1539/joh.49.199

Yin P, Yang L, Du SF, Qu SG, Jia BC, Zhao N (2021) The effect of mobile wearable waist assist robot on lower back pain during lifting and handling tasks. *Mobile Networks & Applications* 26 (3):988-996. doi:10.1007/s11036-020-01667-4

Yin P, Yang L, Wang C, Qu S (2019) Effects of wearable power assist device on low back fatigue during repetitive lifting tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 70:59-65. doi:10.1016/j.clinbiomech.2019.07.023

Ziaei M, Choobineh A, Ghaem H, Abdoli-Eramaki M (2021) Evaluation of a passive low-back support exoskeleton (Ergo-Vest) for manual waste collection. *Ergonomics* 64 (10):1255-1270. doi:10.1080/00140139.2021.1915502

## 1.2. Actes de congrès issus des données de l'étude 1

27th Annual ECSS Congress Seville/Spain, August 30 - September 2 2022

### **Biomechanical effects of using passive and robotic back-support exoskeletons during a lifting task.**

Mornieux, G., Schwartz, M., Theurel, J., Desbrosses, K. (2022).

#### **Abstract**

##### **INTRODUCTION:**

Previous studies have shown that both passive and active back-support exoskeletons could be an effective countermeasure to prevent low back pain by reducing the stress on the lower back muscles (1). However, the possible interaction effect between exoskeleton and sex on lower back muscle activity (2,3) and lumbar kinematics (4) remains unclear. The purpose of this study was to evaluate the effects of back-support exoskeletons and sex on these biomechanical parameters.

##### **METHODS:**

Fifteen men (25±5 years, 1.80±0.04 m, 75.5±7.9 kg) and fourteen women (24±6 years, 1.66±0.06 m, 63.6±13.3 kg) performed a standardized manual lifting task in the sagittal plane with the stoop technique. They handled a 15 kg-box at an imposed rhythm of 15 cycles.min<sup>-1</sup>. Three exoskeleton conditions were tested: without assistance (FREE), with a passive exoskeleton (P-EXO; BackX, SuitX, USA; 4.5 kg; set at the highest assistance possible), and with an active exoskeleton (A-EXO; Cray X, German Bionic, Germany; 11 kg; set at 72N.m assistance). The level of muscle activity (percentage of a maximal voluntary contraction) was calculated from electromyographic recordings of erector spinae (ES) and rectus abdominis (RA) muscles. Back curvature was evaluated thanks to inertial measurement units in order to provide lumbar and thoracic range of motion during trunk flexion (LF and TF, respectively). An analyse of variance was conducted to determine the influence of exoskeletons (repeated measures) and sex on the different variables (p<0.05).

##### **RESULTS:**

There was a main exoskeleton effect on ES muscles activity (p<0.001). Mean ES activity with A-EXO (76.3±20.8%) was significantly lower (p<0.001) than both P-EXO (90.0±23.3%) and during FREE (93.3±23.9%). However, no sex nor interaction effect was found on ES muscles activity. Mean RA muscles activity (3.5±3.7%) was kept at the same very low level whatever the exoskeletons or the sex conditions, and no interaction effect was reported.

Mean LF and TF range of motion values ( $24.7\pm 19.3^\circ$  and  $42.2\pm 34.6^\circ$ , respectively) were not significantly influenced by exoskeletons or sex and no interaction effect has been observed.

#### DISCUSSION & CONCLUSION:

Occupational back-support exoskeletons reduce trunk extensors activity during a lifting task, while keeping at the same level the neuromuscular activity of the trunk flexors. This reduction was however only significant for the active Cray X exoskeleton. It is worth noticing that this benefit was true for both men and women. Moreover, the use of these exoskeleton designs did not affect spine kinematics. Together with the reduction of back muscle activity, this might speak in favour of reduced low back disorders with the use of the Cray X exoskeleton.

#### REFERENCES:

- 1) Theurel & Desbrosses, IISE Trans Occup Ergon Hum Factors, 2019
- 2) Alemi et al., Hum Factors, 2020
- 3) Schwartz et al., Int J Environ Res Public Health, 2021
- 4) Ulrey & Fathallah, J Biomech, 2013





# Biomechanical effects of using passive and robotic back-support exoskeletons during a lifting task



Mornieux Guillaume, Schwartz Mathilde, Theurel Jean, Desbrosses Kévin

## Introduction

Passive and active back-support exoskeletons prevent low back pain (Theurel & Desbrosses, 2019). However, the possible interaction effect between exoskeleton and sex on lower back muscle activity (Alemi et al., 2020; Schwartz et al., 2021) and spine kinematics (Ulrey & Fathallah, 2013) remains unclear.

The purpose of this study was to evaluate the effects of back-support exoskeletons and sex on trunk extensor and flexor muscles activity, as well as lumbar and thoracic kinematics.

## Methods

15 men (25 ± 5 years, 1.80 ± 0.04 m, 75.5 ± 7.9 kg) and 14 women (24 ± 6 years, 1.66 ± 0.06 m, 63.6 ± 13.3 kg).

A 15kg-box lifting task at 15 cycles.min<sup>-1</sup> with the stoop technique.

Conditions: without assistance (FREE), with a passive exoskeleton (PASSIVE) and with an active exoskeleton (ACTIVE).

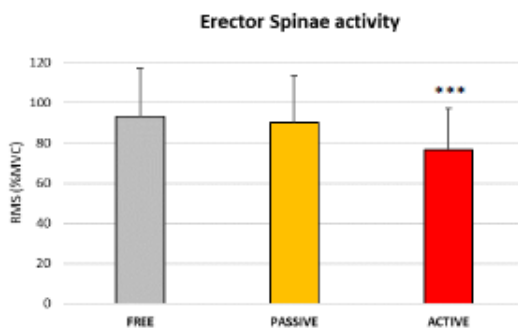
The level of muscle activity (RMS; %MVC) was calculated for erector spinae (ES) and rectus abdominis (RA) muscles. Back curvature was evaluated at lumbar (LF) and thoracic (TF) levels using inertial measurement units.

Two-factors (exoskeleton and sex) ANOVA (p<0.05).



Name	Back X	Cray X
Type and level of assistance	Passive 41Nm	Active 72Nm
Weight	4.5 kg	11 kg
Joints	1 joint at the hip level	

## Results



### Muscle activity:

Reduced ES muscles activity with ACTIVE (p<0.001).  
No influence of exoskeleton on RA muscles activity (3.5 ± 3.7%).  
No significant muscular activity difference between men and women.

### Back curvature:

LF ROM: 24.7 ± 19.3° ; TF ROM: 42.2 ± 34.6°.  
No significant influence of exoskeleton or sex.

## Discussion & Conclusion

Overall, occupational back-support exoskeletons reduce trunk extensors activity during a lifting task, while keeping at the same level the neuromuscular activity of the trunk flexors. However, when high masses are handled (e.g. 15kg), this reduction might only be significant for the active exoskeleton. It is worth noticing that this benefit was true for both men and women. Moreover, the use of these exoskeleton designs did not affect spine kinematics.

Together with the reduction of back muscle activity, this might speak in favour of reduced low back disorders with the use of the Cray X exoskeleton.

## References

Alemi et al., Hum Factors, 2020  
Schwartz et al., Int J Environ Res Public Health, 2021  
Theurel & Desbrosses, IJGE Trans Occup Ergon Hum Factors, 2019  
Ulrey & Fathallah, J Biomech, 2013

Contact : guillaume.mornieux@univ-lorraine.fr

### 1.3. Actes de congrès issus des données de l'étude 3

#### 1.3.1. Congrès WeaRAcon Europe 2021

WeaRAcon Europe 2021, October 5-7 2021

## **Cardiorespiratory effects of using a robotic back-support exoskeleton during a repetitive lifting task.**

**Schwartz, M., Desbrosses, K., Theurel, J., Mornieux, G.**

### **Abstract**

#### PROBLEM STATEMENT

Musculoskeletal disorders remain an important issue in many companies. For example, manual handling tasks can induce many biomechanical stresses on the back and can be associated with the appearance of low back pain. New technologies such as back support exoskeletons have appeared to fight against this. These systems provide movement assistance in order to reduce the physical load of the task performed by workers. The assistance can be provided in different ways, using springs or elastic textiles, which will be called passive systems, or using robotic motors, which have been called active. Previous studies have shown that back support exoskeletons can reduce the strain on the lumbar muscles. Kermavnar et al. (2021), in a recent review, reported mean decreases in spinal erector muscle activity of 18 and 25% during lifting tasks, respectively for passive and active exoskeletons. Despite the contribution of these systems to muscle stress at the lumbar region, their metabolic consequences are little studied. Well, the mass of the device and the change in the natural movement could alter the potential gain induced by the assistance of the system in terms of physical workload. Baltrusch et al (2019) observed a 17% decrease in metabolic cost in a 5-minute handling task performed with a passive exoskeleton. Another study on passive exoskeleton (Alemi et al. 2020), reported decreases of 4 to 13% in energy expenditure depending on the task performed. These studies, focused on passive exoskeletons, seem to demonstrate positive consequences on metabolic parameters. However, the effects of these systems can be influenced by many factors such as the characteristics of the task (dynamic vs. static, loads lifted...) or the exoskeleton design (active vs. passive).

#### OBJECTIVE

The objective was to assess the cardiorespiratory effects associated with the use of different back support exoskeletons during a repetitive manual lifting task.

#### METHODOLOGY

14 women and 13 men performed a manual lifting task involving full flexion/extension of the trunk in the sagittal plane. This task was performed during 5min with a 10 kg load

and under different assistance conditions: with one passive exoskeleton (DAP), two active exoskeletons (RAP\_1 and RAP\_2), as well as without exoskeleton (control). Oxygen consumption and heart rate were measured continuously during the task.

## RESULTS/ DISCUSSION

The oxygen consumption was reduced during the use of each exoskeleton (RAP\_1, RAP\_2 & DAP) with regard to the control condition. Thus, as observed in previous studies, back exoskeletons can decrease energy expenditure related to a physical working task. However, the conception of the exoskeleton influence these results. Indeed, oxygen consumption was more significantly reduced when using one of the exoskeletons (RAP\_1) compared to the two others (RAP\_2 and DAP). The cardiac cost was also reduced compared to the control condition but only with an active exoskeleton (RAP\_1). These differences between exoskeletons may be linked to several factors: the weight of the system, the points of application of the assistance, but also the technology used (passive vs. active).

## CONCLUSION

Back support exoskeletons therefore seem to reduce the cardiorespiratory stresses associated with a repetitive manual lifting task. However, benefits of these systems depend on their design, and in particular on the technology used for producing the assist torque.

## REFERENCES

- 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.
- Baltrusch, S. J., Van Dieën, J. H., Bruijn, S. M., Koopman, A. S., Van Bennekom, C. A. M., & Houdijk, H. (2019). The effect of a passive trunk exoskeleton on metabolic costs during lifting and walking. *Ergonomics*, 62(7), 903-916.
- 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*, 62(3), 458-474.

**Journée robotique CNRS, Octobre 2021**

**Effets cardiorespiratoires de l'utilisation d'exosquelettes  
d'assistance du dos pendant une tâche répétitive de  
manutention.**

**Schwartz, M., Desbrosses, K., Theurel, J., Mornieux, G.**

**Abstract**

**CONTEXTE**

Les troubles musculo squelettiques demeurent une problématique importante dans de nombreuses entreprises. Par exemple, les tâches de manutention manuelle peuvent induire des contraintes biomécaniques au niveau du dos et peuvent être associées à l'apparition de lombalgies. De nouvelles technologies telles que les exosquelettes d'assistance du dos sont alors apparues pour lutter contre celles-ci. Ces systèmes produisent une assistance au mouvement afin de réduire la charge physique de la tâche réalisée par les salariés. L'assistance peut être fournie de manière différente, à l'aide de ressorts ou de textiles élastiques qui seront appelés des systèmes passifs ou à l'aide de moteur robotisé, qui ont été nommé actifs. De précédentes études ont ainsi montré que les exosquelettes d'assistance du dos pouvaient réduire la contrainte des muscles lombaires. Par exemple, Kermavnar et al. (2021) dans leur revue ont relevé des diminutions jusqu'à 48% de l'activité des muscles érecteurs spinaux lors d'un port de charge avec un système passif. Mais également référencé des diminutions de ces muscles avec des systèmes actifs, jusqu'à 35%. Malgré l'apport de ces systèmes sur les contraintes musculaires au niveau lombaire, leurs conséquences métaboliques sont encore peu étudiées. Or, revêtir un exosquelette d'un certain poids, pouvant modifier la cinématique naturelle du mouvement, pourrait altérer le potentiel gain apporté par l'assistance du système en termes de charge physique. Baltrusch et al. (2019), lors d'une tâche de manutention de 5min, ont observé une diminution de 17% du coût métabolique, alors qu'Alemi et al. (2020) ont mesuré des diminutions de la dépense énergétique comprises entre 4 et 13% selon la tâche réalisée. Ces études, focalisées sur des exosquelettes passifs, semblent démontrer un apport au niveau des paramètres métaboliques. Néanmoins, les effets de ces systèmes peuvent être influencés par de nombreux facteurs tels que les caractéristiques de la tâche (dynamique vs. statique, charges soulevées...) ou les caractéristiques de conception de l'exosquelette (actif vs. passif).

## **OBJECTIF**

L'objectif était d'évaluer la réponse cardiorespiratoire liée à l'utilisation de différents exosquelettes d'assistance du dos lors d'une tâche répétée de manutention manuelle.

## **METHODOLOGIE**

14 femmes et 13 hommes ont réalisé une tâche de manutention impliquant une flexion/extension complète du tronc dans le plan sagittal. Cette tâche a été réalisée pendant 5min avec une charge de 10 kg et selon différentes conditions d'assistances : avec un exosquelette passif (DAP), deux exosquelettes actifs (RAP\_1 et RAP\_2), ainsi que sans exosquelette (contrôle). La consommation d'oxygène et la fréquence cardiaque ont été mesurées en continue pendant la tâche.

## **RESULTATS / DISCUSSION**

La consommation d'oxygène liée à la tâche a été diminuée lors de l'utilisation de chaque exosquelette (RAP\_1, RAP\_2 et DAP) au regard de la condition contrôle. Le coût cardiaque a également été réduit par rapport à la condition contrôle mais seulement avec l'un des exosquelettes actifs (RAP\_1). Ces données qui confortent les précédentes études, soulignent que les exosquelettes d'assistance du dos permettraient de diminuer les contraintes physiologiques lors d'une tâche répétée de manutention manuelle. Cependant, ces résultats dépendent de la conception de l'exosquelettes. En effet, la consommation d'oxygène a été diminuée de manière plus importante lors de l'utilisation d'un des exosquelettes (RAP\_1) comparé aux 2 autres (RAP\_2 et DAP). Cette différence entre exosquelettes peut être liée à plusieurs facteurs : le poids du système, les points d'applications de l'assistance, mais aussi la technologie utilisée (passif vs. actif).

## **CONCLUSION**

Les exosquelettes d'assistance du dos semblent donc réduire les contraintes cardiorespiratoires associées à une tâche répétée de manutention manuelle. Les bénéfices de ces systèmes dépendent toutefois de leur conception, et notamment de la technologie de production du couple d'assistance.

## **REFERENCES**

- 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.
- Baltrusch, S. J., Van Dieën, J. H., Bruijn, S. M., Koopman, A. S., Van Bennekom, C. A. M., & Houdijk, H. (2019). The effect of a passive trunk exoskeleton on metabolic costs during lifting and walking. *Ergonomics*, 62(7), 903-916.
- 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*, 62(3), 458-474.

**27th Annual ECSS Congress Seville/Spain, August 30 - September 3 2022**  
**Effect of back-support exoskeletons on cardiorespiratory responses**  
**during a repetitive lifting task: comparison of active and passive**  
**technologies.**

**Schwartz, M., Desbrosses, K., Theurel, J., Mornieux, G.**

**Abstract**

**INTRODUCTION**

Low back pain remains an important issue for workers in many companies. New technologies, such as back-support exoskeletons (BSE), have been specifically designed to prevent these kind of musculoskeletal disorders (1). These systems provide assistive torque in order to reduce the muscular workload of the task performed by workers. Previous studies indeed have shown that BSE could reduce lumbar muscles activity, depending in particular on the exoskeleton design. Despite the possible benefits on local muscle effort, few information is available in the literature about the effects of BSE on the overall physical workload (2). Thereby, the objective of this laboratory study was to assess the cardiorespiratory responses during a lifting task performed with the use of different back-support exoskeletons, with a special attention to their design.

**METHODS**

14 women and 13 men performed a 5-min repetitive manual lifting task, with a 10-kg load, involving a full flexion/extension of the trunk in the sagittal plane. Four exoskeleton conditions were studied: with a passive exoskeleton (PASSIVE), with two active exoskeletons (ACTIVE\_1 and ACTIVE\_2), as well as without exoskeleton (FREE). Oxygen consumption (VO<sub>2</sub>) and heart rate (HR) were measured at rest and during exercise to calculate metabolic (VO<sub>2</sub> exercise - VO<sub>2</sub> rest) and cardiac costs (HR exercise - HR rest) induced by the task. These parameters were analyzed using a general linear model with exoskeletons and sex as main effects (p<0.05).

**RESULTS**

The use of each exoskeleton (PASSIVE, ACTIVE\_1 and ACTIVE\_2) significantly reduced the metabolic cost as compared to FREE. ACTIVE\_1 induced a decrease (-28%) significantly larger than PASSIVE (-7%) and ACTIVE\_2 (-13%). Compared to FREE, the reduction of the cardiac cost was significant only with the use of ACTIVE\_1 (-24%). In average, the metabolic cost did not significantly differ between men (11.6 ± 2.7 ml.min<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup>) and women (10.6 ± 2.0 ml.min<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup>), while women presented a

significantly higher cardiac cost ( $61.7 \pm 10.6$  bpm) than men ( $49 \pm 12.7$  bpm). No interaction effect between exoskeleton and sex has been reported.

#### DISCUSSION & CONCLUSION

Using BSE, whatever their design, reduced the overall physical workload associated to a repetitive manual lifting task. Nevertheless, the exoskeleton design, including the technology used (passive vs. active) and the level of anthropomorphism (related to the number of joints of the device), could explain the extent of the effects. The lack of interaction between exoskeleton and sex leads to the conclusion that these assistive devices provide benefits on the overall physical workload for both men and women.

#### REFERENCES

- 1) Theurel & Desbrosses, IJSE Trans Occup Ergon Hum Factors, 2019
- 2) Kermavnar et al., Ergonomics, 2021

# Evaluation of three back-support exoskeletons during a repetitive lifting task: influence of the exoskeleton design on cardiorespiratory parameters



Mathilde Schwartz, Kévin Desbrosses, Jean Theurel and Guillaume Mornieux.

## Purpose

Occupational exoskeletons aim to reduce physical workload associated with manual handling tasks. Previous studies reported that these assistive systems can reduce the cardiorespiratory demand of a working task (1). However, the magnitude of the effects seems to depend on the exoskeletons used (passive/active) and their design (weight, number of joints).

The objective of this study was to analyze the cardiorespiratory consequences of using different back-support exoskeletons during a repetitive lifting task.

## Methods

### ❖ PARTICIPANTS

27 participants (13 men / 14 women)

Age : 24 ± 6 years

Weight: 69.3 ± 12.5 kg

Height: 1.72 ± 0.08 m

### ❖ PROTOCOL

Lifting task in sagittal plane

Time : 5 minutes

Load : 10kg

Rhythm : 15 lifting/minute



### ❖ EXPERIMENTAL CONDITIONS

4 conditions :

- without equipment (FREE)
- 3 exoskeletons (PASSIVE, ACTIVE\_1 & ACTIVE\_2)

### ❖ MEASUREMENTS

Metabolic cost :

Oxygen consumption ( $\dot{V}O_2$ )

$$\dot{V}O_{2_{exercise}} - \dot{V}O_{2_{rest}}$$

Cardiac cost :

Heart rate (HR)

$$HR_{exercise} - HR_{rest}$$

## Reference

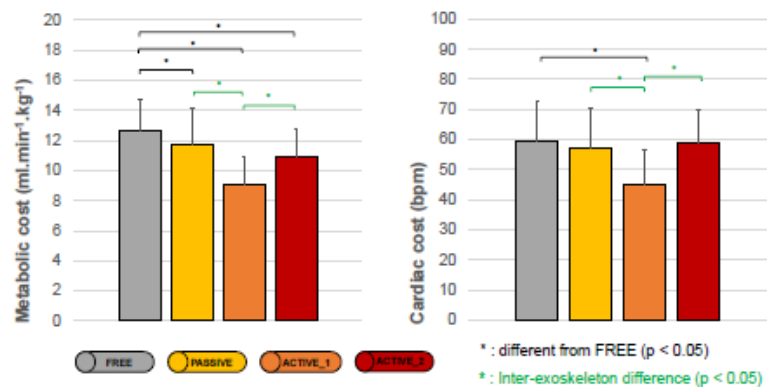
(1) Del Ferraro S, Falcone T, Ranavolo A, Molinaro V (2020) The effects of upper-body exoskeletons on human metabolic cost and thermal response during work tasks-a systematic review. Int J Environ Res Public Health 17 (20). doi:10.3390/ijerph17207374

## Exoskeletons design



Name	Back X	ExoBack	Cray X
Type and level of assistance	Passive 41Nm	Active 48Nm	Active 48Nm
Weight	4.5 kg	8.4 kg	11 kg
Joints	1 joint at the hip level	2 joints at the hip and low back levels	1 joint at the hip level

## Results



## Discussion & conclusion

As observed in previous studies (1), back exoskeletons can decrease the metabolic cost associated with a physical work task. However, the design of the exoskeleton influenced these results: significantly greater benefits were obtained using ACTIVE\_1 compared to ACTIVE\_2 and PASSIVE. Cardiac cost was also reduced, but only with ACTIVE\_1. These differences between exoskeletons could be related to several factors: the technology used (passive vs. active), but also the weight of the system

and the level of anthropomorphism (number of joints of the device).

To conclude, exoskeletons appeared to reduce the overall physical workload of the users and could therefore make it possible to limit work-related accidents and occupational diseases induced by strenuous handling tasks.

Contact : mathilde.schwartz@inrs.fr



## 2. Données supplémentaires de l'étude 1

**Tableau 1 :** Données d'interaction sur les données EMG et cinématiques. CON : condition sans équipement, P-EXO : exosquelette passif (BackX), A-EXO1 : exosquelette actif (Exoback), A-EXO2 : exosquelette actif (CrayX). \* : différence significative ( $p < 0,05$  et  $d \geq 0,2$ ) par rapport à la condition sans équipement en noir, par rapport à P-EXO en rouge et par rapport à A-EXO1 en vert.

Tâche	Statique												
	Homme						Femme						
	CON	P-EXO	A-EXO1	A-EXO2	CON	P-EXO	A-EXO1	A-EXO2					
LD	10,0 ± 5,6	9,0 ± 6,0	4,2 ± 3,3	**	4,9 ± 4,0	**	16,2 ± 10,3	9,8 ± 9,4	*	5,7 ± 5,3	**	5,1 ± 4,5	**
GM	11,4 ± 4,6	10,3 ± 5,0	6,3 ± 4,5	**	7,4 ± 3,3	***	18,6 ± 9,4	15,6 ± 8,9		10,7 ± 6,1	**	10,6 ± 6,8	**

Tâche	Dynamique sagittale												
	Homme						Femme						
	CON	P-EXO	A-EXO1	A-EXO2	CON	P-EXO	A-EXO1	A-EXO2					
TZ	79,1 ± 34,2	78,4 ± 29,2	55,5 ± 22,1	**	61,1 ± 25,7	***	137,4 ± 85,3	153,2 ± 100,4		108,4 ± 72,0	**	105,2 ± 73,7	**
BF	30,3 ± 15,8	28,8 ± 14,2	23,7 ± 11,1	**	25,7 ± 11,4	**	45,6 ± 20,4	41,9 ± 20,9	*	37,2 ± 15,9	**	35,3 ± 15,2	**

Tâche	Dynamique en rotation												
	Homme						Femme						
	CON	P-EXO	A-EXO1	A-EXO2	CON	P-EXO	A-EXO1	A-EXO2					
TZ droit	90,3 ± 35,4	89,3 ± 33,6	58,7 ± 23,3	**	69,6 ± 27,0	***	109,5 ± 36,5	112,3 ± 38,1		82,0 ± 31,1	**	70,5 ± 23,6	***
LD gauche	9,6 ± 4,8	8,7 ± 3,4	7,5 ± 2,7	**	7,5 ± 2,8	**	26,4 ± 17,7	23,5 ± 16,8	*	18,5 ± 12,3	**	18,0 ± 12,1	**
GM gauche	30,0 ± 12,8	24,9 ± 10,5	19,7 ± 11,3	**	23,6 ± 10,7	**	43,6 ± 16,3	40,5 ± 16,1		29,6 ± 11,7	**	33,0 ± 14,4	***
BF gauche	28,4 ± 14,9	29,4 ± 16,0	28,8 ± 16,4		33,9 ± 19,8	***	45,9 ± 18,4	43,3 ± 16,4		40,7 ± 15,0	*	40,8 ± 17,0	*

Tâche	Dynamique sagittal												
	Homme						Femme						
	CON	P-EXO	A-EXO1	A-EXO2	CON	P-EXO	A-EXO1	A-EXO2					
Angle C7-T8	37 ± 11	35 ± 12	39 ± 15		39 ± 10		46 ± 23	34 ± 23	*	41 ± 21		44 ± 20	*

Tâche	Dynamique rotation												
	Homme						Femme						
	CON	P-EXO	A-EXO1	A-EXO2	CON	P-EXO	A-EXO1	A-EXO2					
Angle hanche	47 ± 18	53 ± 18	53 ± 30	*	54 ± 25	*	61 ± 15	59 ± 16		62 ± 15		74 ± 23	***

## **Résumé :**

Dans un contexte d'évolution technologique et de prévention des lombalgies, de nouveaux systèmes tels que les exosquelettes professionnels d'assistance du dos ont été développés pour améliorer la santé et la sécurité des travailleurs réalisant des tâches de manutention manuelle. La littérature tend à s'accorder sur l'intérêt de ces exosquelettes pour limiter les sollicitations des muscles extenseurs du tronc ainsi que la charge physique globale de travail. Cependant, ces bénéfices semblent dépendre de nombreux facteurs liés notamment aux caractéristiques des exosquelettes (technologie utilisée, niveau d'assistance...), de la tâche (charge manipulée, type de mouvement...) et enfin potentiellement influencés par le sexe de l'utilisateur. Ainsi, en vue de mieux comprendre ces interactions et d'orienter les futurs acquéreurs vers le(s) système(s) les plus adapté(s) à la tâche réalisée, il convient d'apporter de nouvelles connaissances relatives à ces caractéristiques d'exosquelettes et de tâches, en se focalisant notamment sur les exosquelettes robotisés qui font naître l'espoir d'une assistance plus importante que les dispositifs passifs. L'objectif général de cette thèse a donc été d'évaluer les conséquences biomécaniques et physiologiques d'exosquelettes robotisés d'assistance du dos lors de différentes tâches de manutention. La première étude s'est intéressée aux conséquences musculaires et cinématiques de divers exosquelettes (un passif et deux robotisés) lors de tâches de travail statique, dynamique dans le plan sagittal et dynamique en rotation. Il a été mis en évidence que les exosquelettes robotisés étaient plus performants que le système passif dans toutes les tâches réalisées. Il a également été démontré que ces dispositifs d'assistance étaient bénéfiques quel que soit le sexe de l'utilisateur. La seconde étude s'est focalisée sur les effets du niveau d'assistance des exosquelettes robotisés sur les conséquences musculaires et cinématiques lors d'une tâche de manutention manuelle dans le plan sagittal. Il a tout d'abord été observé que les réglages de l'assistance avaient un rôle déterminant dans les bénéfices apportés par les exosquelettes. Il a également été montré que les bénéfices apportés par chaque système pouvaient dépendre de la phase du mouvement (i.e. de l'angle d'inclinaison du tronc). Enfin, la troisième étude a évalué les conséquences cardiorespiratoires liées à l'utilisation d'exosquelettes lors d'une tâche répétée de manutention manuelle. Les trois modèles d'exosquelettes testés ont permis de réduire la sollicitation cardiorespiratoire, et ce quel que soit le sexe des utilisateurs. Ces bénéfices étaient toutefois dépendants des exosquelettes utilisés : à la fois au regard de la technologie (passif versus robotisé) mais également d'autres caractéristiques comme le poids ou le caractère anthropomorphe de la structure. En conclusion, l'utilisation d'exosquelettes professionnels d'assistance du dos apporte des bénéfices biomécaniques et physiologiques, chez les femmes et les hommes, pouvant permettre de réduire certains facteurs de risque de lombalgies. Néanmoins, les effets sont dépendants des caractéristiques de conception des systèmes mais aussi des caractéristiques de la tâche. Pour l'intégration d'un exosquelette en situation réelle de travail, il convient donc de connaître les performances des systèmes et d'identifier finement les contraintes liées à la tâche réalisée.

Mots clés : lombalgie ; dispositif d'assistance physique ; EMG ; manutention

## **Abstract :**

In a context of technological evolution and prevention of low back pain, new systems such as professional back assistance exoskeletons have been developed to improve the health and safety of workers performing manual handling tasks. The literature tends to agree on the interest of these exoskeletons to limit solicitations of the trunk extensor muscles as well as the overall physical workload. However, these benefits seem to depend on many factors related to the characteristics of the exoskeleton (technology used, level of assistance, etc.), of the task (load handled, type of movement, etc.) and maybe influenced by the sex of the user. Thus, in order to better understand these interactions and to orient future purchasers towards the system(s) the most adapted to the task performed, it is necessary to bring new knowledge related to these characteristics of exoskeletons and tasks, by focusing in particular on the active exoskeletons which give rise to the hope of a more important assistance than the passive devices. The general objective of this thesis was therefore to evaluate the biomechanical and physiological consequences of active back-support exoskeletons during different handling tasks. The first study focused on the muscular and kinematic consequences of various exoskeletons uses (one passive and two actives) during static, dynamic sagittal plane and dynamic rotational working tasks. It was shown that the active exoskeletons performed better than the passive system in all tasks performed. It was also shown that these assistive devices were beneficial regardless of the user's sex. The second study focused on the effects of the level of assistance of active exoskeletons on the muscular and kinematic consequences during a manual handling task in the sagittal plane. It was first observed that the assistance settings had a determining role in the benefits brought by the exoskeletons. It was also shown that the benefits provided by each system could depend on the phase of the movement (i.e. the trunk angle). Finally, the third study evaluated the cardiorespiratory consequences of using exoskeletons during a repeated manual handling task. The three exoskeleton models tested reduced cardiorespiratory strain, regardless of the sex of the users. However, these benefits were dependent on the exoskeletons used: both with regard to the technology (passive versus active) but also to other characteristics such as the weight or the anthropomorphic nature of the design. In conclusion, the use of occupational back-support exoskeletons brings biomechanical and physiological benefits, in both women and men, which may reduce some risk factors for low back pain. Nevertheless, the effects are dependent on the design characteristics of the systems but also on the characteristics of the task. For the integration of an exoskeleton in a real work situation, it is therefore necessary to know the performance of the systems and to identify in details the constraints related to the task performed.

Key words: low back pain ; assistive device ; EMG ; handling tasks