UNIVERSITÉ DE LORRAINE | BIBLIOTHÈQUES UNIVERSITAIRES

AVERTISSEMENT
DROIT D'AUTEUR

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. Toute contrefaçon, plagiat ou reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

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

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4
Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

UNIVERSITÉ DE LORRAINE
34 COURS LÉOPOLD — CS 25233
54052 NANCY CEDEX
WWW.UNIV-LORRAINE.FR

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 **Thomas ALBOUY**

Sous la direction de **Guillaume MORNIEUX** et **Mohsen ZARE**

Influence de l'usage d'exosquelettes de dos sur les contraintes musculaires et posturales : prévention des lombalgies dans le secteur aéronautique.

Le 26 mai 2026

Membres du jury :

Directeurs de thèse :	**M. Guillaume MORNIEUX**	**Professeur des Universités, Université de Lorraine, Nancy**
	M. Mohsen ZARE	**Maître de Conférences, Université de Technologie de Belfort Montbéliard**
Président de jury & examinateur :	**M. Nicolas VIGNAIS**	**Professeur des Universités, Université de Rennes 2, Rennes**
Rapporteurs :	**M. Olivier BUTTELLI**	**Professeur des Universités, Université d'Orléans, Orléans**
	Mme Emilie LOUP-ESCANDE	**Professeure des Universités, Université de Picardie Jules Verne, Amiens**
Examinateurs :	**Mme Sophie LEMONNIER**	**Maîtresse de conférences, Université de Lorraine, Nancy**
	Mme Marie-Eve MAJOR	**Professeure des Universités, Université Laval, Québec**
Encadrante en entreprise :	**Mme Estelle CHIN**	**Ergonome Société, Safran Landing Systems, Bidos**

UR 3450 Développement, Adaptation, Handicap (DevAH). Bâtiment C – 1er étage. 9 Avenue de la Forêt de Haye. 54505 VANDOEUVRE-LES-NANCY.

Note relative à la version diffusée

Certaines informations contenues dans la version intégrale de cette thèse présentent un caractère confidentiel et ne peuvent pas être rendues publiques. Afin de permettre la diffusion d'une version accessible du manuscrit tout en préservant la confidentialité de ces informations, certains passages, figures et tableaux du chapitre 2 ont été remplacés par une indication explicite de leur caractère confidentiel.

Les suppressions sont signalées dans le corps du document par les mentions « [INFORMATION CONFIDENTIELLE] », « [PASSAGE CONFIDENTIEL RETIRÉ] » ou par un encart indiquant que le contenu concerné a été retiré de la version diffusée.

Contexte

Ce projet de thèse s'inscrit dans le cadre d'une Convention Industrielle de Formation par la Recherche (CIFRE). Il résulte d'une collaboration entre trois entités :

- **L'unité de recherche DevAH** (*Développement-Adaptation-Handicap*) de *l'Université de Lorraine*, dont l'un des axes thématiques est « Activité physique et prévention ». Elle est implantée à Nancy, en Lorraine.

- **L'unité de recherche ELLIAD,** placée sous la double tutelle de *l'Université Marie et Louis Pasteur* et de l'*Université de Technologie de Belfort-Montbéliard* (*UTBM*), et plus particulièrement son pôle *Ergonomie et Conception des Systèmes* (*ERCOS*). Celui-ci est situé à Montbéliard, dans le Doubs.

- **La société Safran Landing Systems**, filiale du groupe *Safran*. Le projet s'est déroulé sur le site industriel de Bidos (Pyrénées-Atlantiques), spécialisée dans la fabrication, les traitements thermiques et de surface, ainsi que l'assemblage de trains d'atterrissage et de pièces de rechange.

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier l'ensemble des membres de mon jury de thèse d'avoir accepté de prendre part à l'évaluation de ce travail. Je remercie ainsi le Pr Olivier Butelli et la Pr Emilie Loup-Escande, qui me font l'honneur d'être rapporteurs de ce manuscrit et qui contribueront à enrichir ce travail, ainsi que la Dr Sophie Lemonnier, le Pr Nicolas Vignais et la Pr Marie-Eve Major, qui ont accepté d'être examinateurs lors de ma soutenance.

Je remercie également les membres de mon comité de suivi de thèse, le Pr Nicolas Vignais et le Dr Benoît Iung, pour leurs conseils avisés et leur bienveillance lors de nos entretiens.

Je tiens à remercier tout particulièrement mes directeurs de thèse, le Pr Guillaume Mornieux et le Pr Mohsen Zare, ainsi que ma référente en entreprise, Estelle Chin, grâce à qui ce projet a pu voir le jour. Mohsen, merci pour tes conseils, ta confiance et ton accueil chaleureux à Montbéliard. Guillaume, merci pour la qualité de ton encadrement, qui a permis de mener cette thèse à son terme. Ta présence et tes analyses pertinentes ont été précieuses ; je suis ressorti de chacun de nos échanges plus serein, plus motivé, et encore plus passionné. Estelle, un grand merci pour m'avoir mis dans les meilleures conditions au sein de Safran, pour ton accompagnement tout au long du projet, et surtout pour m'avoir supporté durant ces trois ans !

Je remercie les laboratoires DevAH et ELLIAD, ainsi que l'entreprise Safran Landing Systems pour le soutien apporté, tant matériel qu'humain. Les conditions de travail durant ces trois années ont été particulièrement agréables.

Un grand merci à Arthur, Clément et Romain, ainsi qu'à tous les autres membres de CARE, pour votre accueil, votre aide précieuse et nos échanges scientifiques (et sportifs). Clément, merci pour ton aide de tous les instants, quelle que soit l'heure !

Merci à Florian pour sa participation à ce travail et pour les moments partagés lors de mon passage à Montbéliard. Je remercie également toute l'équipe ERCOS pour son accueil au sein de l'UTBM et pour l'intérêt porté au projet, ainsi que les étudiants impliqués dans le projet.

Je souhaite également remercier tous les volontaires ayant participé aux études, sans qui ce travail n'aurait pas été possible.

Un très grand merci aux ajusteurs, pour m'avoir fait découvrir leur métier avec passion et pour leur confiance. L'intérêt que vous avez porté au projet m'a beaucoup motivé.

Je remercie l'équipe SSE pour son accueil et son soutien. Plus largement, je remercie mes collègues et amis de Safran pour les nombreux moments partagés.

Merci à tous les copains pour les bons moments durant ces trois années. Mention spéciale à Nicolas, Valentin et Matthäus pour leur implication directe, ainsi qu'à mon coloc Matéo pour sa participation au bricolage des pièces d'avion en PVC, élément central de cette thèse. La communauté scientifique te doit beaucoup.

Merci à ma famille pour son soutien depuis toujours, et merci Mamadou pour ton implication.

Enfin, merci Charline. Tu iras, je l'espère, suffisamment loin dans la lecture de cette thèse pour y lire ces remerciements et mesurer à quel point ton amour et ton soutien ont compté pour moi.

Liste des abréviations

BF : Muscle biceps fémoral

CIFRE : Convention Industrielle de Formation par la Recherche

CR10 : Echelle catégorielle à 10 niveaux

EMG : Electromyographie

EPI : Equipements de protection individuelle

ES : Muscles érecteurs spinaux

ESL : Muscles érecteurs spinaux lombaires

EST : Muscles érecteurs spinaux thoraciques

HAS : Haute autorité de santé

IMU : Centrales inertielles

INRS : Institut national de recherche et de sécurité

IQR : Ecarts interquartiles

L5-S1 : Charnière lombo-sacrée

LFB : Modèle de levage corps complet

MVC : Contraction maximale volontaire

NIOSH : Institut national pour la sécurité et la santé au travail (National Institute for Occupational Safety and Health)

OE : Muscle oblique externe

OMS : Organisation mondiale de la santé

RA : Muscle droit de l'abdomen (rectus abdominis)

RMS : Moyenne quadratique (root mean square)

TMS : Troubles musculosquelettiques

VAS : Echelle visuelle analogique (visual analog scale)

YLDs : Années vécues avec incapacité (Years Lived with Disability)

Table des matières

Contexte III
Remerciements V
Liste des abréviations VII
Table des matières VIII
Table des illustrations XI
Figures XI
Tableaux XVI
Introduction générale 1
Chapitre 1 - Cadre théorique 2
1 Les troubles musculosquelettiques 2
2 La lombalgie 3
2.1 Prévalence et définition 3
2.2 Impact de la lombalgie 5
2.3 Facteurs de risque 6
2.4 Prévention 13
3 Les exosquelettes 17
3.1 Définition et principe de fonctionnement 17
3.2 Profil d'assistance fournie par l'exosquelette 19
3.3 Effets biomécaniques 23
3.4 Acceptabilité et acceptation 37
4 Synthèse et objectifs 43
Chapitre 2 - Cas d'étude : l'ajustage dans l'industrie aéronautique 45
1 Analyse ergonomique du travail d'ajustage 45
1.1 Objectifs et positionnement de la démarche 45
1.2 Caractéristiques des opérateurs et terrain de l'étude 47
1.3 Conditions d'exécution du travail 48
1.4 Activité réelle d'ajustage 52
1.5 Exigences et sollicitations issues de l'activité réelle 66
1.6 Conséquences du travail d'ajustage pour les opérateurs 70
1.7 Performance du système de travail 71
1.8 Amélioration du poste 72
2 Ajustage & Exosquelettes 75
2.1 Aperçu des modèles sur le marché 75

2.2 Compatibilité du travail d'ajustage avec un exosquelette 79
2.3 Choix des exosquelettes 80
Chapitre 3 - Etude en laboratoire 84
1 Introduction 85
1.1 Contexte et motivation 85
1.2 Limites actuelles et lacunes dans la littérature 86
2 Matériel et méthodes 87
2.1 Participants 87
2.2 Exosquelettes 87
2.3 Procédure 89
2.4 Tâches expérimentales 90
2.5 Acquisition et analyse des données 93
2.6 Analyse statistique 95
3 Résultats 95
3.1 Électromyographie 95
3.2 Inconfort 99
3.3 Cinématique 100
4 Discussion 102
4.1 Effets bénéfiques 103
4.2 Effets indésirables 105
4.3 Limites 106
5 Conclusion 107
Chapitre 4 - Etude sur le terrain 108
1 Introduction 109
2 Matériels et méthodes 111
2.1 Participants 111
2.2 Exosquelette 111
2.3 Tâches expérimentales 112
2.4 Acquisition et analyse des données 116
2.5 Analyse statistique 119
3 Résultats 120
3.1 Électromyographie 120
3.2 Cinématique 122
3.3 Inconfort perçu 122
3.4 Acceptation de l'exosquelette 123
4 Discussion 125

4.1 Assistance de l'exosquelette et soulagement du dos 125
4.2 Efficacité de l'exosquelette selon les tâches 127
4.3 Acceptation de l'exosquelette 128
4.4 Limites 130
5 Conclusion 131
Chapitre 5 - Discussion générale et perspectives 132
1 Comparaison des résultats en laboratoire et sur le terrain 132
2 Etudes terrain et transférabilité des résultats 134
2.1 Les études terrain : une référence pour l'évaluation ? 134
2.2 Transférabilité des résultats biomécaniques 135
3 Exosquelettes et risques de TMS 139
3.1 Indicateurs du risque de TMS 139
3.2 Multifactorialité de la lombalgie 144
3.3 Effets indésirables potentiels sur les facteurs de risque 145
4 Démarche ergonomique, acceptation et usages 145
4.1 Apports de la démarche 145
4.2 Perspectives d'évolution de la démarche 146
4.3 Perception du risque et acceptation 147
4.4 Acceptation déclarée et usage réel 148
4.5 Acceptation et usages au-delà de la prévention primaire 149
5 Conclusion générale 150
Bibliographie 152
Annexes 176
1 Valorisation de la thèse 176
1.1 Article issu de l'étude en laboratoire, publié dans *Wearable Technologies* : 176
1.2 Actes de congrès issus des données l'étude en laboratoire 196
1.3 Article issu de l'étude terrain, soumis dans *Ergonomics* : 199
1.4 Abstract accepté pour le congrès INRS 2026 - Prévention durable des TMS : nouveaux défis pour la recherche et la pratique 224
2 Questionnaire d'acceptation 226
Résumé 229
Abstract 230

Table des illustrations

Figures

Figure 1. Modèle de la dynamique d'apparition des TMS (INRS, 2025b)..... 2

Figure 2. Prévalence des TMS du dos et des TMS du membre supérieur au cours des 12 derniers mois (et intervalle de confiance à 95%) dans la population des 18-64 ans, au total et selon la localisation, par sexe (Brière & Fouquet, 2024). 3

Figure 3. Modèle de peur-évitement (INRS, 2018b; Petit, 2025; Vlaeyen, 1999; Vlaeyen & Linton, 2000). 8

Figure 4. Hiérarchie des mesures de prévention (NIOSH, 2024)..... 14

Figure 5. A gauche, le modèle Apogee (German Bionics Systems GmbH, Augsburg, Allemagne), à droite, le modèle HAL Lumbar Type (Cyberdyne, Ibaraki, Japan). 18

Figure 6. Exosquelettes passifs textiles ; modèles Apex 2, SoftExo Lift 5, CORFOR V2, et BionicBack (de gauche à droite). 19

Figure 7. Exosquelettes passifs rigides ; modèles BackX (à gauche), Laevo FLEX (au milieu) et Mate-XB (à droite)..... 19

Figure 8. Courbes Couple/Angle des exosquelettes passifs Laevo V2.5 (P1, bleu) et BackX (P2, rouge), et de l'exosquelette actif CrayX (A1, vert) (Johns et al., 2024)..... 20

Figure 9. Courbes Couple/Angle des exosquelettes passifs rigides Laevo FLEX, à gauche, et Ottobock Paexo Back, à droite (Van Harmelen et al., 2022). 21

Figure 10. Courbes Couple/Angle de l'exosquelette textile Auxivo Liftsuit, avec différents élastiques (Van Harmelen et al., 2022). 21

Figure 11. Courbes Couple/Angle de l'exosquelette passif rigide BackX, obtenus sur mannequin (MNQ) et sur sujets humains (SBJ), pour deux niveaux d'assistance (HIGH et LOW), par conditions statiques et dynamiques (phases de flexion et d'extension) (Madinei et al., 2022)..... 22

Figure 12. Résumé des changements significatifs de l'activité des muscles érecteurs du rachis dans les étude prises en compte par Kermavnar et al. (2021), selon le type d'exosquelette et de tâche. Les valeurs négatives représentent des réductions et les valeurs positives des augmentations de l'activité EMG. Ligne centrale : médiane ; limites de la boîte : intervalle interquartile ; moustaches

: valeurs extrêmes (hors valeurs aberrantes) ; x : moyenne ; o : valeurs aberrantes (Kermavnar et al., 2021). 24

Figure 13. Activités EMG moyennes ± écart-type des muscles érecteurs du rachis (en %RMS) lors de la tâche statique, symétrique et asymétrique, sans exosquelette (CON, en blanc), avec l'exosquelette passif BackX (P-EXO, en gris clair), avec l'exosquelette actif Exoback (A-EXO1, en gris foncé) et avec l'exosquelette actif CrayX (A-EXO2, en noir). Une différence significative ($p < 0,05$ et $d \geq 0,2$) est indiquée par un astérisque (*) (Schwartz et al., 2023). 27

Figure 14. Activité musculaire maximale des extenseurs du tronc (TEM) (moyennes ± écart-type), sans exosquelette (No BSE), avec le Laevo V2 (Laevo) et avec le BackX (SuitX). Les différences significatives par rapport à la condition contrôle ($p < 0,05$) sont indiquées par un astérisque (*) (Alemi et al., 2020). 28

Figure 15. Modèle proposé par Moyon et al. (2019) à partir de retours d'experts et d'utilisateurs en situation d'usage réel. 39

Figure 16. Synthèse des résultats de l'étude de Wioland et al. (2024) concernant les dimensions influençant l'intention d'usage de l'exosquelette, directement ou via la dimension des affects. 41

Figure 17. Schéma des « cinq carrés » issu de Leplat & Cuny (1983) ; Pailleux et al. (2023) ; Prévot-Carpentier & Toupin (2024)..... 46

Figure 18. Tige principale à son arrivée sur le site, forgée (à gauche) et en fin du processus de fabrication, avant assemblage (à droite)..... 49

Figure 19. Processus de fabrication générale d'une pièce sur le site. 49

Figure 20. Double cabine d'ajustage, équipée d'un palan et d'un mur aspirant. 51

Figure 21. Transfert manuel de la pièce de 21 kg du bâti au chariot. 61

Figure 23. Chronique d'activité de la phase d'ajustage Arrêt de chrome TP. 62

Figure 22. Chronique d'activité de la phase d'ajustage Nettoyage TP. 62

Figure 24. Chronique d'activité de la phase d'ajustage Visuel TP. 62

Figure 25. Rayonnage d'une arrête sur le fût par l'opérateur 1 (à gauche) et l'opérateur 2 (à droite). 64

Figure 27. Inspection visuelle de l'intérieur du fût debout (à gauche), assis (au milieu) et accroupi (à droite). 65

Figure 26. Inspection visuelle de l'extérieur du fût avec la lampe circulaire avec loupe (à gauche) et avec la lampe classique (à droite). 65

Figure 28. Inspection visuelle de l'extérieur des portées chromées, à différentes hauteurs. 73

Figure 29. Outil permettant de reposer la canne lors brossage de l'intérieur des fûts de grand diamètre. 74

Figure 30. Tâche INSPEC en situation écologique (A) et en laboratoire (B). 91

Figure 31. Tâche POLI en situation écologique (A et B) et en laboratoire (C). 91

Figure 32 : Tâche LIFT en situation écologique (A) et en laboratoire (B). 92

Figure 33. Echelle de Borg CR10 (Borg, 1982). 94

Figure 34. Amplitude EMG (%MVC) des muscles érecteurs spinaux lombaires (ESL), érecteurs spinaux thoraciques (EST), biceps fémoral (BF), oblique externe (OE) et droit de l'abdomen (RA), sans exosquelette (bleu), avec Corfor (rouge), BionicBack (jaune), BackX (violet) et Laevo (vert), pour la tâche INSPEC. Dans le diagramme en boîte, la ligne centrale représente la médiane (barre horizontale colorée), les bords de la boîte correspondent aux 25e et 75e percentiles, les moustaches s'étendent jusqu'aux valeurs extrêmes ne constituant pas des valeurs aberrantes, et les valeurs aberrantes (o) sont représentées individuellement. Les astérisques indiquent une différence significative par rapport à la condition « sans exosquelette » (* : $p < 0,05$; ** : $p < 0,01$; *** : $p < 0,001$). 96

Figure 35. Amplitude EMG (%MVC) des muscles érecteurs spinaux lombaires (ESL), érecteurs spinaux thoraciques (EST), biceps fémoral (BF), oblique externe (OE) et droit de l'abdomen (RA), sans exosquelette (bleu), avec Corfor (rouge), BionicBack (jaune), BackX (violet) et Laevo (vert), pour la tâche POLI. Dans le diagramme en boîte, la ligne centrale représente la médiane (barre horizontale colorée), les bords de la boîte correspondent aux 25e et 75e percentiles, les moustaches s'étendent jusqu'aux valeurs extrêmes ne constituant pas des valeurs aberrantes, et les valeurs aberrantes (o) sont représentées individuellement. Les astérisques indiquent une différence significative par rapport à la condition « Sans exo » (* : $p < 0,05$; ** : $p < 0,01$; *** : $p < 0,001$). 97

Figure 36. Amplitude EMG (%MVC) des muscles érecteurs spinaux lombaires (ESL), érecteurs spinaux thoraciques (EST), biceps fémoral (BF), oblique externe (OE) et droit de l'abdomen (RA), sans exosquelette (bleu), avec Corfor (rouge), BionicBack (jaune), BackX (violet) et Laevo (vert), pour la tâche LIFT-13. Dans le diagramme en boîte, la ligne centrale représente la médiane (barre horizontale colorée), les bords de la boîte correspondent aux 25e et 75e percentiles, les moustaches s'étendent jusqu'aux valeurs extrêmes ne constituant pas des valeurs aberrantes, et les valeurs aberrantes (o) sont représentées individuellement. Les astérisques indiquent une

différence significative par rapport à la condition « Sans exo » (* : p < 0,05 ; ** : p < 0,01 ; *** : p < 0,001). 98

Figure 37. Amplitude EMG (%MVC) des muscles érecteurs spinaux lombaires (ESL), érecteurs spinaux thoraciques (EST), biceps fémoral (BF), oblique externe (OE) et droit de l'abdomen (RA), sans exosquelette (bleu), avec Corfor (rouge), BionicBack (jaune), BackX (violet) et Laevo (vert), pour la tâche LIFT-21. Dans le diagramme en boîte, la ligne centrale représente la médiane (barre horizontale colorée), les bords de la boîte correspondent aux 25e et 75e percentiles, les moustaches s'étendent jusqu'aux valeurs extrêmes ne constituant pas des valeurs aberrantes, et les valeurs aberrantes (o) sont représentées individuellement. Les astérisques indiquent une différence significative par rapport à la condition « Sans exo » (* : p < 0,05 ; ** : p < 0,01 ; *** : p < 0,001). 99

Figure 38. Scores d'inconfort (échelle de Borg CR10) pour le dos, les membres inférieurs et le tronc, sans exosquelette (bleu), avec Corfor (rouge), BionicBack (jaune), BackX (violet) et Laevo (vert), pour les quatre tâches. Dans le diagramme en boîte, la ligne centrale représente la médiane, les bords de la boîte correspondent aux 25^{e} et 75^{e} percentiles, les moustaches s'étendent jusqu'aux valeurs extrêmes ne constituant pas des valeurs aberrantes, et les valeurs aberrantes (o) sont représentées individuellement. Les astérisques indiquent une différence significative par rapport à la condition « sans exosquelette » (* : p < 0,05 ; ** : p < 0,01 ; *** : p < 0,001). 100

Figure 39. Courbes couple-angle du Laevo FLEX avec le ressort à gaz de rigidité moyenne. Les données proviennent de l'entreprise Laevo (Van Harmelen et al., 2022). 112

Figure 40. Tige principale du train d'atterrissage. 113

Figure 41. Les sept tâches d'ajustage sélectionnées pour l'étude. 116

Figure 42. Amplitude EMG (mV) des muscles érecteurs spinaux lombaires dans les conditions Sans EXO (bleu) et EXO (rouge), pour chacune des sept tâches. Dans le diagramme en boîte, la ligne centrale représente la médiane (barre horizontale colorée), les bords de la boîte correspondent aux 25e et 75e percentiles, les moustaches s'étendent jusqu'aux valeurs extrêmes ne constituant pas des valeurs aberrantes, et les valeurs aberrantes (o) sont représentées individuellement. Les astérisques indiquent des différences significatives entre les conditions (* : p < 0,05 ; ** : p < 0,01 ; *** : p < 0,001). 120

Figure 43. Amplitude EMG (mV) des muscles érecteurs spinaux thoraciques dans les conditions Sans EXO (bleu) et EXO (rouge), pour chacune des sept tâches. Dans le diagramme en boîte, la ligne centrale représente la médiane (barre horizontale colorée), les bords de la boîte

correspondent aux 25e et 75e percentiles, les moustaches s'étendent jusqu'aux valeurs extrêmes ne constituant pas des valeurs aberrantes, et les valeurs aberrantes (o) sont représentées individuellement. Les astérisques indiquent des différences significatives entre les conditions (* : p < 0,05 ; ** : p < 0,01 ; *** : p < 0,001). 121

Figure 44. Scores d'inconfort (échelle de Borg CR10) pour le dos, les membres inférieurs et le tronc dans les conditions Sans EXO (bleu) et EXO (rouge). Dans le diagramme en boîte, la ligne centrale représente la médiane, les bords de la boîte correspondent aux 25^{e} et 75^{e} percentiles, les moustaches s'étendent jusqu'aux valeurs extrêmes ne constituant pas des valeurs aberrantes, et les valeurs aberrantes (o) sont représentées individuellement. 123

Figure 45. Répartition des réponses pour chaque item du questionnaire d'acceptation (échelle de Likert à cinq points). 124

Figure 46. A gauche une vue de dos avec le CORFOR V5, à droite une vue de profil avec le Laevo FLEX. Le participant et les deux exosquelettes sont équipés de marqueurs réfléchissants. 142

Figure 47. A gauche une vue de dos du modèle Opensim LFB (Beaucage-Gauvreau et al., 2019) ; au milieu une vue de dos du modèle LFB complété avec l'exosquelette CORFOR V2 ; à droite une vue sagittale du modèle LFB adapté lors d'une tâche de flexion du tronc (Favennec, Moissenet, et al., 2024). 143

Figure 48. Corrélation entre la perception de l'exposition aux risques de lombalgie et l'acceptation de l'exosquelette. Les points représentent les réponses individuelles, la ligne noire correspond à la droite de régression et les lignes pointillées bleues à l'intervalle de confiance à 95 %. Échelle de Likert : 1 = Pas du tout d'accord ; 2 = Plutôt pas d'accord ; 3 = Ni d'accord ni en désaccord ; 4 = Plutôt d'accord ; 5 = Tout à fait d'accord). Certains points sont superposés en raison de réponses identiques. 148

Figure 49. Examples of two of the seven polishing tasks: external barrel brushing (BRSH-EXT-BAR) and internal barrel inspection (INSP-INT-BAR). 224

Figure 50. EMG amplitude values (mV) of lumbar erector spinae in the FREE (blue) and EXO (red) conditions, for each of the seven tasks. In the boxplot, the central mark is the median (horizontal colored bar), the edges of the box are the 25th and 75th percentiles, the whiskers extend to the most extreme data points to be not outliers, and the outliers (o) are plotted individually. Asterisks indicated significant differences between conditions (*: p < .05; **: p < .01; ***: p < .001)..... 225

Tableaux

Tableau 1. Facteurs de risques de lombalgie aiguë ou chronique, liés au travail ou hors travail (INRS, 2018b). 6

Tableau 2. Exemple de l'organisation sur trois semaines pour une équipe. 51

Tableau 3. Phases d'ajustage réalisée par l'opérateur 1 durant un poste. 53

Tableau 4. Phases d'ajustage réalisée par l'opérateur 2 durant un poste. 53

Tableau 5. Description de la phase d'ajustage Arrêt de chrome Tige principale 54

Tableau 6. Description de la phase d'ajustage Arrêt de chrome Tige avant 57

Tableau 7. Description de la phase d'ajustage Nettoyage Tige principale 59

Tableau 8. Aperçu des exosquelettes professionnels de dos. 76

Tableau 9. Caractéristiques des quatre exosquelettes testés dans cette étude. 88

Tableau 10. Médiane (IQR) des angles moyens de flexion du tronc, des hanches et des genoux. Les astérisques indiquent une différence significative par rapport à la condition « sans exosquelette » (* : $p < 0,05$; ** : $p < 0,01$; *** : $p < 0,001$). 101

Tableau 11. Médiane (IQR) de l'amplitude de mouvement (ROM) et de l'angle moyen du tronc, des hanches et des genoux. Les astérisques indiquent une différence significative par rapport à la condition « sans exosquelette » (* : $p < 0,05$; ** : $p < 0,01$; *** : $p < 0,001$). 102

Tableau 12. Durée d'acquisition et nombre d'opérateurs par tâche et par condition expérimentale. 117

Tableau 13. Variation de l'activité EMG en pourcentage RMS des muscles érecteurs spinaux lombaires entre les conditions Sans EXO et EXO pour chaque participant. La dernière ligne présente la médiane et l'écart interquartile (IQR) pour l'ensemble des participants. Un tiret (–) indique les tâches non réalisées par le participant. 121

Tableau 14. Médiane ± IQR de l'angle moyen de flexion du tronc et du pourcentage de temps passé dans les intervalles d'angle de flexion du tronc, dans les conditions Sans EXO et EXO, pour chaque tâche. Les astérisques indiquent des différences significatives entre les conditions (* : $p < 0,05$; ** : $p < 0,01$; *** : $p < 0,001$). 122

Introduction générale

En raison de sa prévalence élevée, de ses conséquences potentiellement durables sur les personnes touchées et de son coût socio-économique important, la lombalgie est un enjeu de santé publique majeur (Petit, 2025; Govaerts et al., 2021). Dans de nombreux secteurs d'activité, les travailleurs sont exposés à des facteurs de risque biomécaniques, avec notamment des tâches impliquant des manutentions manuelles et des postures contraignantes fréquentes. Dans l'industrie, malgré la volonté des entreprises d'automatiser davantage de tâches et les tentatives de modifications organisationnelles, l'homme reste au centre d'activités considérées comme à risque de troubles musculosquelettiques. La réduction de la charge physique au cours de ces activités est donc un objectif essentiel pour les entreprises.

Dans ce contexte, de nouvelles technologies d'assistance se développent, notamment les exosquelettes professionnels. Conçus pour réduire les contraintes physiques lors de mouvements spécifiques, ils font naître un espoir légitime d'amélioration des conditions de travail et de prévention des troubles musculosquelettiques (INRS, 2025b). Cependant, leur efficacité réelle, notamment sur une diversité de tâches ou en situation de travail, reste encore discutée. Leur utilisation pose également des questions relatives à la sécurité des utilisateurs, aux potentiels effets indésirables ou encore à leur acceptation par les opérateurs. Par ailleurs, les exosquelettes peuvent également susciter des attentes excessives, voire des représentations idéalisées de leurs capacités, jusqu'à par exemple être invoqués par un sénateur pour justifier en partie le relèvement de l'âge légal de départ à la retraite (Yakin, 2022). Il apparaît ainsi nécessaire d'apporter des éléments objectifs, en quantifiant les effets des exosquelettes dans des situations représentatives de l'activité réelle.

C'est dans cette perspective que s'inscrit le présent projet de thèse CIFRE. Le manuscrit est structuré en cinq chapitres. Le premier pose le cadre théorique, en abordant la lombalgie, les facteurs de risque associés, ainsi que les exosquelettes professionnels, leur fonctionnement, leurs effets biomécaniques et les notions liées à leur adoption. Le deuxième chapitre décrit la démarche ergonomique mise en œuvre pour analyser le cas d'étude, l'activité d'ajustage dans le secteur aéronautique. Les troisième et quatrième chapitres présentent les deux études expérimentales, menées en laboratoire puis en situation réelle, évaluant les effets de l'utilisation d'exosquelettes de dos. Enfin, le dernier chapitre propose une discussion générale des résultats obtenus.

Chapitre 1 - Cadre théorique

1 Les troubles musculosquelettiques

Les troubles musculosquelettiques (TMS) sont des atteintes de l'appareil locomoteur affectant principalement les muscles, les tendons, les nerfs et les structures de soutien du corps (NIOSH, Bernard & Putz-Anderson, 1997). D'après l'Organisation Mondiale de la Santé, ces troubles incluent tout type de plainte, allant de légers désagréments transitoires aux blessures irréversibles et invalidantes. Les TMS proviennent d'un déséquilibre entre les capacités du corps et les contraintes auxquelles il est exposé (Assurance Maladie, 2025) et regroupent les atteintes du système musculosquelettique affectant les membres inférieurs, les membres supérieurs, le dos ou le cou (Michel et al., 2010). On y retrouve par exemple la tendinopathie de la coiffe des rotateurs (épaule), l'épicondylite (coude), le syndrome du canal carpien (poignet) ou encore la lombalgie (dos).

Les TMS sont des pathologies multifactorielles, pouvant être favorisées par l'activité professionnelle (INRS, 2025b). Les facteurs de risques sont généralement classés en trois catégories : biomécaniques, psychosociaux et liés aux ambiances physiques de travail. Certains facteurs individuels, comme l'avancée en âge ou certains antécédents médicaux, peuvent aussi favoriser la survenue de TMS. Aucun facteur de risque n'agit de manière isolée ; ils interagissent systématiquement entre eux, avec des niveaux d'intensité et de fréquence spécifiques à chaque tâche, et susceptibles d'évoluer dans le temps (Figure 1) (INRS, 2025b).

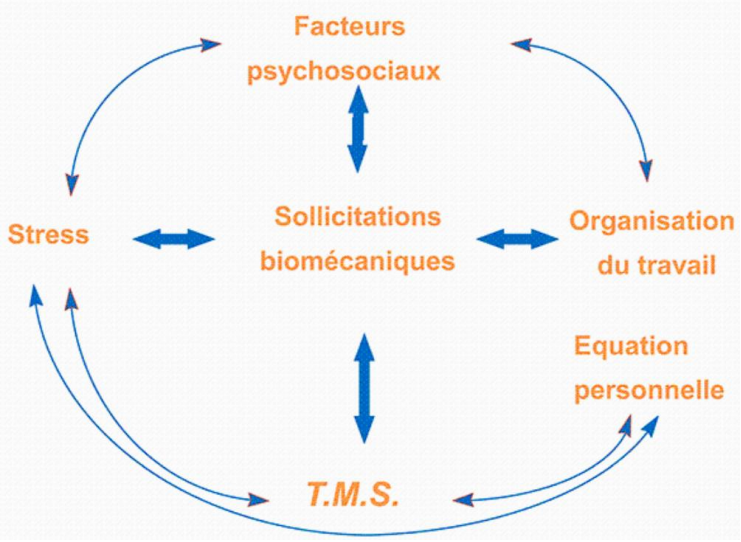


Figure 1. Modèle de la dynamique d'apparition des TMS (INRS, 2025b)

D’après l’assurance maladie, 46 % des TMS entraînent des séquelles lourdes (incapacité permanente), avec des risques de désinsertion professionnelle. En 2023, les TMS représentaient 87 % des maladies professionnelles (Assurance Maladie, 2025). Le Baromètre de Santé publique France 2021 (Brière & Fouquet, 2024) montre que la prévalence au cours des douze derniers mois de l’ensemble des TMS étudiés (dos et membre supérieur) dans la population générale de 18 à 64 ans s’établit à 58 % chez les femmes et 51 % chez les hommes. Les TMS les plus souvent déclarés sont les lombalgies hors sciatiques au niveau du dos et les TMS de l’épaule au niveau du membre supérieur (Figure 2), avec une prévalence des TMS du dos de 47 % chez les femmes et de 40 % chez les hommes. La prévalence désigne le pourcentage d'une population touchée par une maladie particulière à un moment donné ou pendant une période donnée (Elfering & Mannion, 2008).

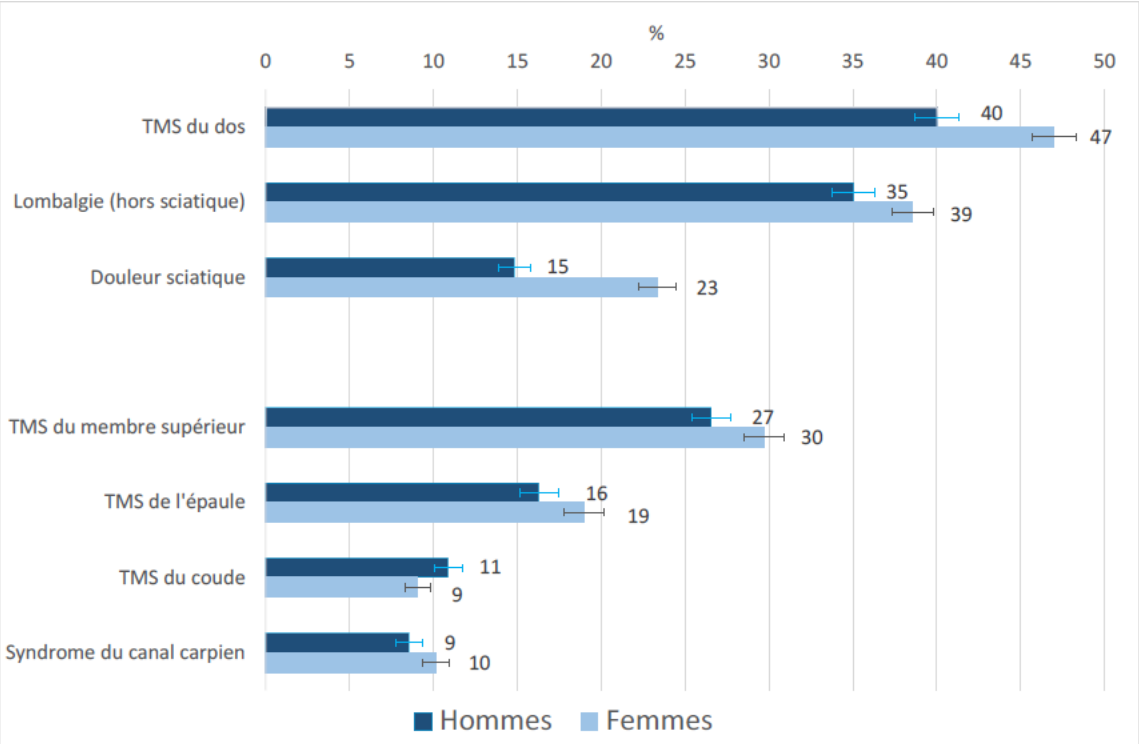


Figure 2. Prévalence des TMS du dos et des TMS du membre supérieur au cours des 12 derniers mois (et intervalle de confiance à 95%) dans la population des 18-64 ans, au total et selon la localisation, par sexe (Brière & Fouquet, 2024).

2 La lombalgie

2.1 Prévalence et définition

D’après le Baromètre de Santé publique France 2021, la prévalence des lombalgies hors sciatiques au cours des douze derniers mois s’élèverait à 38% (Figure 2). Cette estimation est cohérente avec les résultats de la méta-analyse de Hoy et al. (2012), qui rapportait également une

prévalence des lombalgies au cours des douze derniers mois de 38 %, au niveau mondial. Les auteurs soulignent toutefois une forte hétérogénéité entre les études, principalement attribuable à des variations méthodologiques, notamment dans la définition de la lombalgie (critères de localisation de la douleur, intensité, ou caractère aigu/chronique), la durée minimale de l'épisode prise en compte ou encore la période de prévalence considérée (ponctuelle, 1 mois, 1 an, vie entière). Par exemple la prévalence ponctuelle moyenne était de 18,3 %, la prévalence sur un mois de 30,8 %, et la prévalence sur douze mois de 38 %, chaque intervalle temporel montrant une augmentation significative par rapport au précédent. Concernant les zones corporelles retenues pour définir la lombalgie, la région lombaire est la plus fréquemment ciblée, suivie de la région dorsale et de la région postérieure, allant de la limite inférieure des douzièmes côtes jusqu'au pli fessier inférieur (Hoy et al., 2012). Les auteurs définissent la lombalgie comme une « douleur au bas du dos (ou une douleur irradiant dans un ou les deux membres inférieurs) limitant l'activité et durant au moins 1 jour ». En France, La Haute Autorité de Santé définit la lombalgie par « une douleur située entre la charnière thoraco-lombaire et le pli fessier inférieur, pouvant être associée à une radiculalgie correspondant à une douleur d'un ou des deux membres inférieurs au niveau d'un ou plusieurs dermatomes ».

Certains secteurs d'activité sont davantage touchés : d'après Brière & Fouquet (2024), les secteurs avec les prévalences les plus élevées pour l'ensemble des TMS du dos sont, chez les hommes, l'industrie manufacturière, la construction et les activités de services (45 à 47 %) et, chez les femmes, la gestion de l'eau et des déchets, le transport et l'entreposage, et les activités immobilières (53 à 56 %). D'après Govaerts et al. (2021), la prévalence à 12 mois de la lombalgie serait de 47 % dans l'industrie manufacturière.

Dans le langage courant, la lombalgie est également désignée par les termes de « mal de dos », « lumbago » ou « tour de rein ». Sur le plan médical, on parle de « lombalgie commune » (ou « lombalgie non spécifique ») par opposition aux « lombalgies spécifiques », qui sont liées à une pathologie identifiable telle qu'une scoliose, une spondylarthrite ankylosante, une fracture d'une vertèbre, une infection ou une tumeur vertébrale (HAS, 2019). La lombalgie est « commune » dans 90 % des cas environ (Deyo & Weinstein, 2001; OMS, 2023). De nombreux facteurs potentiellement causals et aggravants leur sont associés, mais aucune pathologie structurelle ne peut être tenue responsable des symptômes avec certitude (Elfering & Mannion, 2008). La cause serait le plus souvent mécanique, conséquence de lésions des muscles, ligaments et tendons qui assurent le soutien et le fonctionnement de la colonne vertébrale (S. P. Cohen et al., 2008; Assurance Maladie, 2025).

Les lombalgies sont généralement distinguées en fonction de leur durée : elles peuvent être aiguës (moins de 6 semaines), subaiguës (6 à 12 semaines), ou chroniques (au-delà de 3 mois) (INRS,

2018a; OMS, 2023). Certains auteurs n'utilisent pas la classification « subaiguë » et distinguent uniquement lombalgie aiguë (< 3 mois) et chronique (> 3 mois) (Cherin & de Jaeger, 2011a; S. P. Cohen et al., 2008; Ehrlich, G.E., 2003). En cas de récidive de lombalgie dans les 12 mois, on parle de lombalgie récidivante, qui est considérée comme une lombalgie à risque de chronicité (HAS, 2019).

La récidive au cours de l'année suivant un épisode aigu est fréquente, avec des taux variant de 24 à 80 % selon les études (Marras et al., 2007; SFMT, INRS, 2013). Bien que la plupart des travailleurs se rétablissent complètement d'un épisode aigu de lombalgie, 2 à 7 % d'entre eux sont susceptibles de développer une lombalgie chronique à partir d'un nouvel épisode aigu (Petit, 2025). Selon les estimations globales du Global Burden of Disease 2021 (Ferreira et al., 2023), qui combine données internationales et modélisation statistique standardisée pour comparer le fardeau des maladies entre pays et au fil du temps, la lombalgie constituerait la première cause mondiale d'années vécues avec incapacité (Years Lived with Disability - YLDs), avec un taux mondial standardisé de 832 pour 100 000 habitants en 2020. Les YLDs combinent la prévalence d'un état et un poids de handicap reflétant la sévérité de l'incapacité, mesurant ainsi le nombre d'années vécues avec une limitation fonctionnelle.

2.2 Impact de la lombalgie

La lombalgie, en particulier lorsqu'elle devient chronique, s'accompagne de limitations fonctionnelles susceptibles d'altérer durablement les capacités physiques. Elle constitue ainsi la première cause d'inaptitude avant 45 ans et la troisième cause d'invalidité pour le régime général de la sécurité sociale (Petit, 2025; Assurance Maladie, 2025). Au-delà de l'atteinte physique, la lombalgie chronique est fréquemment associée à une désocialisation progressive : en plus de l'arrêt de travail pouvant provoquer une perte d'identité professionnelle, de nombreux sujets lombalgiques présentent également un arrêt des activités de loisirs provoquant une perte de contact avec l'entourage et une diminution de leur qualité de vie (Cherin & de Jaeger, 2011b; Petit, 2025). Outre les lourdes conséquences pour le salarié en termes de désinsertion sociale et professionnelle, la lombalgie, et plus globalement les TMS, ont donc un coût économique important. Leur coût total est difficile à chiffrer dans la mesure où il existe des coûts directs (prise en charge médicale, pharmaceutique, hospitalière et indemnisations journalières) et des coûts indirects (conséquences productives pour l'entreprise). En France, les TMS sont responsables chaque année d'environ 26 millions de journées de travail perdues, pour un montant estimé à 2,4 milliards d'euros de cotisations versées par les entreprises (Assurance Maladie, 2023).

2.3 Facteurs de risque

À l'instar des autres TMS, la lombalgie est généralement d'origine multifactorielle (Hoy et al., 2012; Manchikanti, 2000). Les facteurs professionnels occupent une place majeure, mais coexistent avec des prédispositions individuelles et pathologies associées, des risques liés aux activités domestiques ou de loisirs, ainsi que les facteurs psychosociaux de la vie hors travail (INRS, 2018b). Par ailleurs, l'évolution vers une lombalgie chronique semble particulièrement influencée par les facteurs psychosociaux et certains déterminants professionnels (S. P. Cohen et al., 2008). Afin de synthétiser la diversité des facteurs impliqués dans la survenue ou la persistance des lombalgies, l'INRS propose une classification croisant le contexte d'apparition (au travail / hors travail) et le type de lombalgie concerné (aiguë / chronique) (Tableau 1).

Tableau 1. Facteurs de risques de lombalgie aiguë ou chronique, liés au travail ou hors travail (INRS, 2018b).

FACTEURS DE RISQUE	LOMBALGIE AIGUE	LOMBALGIE CHRONIQUE
Au travail	▪ Manutentions manuelles. ▪ Chutes. ▪ Exposition aux vibrations corps entier. ▪ Postures pénibles sous contrainte. ▪ Travail physique dur. ▪ Traumatismes. ▪ Efforts importants	▪ Conditions de travail. ▪ Insatisfaction au travail. ▪ Travail physique dur. ▪ Stress. ▪ Contraintes psychosociales. ▪ Absence d'actions de prévention dans l'entreprise.
Hors travail	▪ Antécédents de lombalgie. ▪ Troubles vasculaires. ▪ Corpulence. ▪ Anomalies radiologiques graves. ▪ Grossesses. ▪ + les mêmes facteurs de risque physiques qu'au travail (chutes, efforts importants...).	▪ Durée de l'arrêt pour lombalgie. ▪ Gravité de l'atteinte. ▪ Intensité de la douleur. ▪ Mode de prise en charge. ▪ Gêne fonctionnelle. ▪ Baisse d'activité. ▪ Tabac.

2.3.1 Facteurs hors travail

2.3.1.1 Facteurs individuels

Certaines caractéristiques individuelles augmentent le risque de développer une lombalgie, en contribuant à réduire les capacités physiques, à altérer les structures musculosquelettiques ou à diminuer les mécanismes de récupération. Parmi les facteurs les plus fréquemment rapportés figurent l'obésité, le tabagisme, la sédentarité, le manque d'activité physique régulière, ainsi que diverses

comorbidités médicales (Manchikanti, 2000; INRS, 2018c). D'après le Global Burden of Disease 2021 (Ferreira et al., 2023), 12,5 % des YLDs dues aux lombalgies étaient attribuables au tabagisme et 11,5 % à un IMC élevé (en 2020, à l'échelle mondiale, tous âges et sexes confondus). Le facteur de risque prédictif le plus important serait un antécédent de lombalgie (Elfering & Mannion, 2008).

2.3.1.2 Facteurs psychosociaux hors travail

Des facteurs psychosociaux extrinsèques au contexte professionnel ont également été identifiés comme des éléments influençant non seulement l'apparition de la lombalgie mais surtout sa chronicisation. On y retrouve le stress, l'anxiété, la dépression et des comportements inadaptés face à la douleur tels que la catastrophisation ou la kinésiophobie (peur du mouvement) (Elfering & Mannion, 2008; Linton et al., 2000; Manchikanti, 2000).

Ces comportements peuvent participer à l'installation d'un cercle vicieux dans lequel la douleur est interprétée comme menaçante, entraînant des comportements d'évitement et une hypervigilance aux sensations corporelles, augmentant la peur (modèle de peur-évitement) (Vlaeyen & Linton, 2000). Les comportements d'évitement exposent les individus à une réduction progressive de leur participation professionnelle (via les arrêts de travail répétés ou prolongés) et sociale (réduction ou abandon des activités sociales et de loisirs). A long terme, cette dynamique peut conduire au développement d'un syndrome de déconditionnement, comprenant des altérations physiques (perte de la force maximale, fatigabilité, modification du recrutement musculaire au cours du geste et baisse de la capacité cardiovasculaire à l'effort), psychologiques (symptômes dépressifs ou anxieux, troubles de la concentration, de la mémoire, sensation de fatigue, irritabilité accrue) et sociales (perte de participation sociale et professionnelle, isolement) (Cherin & de Jaeger, 2011a; Petit, 2025). Ces altérations, notamment physiques, peuvent être à l'origine de majoration de la douleur et d'augmentation des risques de récidive et de passage à la chronicité (INRS, 2018b). La Figure 3 schématise ce cercle vicieux (inspiré de Bègue & Petit, 2025; INRS, 2018b; Vlaeyen, 1999; Vlaeyen & Linton, 2000).

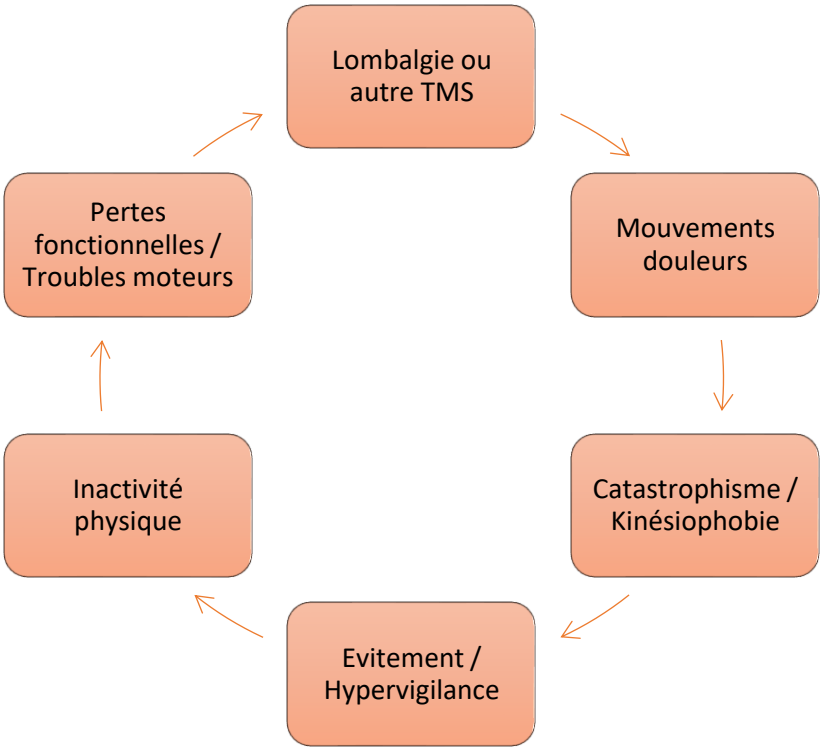


Figure 3. Modèle de peur-évitement (INRS, 2018b; Petit, 2025; Vlaeyen, 1999; Vlaeyen & Linton, 2000).

2.3.2 Facteurs professionnels

2.3.2.1 Facteurs psychosociaux et organisationnels au travail

Sur le lieu de travail, plusieurs contraintes organisationnelles et psychosociales ont été associées à une augmentation de la fréquence et de la persistance des lombalgies, tels que la monotonie des tâches, l'insatisfaction professionnelle, la faible latitude décisionnelle, le manque de reconnaissance ou encore des exigences psychologiques élevées (Hoogendoorn, van Poppel, et al., 2000; INRS, 2018b; Manchikanti, 2000; Truchon & Langlois, 2023). Lorsqu'ils s'ajoutent à la gêne fonctionnelle induite par la lombalgie, ils peuvent majorer l'inquiétude liée à la douleur, réduire l'activité et prolonger les arrêts de travail, entravant le retour à l'emploi et favorisant la chronicisation (INRS, 2018b). Plusieurs mécanismes physiopathologiques pourraient contribuer à ces effets. D'une part, l'astreinte psychologique pourrait augmenter l'activité musculaire via le système nerveux autonome ou d'autres composants du système endocrinien et pourrait également influencer la perception de la douleur et la déclaration de celle-ci (Stock et al., 2006). De plus, le stress chronique est associé à une dérégulation des systèmes immunitaires et anti-inflammatoires, ce qui pourrait réduire les capacités de défense de l'organisme (Black, 2002; Segerstrom & Miller, 2004). D'autre part, les exigences élevées et les pressions temporelles ont un impact direct sur la charge de travail et

conduisent à une exécution plus rapide des tâches, augmentant les contraintes biomécaniques (Stock et al., 2013). A cela peut s'ajouter une insuffisance de pauses pouvant limiter la récupération musculaire.

2.3.2.2 Facteurs physiques

Les facteurs physiques comprennent les chutes, heurts, trébuchements et autres perturbations du mouvement, ainsi que les vibrations, souvent générées par des engins mobiles ou des outils. Si les vibrations ne constituent pas nécessairement un facteur étiologique direct de la lombalgie, elles peuvent rendre l'activité particulièrement difficile chez les personnes lombalgiques (INRS, 2018b). Les principaux facteurs de risques physiques sont les contraintes biomécaniques, qui représentent les déterminants les plus robustement associés à la survenue des lombalgies et, de façon plus marquée encore, avec les absences au travail pour lombalgie (Cherin & de Jaeger, 2011a; Tubach et al., 2002). Parmi les expositions documentées dans la littérature, on retrouve la manutention manuelle, notamment lorsque les charges sont lourdes ou manipulées de façon répétée, les efforts de poussée ou de traction, les postures contraignantes telles que la flexion antérieure du tronc, le travail physique intense et la station debout ou la marche prolongée (Bernard & Putz-Anderson, 1997; Cherin & de Jaeger, 2011a; INRS, 2018b; Manchikanti, 2000; Plouvier et al., 2008)**.** En 2020, à l'échelle mondiale, tous âges et sexes confondus, 22 % des YLDs dues aux lombalgies étaient attribuables à des facteurs ergonomiques professionnels, tels que les flexions du tronc ou le port de charges (Ferreira et al., 2023), qui feront l'objet des sections suivantes.

Par ailleurs, Hamberg-van Reenen et al. (2008) ont utilisé des indicateurs subjectifs pour appréhender l'exposition physique au cours de la journée de travail. L'intensité de l'inconfort musculosquelettique perçu, mesurée de façon répétée pendant l'activité, a ainsi été identifiée comme un facteur prédictif de la survenue ultérieure de lombalgies chez des travailleurs initialement asymptomatiques. Au cours d'un suivi de six mois, Waongenngarm et al. (2022) ont également montré que l'inconfort perçu, au-delà d'un seuil correspondant à un inconfort jugé modéré, était un prédicteur statistiquement significatif de futures lombalgies.

Postures contraignantes

Les postures contraignantes correspondent à des positions de travail non neutres, caractérisées par des amplitudes articulaires importantes et/ou un maintien statique prolongé, induisant une augmentation des contraintes biomécaniques sur les structures musculosquelettiques.

(Barthelme et al., 2021 ; *Article L4161-1 - Code du travail - Légifrance*, s. d.). Dans le cas de la lombalgie, les postures contraignantes sont principalement les flexions et rotations du tronc (Bernard & Putz-Anderson, 1997).

Une récente revue de la littérature, basée sur neuf études, s'est intéressée au rôle des postures de travail contraignantes comme facteur de risque de lombalgies chez les agriculteurs. Bien que l'ensemble des études incluses repose sur des déclarations subjectives et qu'aucune mesure directe des postures n'ait été réalisée, les auteurs concluent à une convergence des résultats en faveur d'un lien entre les postures contraignantes et la lombalgie, malgré l'hétérogénéité des méthodes et des contextes professionnels étudiés (Khan et al., 2019). Dans une revue antérieure, Nelson & Hughes (2009) ont analysé 15 études ayant évalué les relations entre les postures du tronc et les atteintes lombaires à l'aide de méthodes variées. D'après eux, les travaux reposant sur l'analyse vidéo ou l'observation directe avaient classé les postures non neutres du tronc (flexion, extension, inclinaison latérale et rotation) selon des seuils angulaires et des durées d'exposition, et ont systématiquement mis en évidence des associations avec les lésions ou douleurs lombaires, parfois selon des relations dose–effet.

Des études analytiques permettent de préciser les niveaux d'exposition associés à un risque accru de lombalgie. Une étude de cohorte prospective a été menée sur trois ans auprès de 861 travailleurs et a évalué la charge physique au travail par l'analyse d'enregistrements vidéo (Hoogendoorn et al. 2000). Après ajustement pour les facteurs individuels et psychosociaux, un risque significativement accru de lombalgie a été observé chez les travailleurs exposés à une flexion du tronc d'au moins 60° pendant plus de 5 % du temps de travail et chez ceux exposés à une rotation du tronc d'au moins 30° pendant plus de 10 % du temps de travail. Hoogendoorn et al. (2002) confirment ces résultats dans un échantillon de 732 travailleurs n'ayant présenté aucun arrêt maladie de 3 jours ou plus pour lombalgie au cours des 3 mois. Après ajustement des facteurs individuels et psychosociaux, ils ont observé des rapports de taux significatifs pour la flexion et la rotation du tronc, avec une relation dose–réponse claire pour la flexion du tronc, renforçant l'hypothèse d'un effet cumulatif des contraintes biomécaniques sur le risque de lombalgie. A partir de questionnaires auto-administrés, l'étude de Plouvier et al. (2008) montre que la durée d'exposition aux mouvements de flexion et de torsion du tronc est associée non seulement à la survenue des lombalgies aigües, mais également à celles durant plus de 30 jours. Les auteurs relèvent également une relation dose–réponse entre la durée d'exposition et certains types de lombalgie étudiés.

Plus récemment, des études utilisant des dispositifs de mesure instrumentée en conditions réelles de travail permettent d'appuyer ces résultats. Dans leur étude transversale sur 80 infirmières,

Nourollahi et al. (2018) ont utilisé des inclinomètres pour mesurer les flexions et inclinaisons latérales du tronc, et un questionnaire nordique révisé pour déterminer la prévalence des lombalgies. Ils ont montré que la durée d'exposition aux postures contraignantes, ici la flexion du tronc supérieures à 45° et l'inclinaison latérale supérieure à 20°, était significativement associée à la survenue de lombalgies. Dans l'étude de Lohne et al. (2024), 116 aides à domicile ont rempli un questionnaire d'évaluation de la douleur et ont porté trois accéléromètres durant plusieurs jours. Après ajustement pour l'âge, le sexe et l'indice de masse corporelle, le temps de travail passé dans des postures contraignantes était significativement associée à la douleur lombaire. Le remplacement de 5 minutes passées en faible flexion du tronc par des flexions plus importantes, dépassant 30°, 60° ou 90°, était associé à une augmentation de la douleur lombaire, mettant en évidence une corrélation entre le temps passé dans ces postures et une augmentation des douleurs lombaires.

Cependant, tous les résultats de la littérature ne sont pas concordants. Une revue systématique de huit études n'avait pas mis en évidence, à l'époque, de relation dose–réponse claire entre l'amplitude ou la durée de la flexion du tronc et la lombalgie professionnelle (Ribeiro et al., 2012). La majorité des études incluses rapportaient une augmentation du risque lorsque la durée ou l'amplitude de flexion augmentaient, mais les intervalles de confiance des estimations étaient larges. Les auteurs soulignent l'hétérogénéité et les limites des méthodes de mesure de l'exposition posturale (Ribeiro et al., 2012). Certaines études utilisant des mesures instrumentées n'ont pas retrouvé d'association significative. Par exemple, Brouwer et al. (2023), qui ont mesuré la flexion du tronc de 91 aides-chirurgiens à l'aide de centrales inertielles, n'ont observé aucun lien entre la flexion et la lombalgie. L'inclinaison du tronc avait dépassé 20° et 30° durant respectivement 4,3 % et 1,5 % de la durée de l'intervention et 49 % des répondants avaient rapporté des lombalgies persistantes ou récurrentes. Au vu du temps d'exposition relativement faible et du fort taux de lombalgies, il semble que la population d'étude n'était pas optimale pour évaluer la corrélation. Les auteurs concluent que d'autres facteurs que l'inclinaison prolongée du tronc, tels que la manutention de charges ou la station debout prolongée, pourraient être à l'origine des lombalgies rapportées dans cette population. Des résultats similaires ont été rapportés par Villumsen et al. (2015), qui ont équipé des ouvriers d'accéléromètres, durant un à trois jours. Les participants ont évalué l'intensité maximale de leurs lombalgies au cours du mois précédent. Les résultats de cette étude n'ont révélé aucune association positive entre la durée de la flexion antérieure du tronc pendant la journée, au travail et pendant les loisirs, et l'intensité des lombalgies. Les auteurs suggèrent toutefois que ces résultats pourraient être influencés par un phénomène d'évitement des postures douloureuses ou d'adaptation du travail chez les travailleurs souffrant déjà de lombalgie.

Manutentions manuelles

Les tâches de manutention manuelle sont considérées comme un facteur de risque important de lombalgie, en raison des contraintes musculaires et articulaires qu'elles imposent à la zone lombaire, notamment par la force nécessaire au soulèvement et par la répétition des gestes (Burdorf & Sorock, 1997; Heneweer et al., 2011; Lee, 2021; Dolan & Adams, 1993). Dans leur revue de la littérature, Burdorf & Sorock (1997) ont observé que 16 des 19 études ayant évalué le port de charges rapportaient une association positive avec les lombalgies, avec des estimations de risque comprises entre 1,12 et 3,07 et des fractions attribuables variant de 11 % à 54 %. De même, la revue systématique de Heneweer et al. (2011), incluant dix études s'intéressant au port de charges, rapporte des associations positives entre l'exposition à ces tâches et la survenue de lombalgies, avec des estimations de risque cumulatif variant de 1,40 à 3,26. Ces résultats suggèrent que l'accumulation ou la fréquence des levages est modérément à fortement associée au risque de lombalgie. Les études de Hoogendoorn et al., (2000 ; 2002), décrites dans la section précédente, mettent également en évidence une association entre la manutention manuelle et la survenue de lombalgies. Dans leur étude de 2000, après ajustement pour différents facteurs individuels et psychosociaux, un risque significativement accru de lombalgie a été observé chez les travailleurs qui soulevaient une charge d'au moins 25 kg plus de 15 fois par jour de travail. Des résultats similaires ont été rapportés dans l'étude de 2002, dans laquelle le port de charges restait significativement associé à la survenue de lombalgies après prise en compte de plusieurs facteurs physiques et organisationnels. La méta-analyse de Coenen et al. (2014), incluant huit études longitudinales, rapporte des relations dose–réponse entre l'exposition au port de charges et la survenue de lombalgies, avec un odds ratio de 1,11 pour chaque augmentation de 10 kg soulevés et de 1,09 pour 10 levages supplémentaires par jour. Ces résultats indiquent que l'intensité et la fréquence du port de charges sont des déterminants significatifs du risque de lombalgie. Plus récemment, Iwakiri et al. (2025) ont analysé 2 418 cas de lombalgie aiguë d'origine professionnelle, ayant entraîné chacun plus de quatre jours d'arrêt de travail. Ils rapportent que le port de charges lourdes était associé à des absences prolongées (≥ 31 jours). Cette association était particulièrement marquée pour les manipulations de charges supérieures à 30 kg.

Dans l'ensemble, les résultats de la littérature démontrent une association entre la manutention manuelle et la lombalgie. Toutefois, cette relation n'est pas toujours interprétée comme un effet causal indépendant. La revue systématique de Wai et al. (2010), incluant neuf études de haute qualité méthodologique, rapporte ainsi des preuves modérées d'une association entre le port de charges et la lombalgie, mais indique qu'il est peu probable que ce facteur constitue à lui seul une cause indépendante dans les populations étudiées. Les auteurs suggèrent que la survenue des

lombalgies au travail résulte probablement de l'interaction entre plusieurs facteurs de risque physiques, individuels ou encore organisationnels.

Il est à noter que, bien que certaines techniques de levage soient parfois considérées comme optimales ou préférables dans un objectif de prévention de la lombalgie, la littérature ne permet pas d'établir, à ce jour, un lien clair entre la technique de levage et la survenue de lombalgies (Saraceni et al., 2020; Washmuth et al., 2022). Les principales techniques étudiées sont le « stoop », caractérisée par une flexion limitée des genoux, impliquant une flexion importante des hanches et du rachis, et le « squat », qui consiste à fléchir les genoux afin de maintenir le tronc plus vertical. Des techniques hybrides sont fréquemment observées en situation réelle de travail. La méta-analyse de Saraceni et al. (2020), incluant onze études, a rapporté des preuves (jugées de faible qualité) suggérant qu'une flexion lombaire plus importante lors du port de charges ne constituait pas un facteur de risque d'apparition ou de persistance de lombalgie.

2.4 Prévention

Selon le Code du travail, l'employeur doit prendre les mesures nécessaires pour assurer la sécurité et protéger la santé physique et mentale des travailleurs (Article L4121-1), telles que des actions de prévention des risques professionnels (dont font partie les manutentions manuelles de charges et les postures pénibles - Article L4161-1), des actions d'information et de formation, et la mise en place d'une organisation et de moyens adaptés.

Ces mesures sont mises en œuvre sur le fondement des neuf principes généraux de prévention (Article L4121-2) : éviter les risques ; évaluer les risques ; les combattre à la source ; adapter le travail à l'homme ; tenir compte de l'état d'évolution de la technique ; remplacer ce qui est dangereux ; planifier la prévention ; privilégier les protections collectives ; donner les instructions appropriées aux travailleurs. Ces neuf principes de prévention définissent le cadre conceptuel de la prévention en santé au travail et orientent la démarche globale. Dérivée de ces principes, la hiérarchie des mesures de prévention permet de les traduire en actions concrètes, en donnant une priorité aux interventions les plus efficaces (Figure 4).

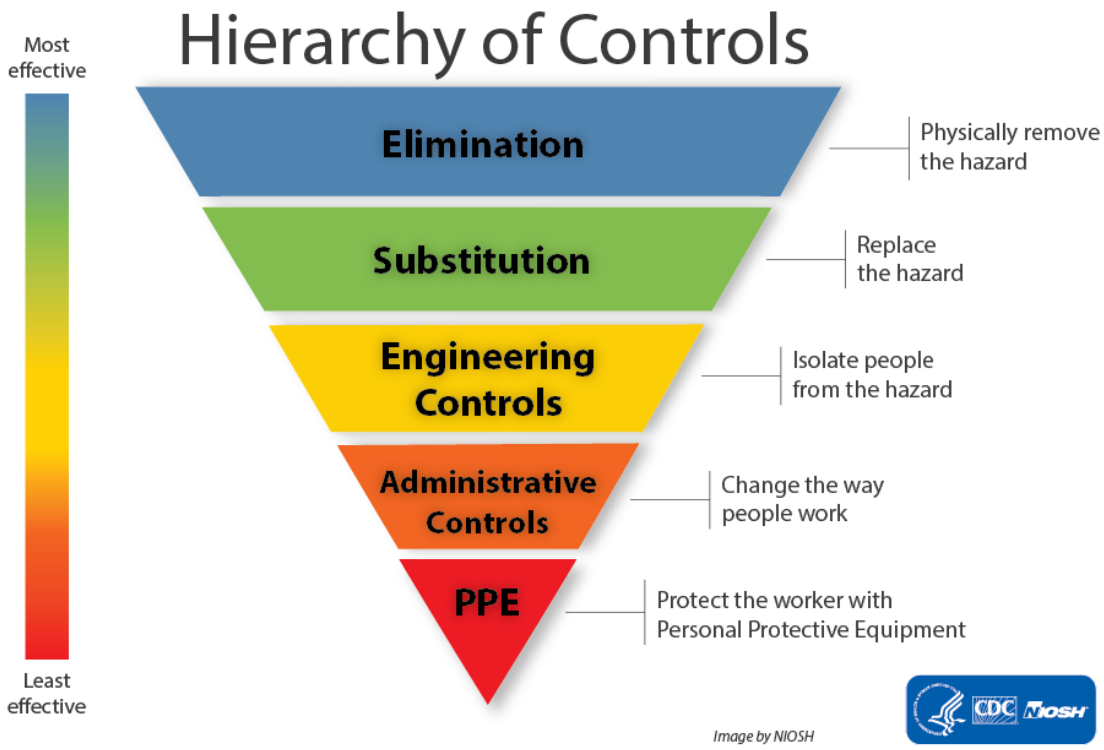


Figure 4. Hiérarchie des mesures de prévention (NIOSH, 2024).

La prévention des TMS peut être envisagée selon plusieurs niveaux complémentaires (Petit, 2025) : la prévention primordiale, reposant sur les règles générales d'hygiène de vie ; la prévention primaire, visant à éviter la survenue du trouble par l'amélioration des conditions de travail ; la prévention secondaire, ayant pour objectif de prévenir l'évolution vers la chronicité par un repérage et une prise en charge précoces des facteurs de risque ; et la prévention tertiaire, visant à éviter la désinsertion professionnelle par la mise en place précoce de dispositifs de maintien en emploi.

Dans le cas spécifique de la lombalgie, la démarche de prévention vise ainsi à éviter l'apparition de la lombalgie, sa récidive ou sa chronicisation, en associant la réduction des contraintes liées aux facteurs de risque biomécaniques et l'adaptation ponctuelle des situations de travail pour les travailleurs déjà lombalgiques. L'objectif est de leur permettre de poursuivre leur activité, ou, à défaut, de limiter l'inactivité, le milieu de travail ayant un rôle important de soutien, contribuant à la confiance en soi et à la reconnaissance (INRS, 2018c).

Selon l'INRS (2025), la réussite d'une démarche de prévention des TMS repose sur trois actions transversales et continues : mobiliser, communiquer, évaluer. La mobilisation consiste à impliquer

l'ensemble des acteurs de l'entreprise afin de créer une dynamique collective autour de la prévention des TMS. La communication assure la diffusion régulière des informations pour maintenir l'adhésion à la démarche de prévention. L'évaluation repose sur l'analyse initiale des risques, le suivi des actions mises en œuvre et la mesure de leurs effets. L'identification des risques professionnels s'appuie principalement sur l'analyse des situations de travail et des facteurs de risque à partir d'observations de poste. L'évaluation des solutions de prévention mises en œuvre peut faire appel des méthodes instrumentées afin d'objectiver, dans une approche comparative, leurs effets sur les contraintes biomécaniques des opérateurs.

Dans le cadre de la lombalgie d'origine majoritairement professionnelle, l'application de la hiérarchie des contrôles amène d'abord à rechercher l'élimination du risque. Dans le cas de facteurs biomécaniques tels que la manutention manuelle ou les postures contraignantes, la solution peut être amenées par l'automatisation ou la robotisation de certaines tâches. Lorsque cela n'est pas possible, il est alors pertinent de recourir à des interventions ergonomiques en milieu professionnel. Wurzelbacher et al. (2020) ont observé une réduction significative de la fréquence des douleurs lombaires grâce à des interventions ergonomiques, comprenant divers équipements d'aide à la manutention, dans les opérations de manutention de charges lourdes. Une méta-analyse récente regroupant 24 essais randomisés a montré qu'en moyenne les interventions ergonomiques diminuaient significativement les douleurs dues aux troubles musculosquelettiques, y compris la lombalgie (Santos et al., 2025). Cependant, bien que significatif, l'effet observé restait faible, ce qui interroge sur sa pertinence clinique, en tout cas lorsqu'utilisé isolément. La forte hétérogénéité des études, en termes de type d'emplois, de nature des interventions et durée de suivi, limite la généralisation des résultats et complique l'identification de recommandations applicables à tous les contextes de travail, même si la tendance générale reste favorable à l'intervention ergonomique (Santos et al., 2025). D'après Burton (2005), bien que des interventions multidimensionnelles en milieu de travail puissent être recommandées pour atténuer certains aspects des lombalgies, il est impossible de préciser quelles dimensions privilégier ni dans quelle mesure.

Un autre axe de prévention est l'exercice physique, recommandé pour réduire le risque de lombalgie et de récidives (Burton, 2005; Linton & Van Tulder, 2001). La Haute autorité de Santé recommande d'ailleurs la mise en place de programmes d'exercices physiques organisés dans le milieu professionnel (sans en préciser les modalités et contenu). Son effet est réel mais limité, ce qui en fait une mesure utile mais non suffisante à elle seule (Burton, 2005; INRS, 2018d). De plus, les expériences de terrain ont surtout été évaluées dans le secteur tertiaire (INRS, 2018d). Dans un contexte de prévention primaire, les programmes d'exercice physique au travail s'apparentent davantage à des

actions de promotion de la santé qu'à des mesures de prévention des risques professionnels (Petit & Roquelaure, 2013).

D'autres interventions, telles que l'éducation thérapeutique seule ou les informations, conseils et instructions traditionnels sur les techniques de levage et postures optimales, type « gestes et postures », ne sont pas recommandées pour la prévention des lombalgies, car peu efficaces voire contre-productives (Burton, 2005; Petit & Roquelaure, 2013; Steffens et al., 2016). Celles-ci ne reposent pas toujours sur des preuves robustes (Saraceni et al., 2020; Washmuth et al., 2022) et pourraient conduire les opérateurs à adopter une technique de levage moins optimale pour eux, et à ressentir un sentiment de culpabilité s'ils ne parviennent pas à appliquer la technique recommandée ou en cas de blessure. Le port de ceintures lombaires et de semelles orthopédiques n'est également pas recommandé en raison du manque de preuves d'efficacité (Burton, 2005; Petit & Roquelaure, 2013; Steffens et al., 2016). De manière générale, les preuves robustes pour prévenir la lombalgie sont limitées, même si certaines de ses conséquences peuvent être réduites. Pour les interventions ayant fait l'objet de preuves acceptables, l'efficacité demeure modeste (Burton, 2005).

Lorsque des risques biomécaniques persistent, tels que les manutentions manuelles ou les postures contraignantes, malgré les actions de prévention collectives (automatisation, aménagements de postes, réorganisation du travail…), des mesures de prévention individuelles peuvent être envisagées. Dans ce contexte, les exosquelettes professionnels suscitent un intérêt croissant en tant qu'outils potentiels de prévention primaire, secondaire et tertiaire. Ils pourraient permettre de réduire l'exposition des travailleurs aux facteurs de risque physiques tout en maintenant l'efficacité opérationnelle (De Looze et al., 2016; Kermavnar et al., 2021; Theurel & Desbrosses, 2019).

3 Les exosquelettes

3.1 Définition et principe de fonctionnement

Un exosquelette est défini comme un dispositif portable qui permet, assiste ou augmente le mouvement, la posture ou l'activité physique (Lowe et al., 2019). D'abord développés pour le secteur médical (rééducation, réhabilitation…), les exosquelettes sont depuis le début des années 2000 également au cœur de recherches dans le domaine militaire. Depuis les années 2010, l'essor des exosquelettes bénéficie au domaine industriel, avec l'émergence des exosquelettes professionnels. Ceux-ci sont destinés à assister les travailleurs lors de la réalisation de leurs tâches et ainsi réduire leur exposition à la demande physique associée (Theurel & Desbrosses, 2019; De Looze et al., 2016).

Les exosquelettes professionnels sont généralement classés selon la partie du corps qu'ils assistent. La majorité des dispositifs existants est destinée à assister le dos ou les membres supérieurs (De Bock et al., 2022). Les dispositifs sont également classés selon la source d'énergie de l'assistance fournie. Les exosquelettes dits « actifs », considérés comme des robots d'assistance physique (Atain-Kouadio & Sghaier, 2017), comprennent un ou plusieurs actionneurs, de différents types : électriques, hydrauliques, pneumatiques… (De Looze et al., 2016). Les exosquelettes dits « passifs », catégorisés comme des dispositifs d'assistance physique (Atain-Kouadio & Sghaier, 2017), ne sont pas robotisés et se basent donc uniquement sur des éléments de restitution d'énergie mécanique pour apporter l'assistance physique. Ces éléments sont généralement des ressorts, des amortisseurs (ou vérins) ou des élastiques, qui se chargent mécaniquement lorsque l'utilisateur effectue un mouvement favorisé par la gravité et la restituent ensuite pour assister l'utilisateur lors du mouvement opposé.

Dans le cas des exosquelettes de dos, le but est de réduire l'impact des facteurs de risque biomécaniques liés à la flexion du tronc, en assistant l'extension du tronc et des hanches ainsi que le maintien tronc fléchi, afin de réduire les sollicitations des érecteurs spinaux. Pour cela, les exosquelettes actifs détectent en temps réel l'intention ou le début de la flexion du tronc de l'utilisateur, et fournissent un couple d'assistance motorisée, au niveau de la hanche. Par exemple, le modèle Apogee (Figure 5), successeur du modèle Cray X (German Bionics Systems GmbH, Augsburg, Allemagne), utilise des centrales inertielles pour détecter la flexion du tronc, puis les actionneurs délivrent un couple d'assistance dont l'intensité est réglable (Mayer et al., 2025). Le modèle HAL Lumbar Type (Cyberdyne, Ibaraki, Japon) (Figure 5) repose, lui, sur des capteurs électromyographiques de surface qui captent les signaux bioélectriques produits par les muscles érecteurs du rachis pour détecter l'intention de mouvement de l'utilisateur.

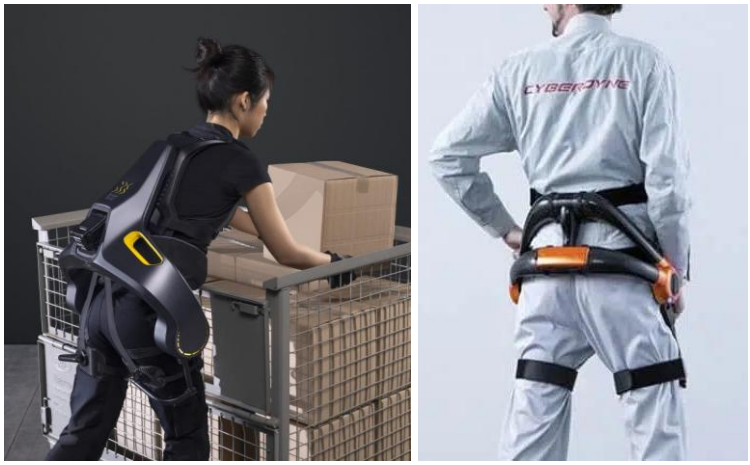


Figure 5. A gauche, le modèle Apogee (German Bionics Systems GmbH, Augsburg, Allemagne), à droite, le modèle HAL Lumbar Type (Cyberdyne, Ibaraki, Japan).

Les exosquelettes passifs de dos sont généralement classés en deux catégories : rigides et textiles (ou souples). Les exosquelettes rigides intègrent des structures métalliques ou composites et des mécanismes à ressort ou des éléments de torsion agissant comme extenseurs de la hanche et du tronc (Refai et al., 2024; Schwartz et al., 2021; Toxiri et al., 2019). La majorité de ces exosquelettes fournit un couple d'assistance autour de l'articulation principale, qui est une liaison pivot au niveau du grand trochanter. Ce couple est généralement produit par un système de ressort à gaz et transmis via les structures rigides aux cuisses et au torse. Les interfaces aux cuisses sont généralement des pads incurvés tandis que celle du torse peut être un plastron ou un gilet. C'est le cas des exosquelettes commercialisés Laevo FLEX et Laevo V2.5 (Laevo, Pays-Bas), Ottobock Back anciennement Paexo Back (Ottobock, Allemagne), Ottobock BackX (SuitX par Ottobock, Allemagne) ou encore Mate-XB (Comau, Italie) (Figure 7). D'autres exosquelettes rigides fonctionnent différemment. Par exemple, dans le cas du Hapo (ErgoSanté, France), la structure de l'exosquelette repose sur deux ressorts cylindriques en matériau composite. Ceux-ci passent au niveau du grand trochanter dans une ceinture et sont fixés à des bretelles et à des pads aux cuisses. L'assistance est donc générée par la contrainte de ces ressorts lors de la flexion (Albouy et al., 2022). Le modèle Exoviti (RB3D, France) génère, lui, son assistance en comprimant, lors de la flexion du tronc, deux ressorts hélicoïdaux métalliques qui sont logés dans des modules placés dans le dos.



Figure 7. Exosquelettes passifs rigides ; modèles BackX (à gauche), Laevo FLEX (au milieu) et Mate-XB (à droite).

Le fonctionnement des exosquelettes textiles repose sur la mise en tension de bandes élastiques : lorsque l'utilisateur fléchit le tronc, les élastiques s'étirent, emmagasinant de l'énergie et contribuant ainsi à soulager les muscles du dos. Certains modèles, comme le CORFOR (Sidect, France) (Figure 6), ne sont constitués que d'élastiques et de sangles : deux élastiques passent dans le dos et derrière les cuisses, partant des bretelles aux épaules et s'attachant sous les genoux. D'autres, comme le BionicBack (hTRIUS, Allemagne), le SoftExo Lift 5 (Hunic, Allemagne) ou le Apex 2 (HeroWear, USA) (Figure 6), ont une partie rigide dans le dos, d'où les élastiques partent pour s'attacher aux cuisses (ou aux genoux et sous les mollets pour le SoftExo Lift). Les exosquelettes souples présentent l'avantage d'être légers, compacts et généralement moins coûteux, ce qui pourrait faciliter leur déploiement en entreprise.



Figure 6. Exosquelettes passifs textiles ; modèles Apex 2, SoftExo Lift 5, CORFOR V2, et BionicBack (de gauche à droite).

3.2 Profil d'assistance fournie par l'exosquelette

L'assistance de ces différents exosquelettes peut être caractérisée mécaniquement, notamment en traçant une courbe Couple/Angle, qui représente la relation entre le couple

d'assistance délivré à l'utilisateur et l'angle de flexion de l'exosquelette. Selon la conception et le modèle de l'exosquelette, l'intensité et le profil d'assistance varient sensiblement. Les exosquelettes actifs peuvent théoriquement fournir davantage d'énergie (Figure 8)(Atain-Kouadio & Sghaier, 2017; Johns et al., 2024), et peuvent moduler le couple en fonction de l'angle. Ils peuvent ainsi produire des profils d'assistance spécifiques, par exemple un plateau de couple constant sur une plage angulaire donnée. Cela peut être aussi le cas avec des exosquelettes passifs rigides avec ressorts à gaz, comme le Laevo V2.5 et le Laevo FLEX, qui semblent fournir un couple d'assistance approximativement constant sur une large plage angulaire (Figure 8 et Figure 9). Il semble que ce ne soit pas le cas de tous, comme le montre le profil de l'exosquelette Ottobock Paexo Back (Figure 9). Les exosquelettes textiles présentent quant à eux le plus souvent des courbes Couple/Angle plus linéaires, avec le couple d'assistance augmentant progressivement avec l'étirement des éléments élastiques (Figure 10). Un autre paramètre mécanique influence également l'assistance générée par un exosquelette, impactant son efficacité : l'hystérésis. Elle se manifeste par une différence entre la trajectoire de la courbe Couple/Angle lors de la flexion et celle observée lors de l'extension. La boucle formée entre ces deux trajectoires représente l'hystérésis. Elle traduit une perte d'énergie au sein du système, souvent due à la friction dans les mécanismes internes de l'exosquelette ou à la viscoélasticité des matériaux (élastiques, ressorts…). Les exosquelettes passifs génèrent donc un couple plus important lors de la flexion que lors de l'extension, ce qui n'est pas le cas avec les exosquelettes actifs. Selon leur conception, ceux-ci pourraient opposer peu ou pas résistance lors de la flexion (Johns et al., 2024).

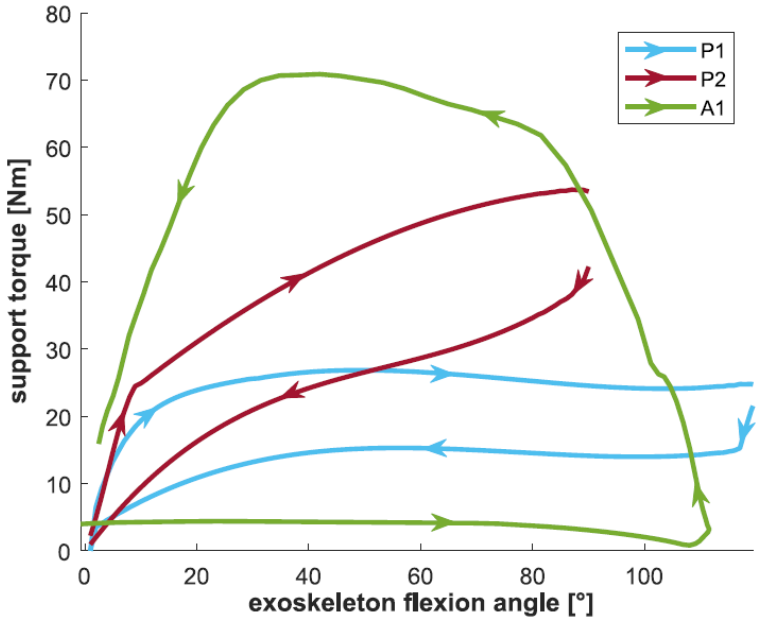


Figure 8. Courbes Couple/Angle des exosquelettes passifs Laevo V2.5 (P1, bleu) et BackX (P2, rouge), et de l'exosquelette actif CrayX (A1, vert) (Johns et al., 2024).

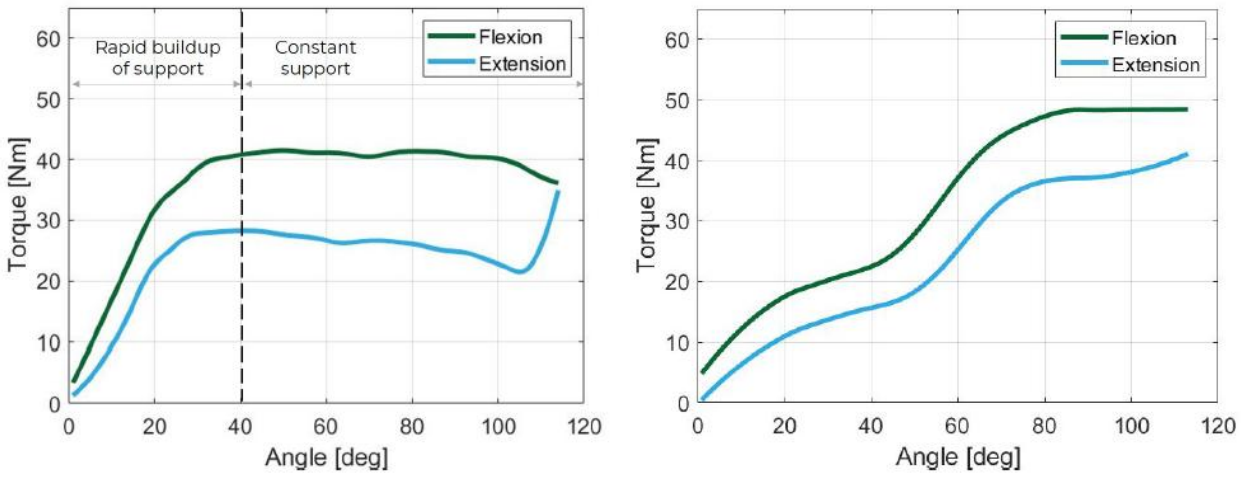


Figure 9. Courbes Couple/Angle des exosquelettes passifs rigides Laevo FLEX, à gauche, et Ottobock Paexo Back, à droite (Van Harmelen et al., 2022).

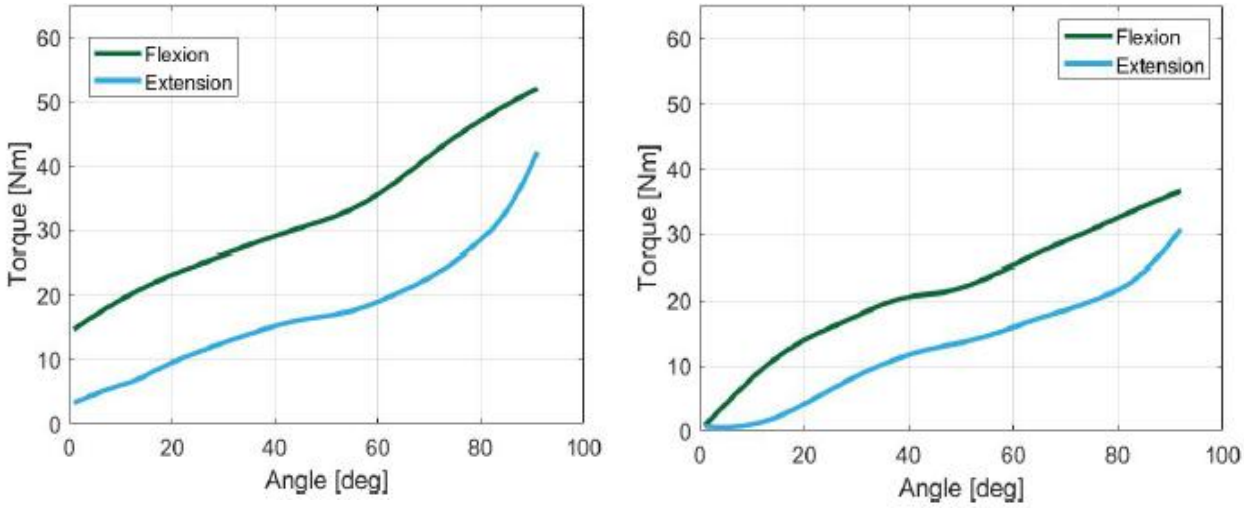


Figure 10. Courbes Couple/Angle de l'exosquelette textile Auxivo Liftsuit, avec différents élastiques (Van Harmelen et al., 2022).

Les données de couple d'assistance telles que les courbes Couple/Angle sont rarement communiquées par les fabricants d'exosquelettes. À notre connaissance, seule l'entreprise Laevo a mesuré et diffusé ce type de données pour les exosquelettes qu'elle développe, ainsi que pour quelques autres modèles commercialisés (Van Harmelen et al., 2022). Les figuresFigure 9 etFigure 10 proviennent de ce document et doivent donc être interprétées avec prudence. La littérature académique reste également limitée sur ce point, avec peu d'études expérimentales ayant réalisé de telles mesures ou sur un nombre restreint de modèles analysés, comme Johns et al. (2024) ou Madinei et al. (2022). Dans cette dernière étude, les auteurs ont utilisé un dynamomètre numérique pour quantifier les profils de couple d'assistance de deux exosquelettes passifs rigides, à différents niveaux

d'assistance, et en conditions statiques et dynamiques. Les mesures ont été réalisées sur mannequin et sur deux sujets humains. Les profils de couple mesurés sur les sujets humains étaient globalement similaires à ceux obtenus avec le mannequin, avec toutefois des écarts pouvant atteindre 10 Nm selon l'angle articulaire et le niveau d'assistance (Figure 11). Néanmoins, les profils obtenus sur sujets humains manquaient parfois de cohérence, les auteurs soulignant des difficultés méthodologiques, en particulier pour la caractérisation des couples en conditions dynamiques.

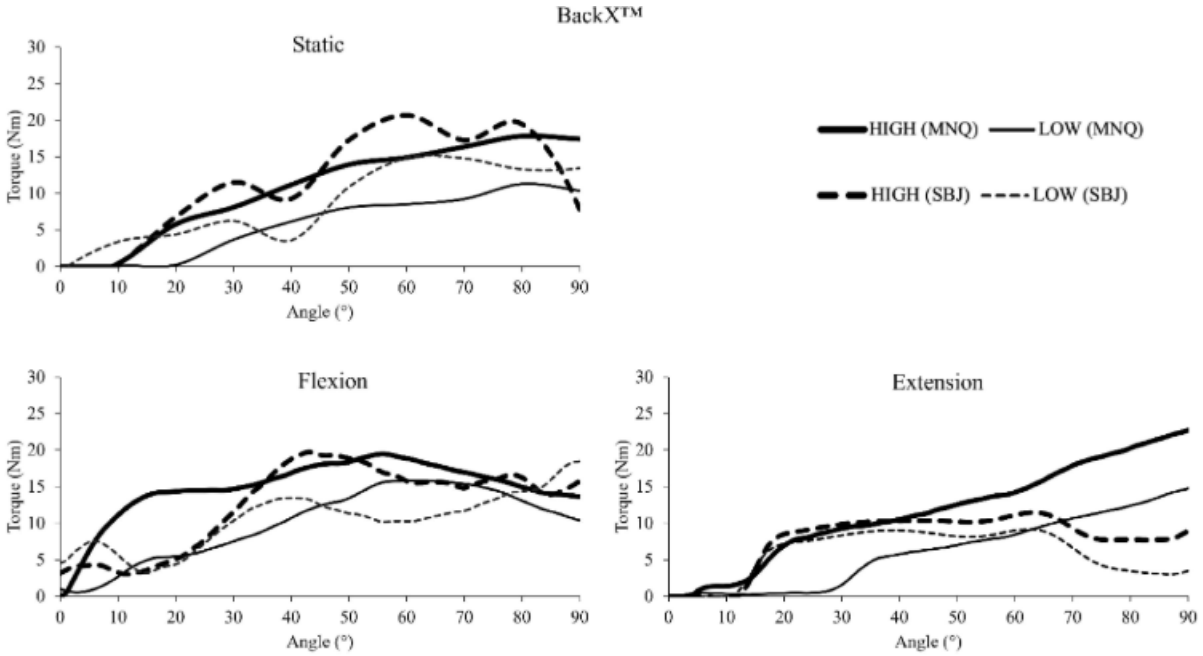


Figure 11. Courbes Couple/Angle de l'exosquelette passif rigide BackX, obtenus sur mannequin (MNQ) et sur sujets humains (SBJ), pour deux niveaux d'assistance (HIGH et LOW), par conditions statiques et dynamiques (phases de flexion et d'extension) (Madinei et al., 2022).

Bien que ces données permettent une première description du comportement mécanique des exosquelettes, elles restent insuffisantes pour estimer leur impact réel sur l'utilisateur. En effet, au-delà du fonctionnement mécanique théorique du dispositif, le couple d'assistance restitué à l'utilisateur dépend de nombreux facteurs liés à l'interaction homme–exosquelette. Dans le cas des exosquelettes rigides, un de ces facteurs peut être le degré d'anthropomorphisme de l'exosquelette, qui désigne la manière dont les articulations robotiques correspondent (en nombre et en alignement) aux axes articulaires de l'utilisateur. Par exemple, si la liaison pivot de l'exosquelette n'est pas alignée à l'articulation de la hanche de l'opérateur durant une partie de la tâche, l'assistance peut être sous-optimale (Crea et al., 2021; Schwartz et al., 2023). Certains mouvements pourraient également induire davantage de frottements dans le système une fois l'exosquelette porté ; le phénomène d'hystérésis pourrait alors être accentué, augmentant la différence entre l'énergie emmagasinée et celle restituée. Ainsi, si ces données mécaniques constituent une base utile pour comparer les dispositifs ou

comprendre leur principe de fonctionnement, elles doivent être complétées par des mesures biomécaniques pour évaluer de manière fiable l'assistance réellement perçue par l'utilisateur.

3.3 Effets biomécaniques

À ce jour, aucune étude ne permet d'établir un lien direct entre le port d'un exosquelette et une réduction avérée de l'incidence des lombalgies (Theurel & Desbrosses, 2019). Cette absence de preuve s'explique principalement par le manque d'études épidémiologiques et longitudinales, dont la mise en œuvre est complexe, nécessitant des cohortes d'utilisateurs importantes et suivies sur de longues périodes. Dans ce contexte, l'objectif des recherches actuelles n'est pas de démontrer une réduction directe de la prévalence des lombalgies, mais d'évaluer dans quelle mesure les exosquelettes permettent de réduire l'exposition des travailleurs à des facteurs de risque biomécaniques reconnus. Plusieurs études suggèrent en effet que ces dispositifs présentent un potentiel pour diminuer certains facteurs sous-jacents associés aux TMS (De Looze et al., 2016). Les évaluations biomécaniques des exosquelettes reposent ainsi sur la quantification d'indicateurs indirectement liés au développement des lombalgies et des TMS. Parmi ces indicateurs, la diminution de l'activité neuromusculaire est fréquemment considérée comme un marqueur pertinent d'une réduction de l'exposition aux facteurs de risque physiques associés aux lombalgies (De Looze et al., 2016; Kermavnar et al., 2021; Theurel & Desbrosses, 2019).

Pour l'évaluation de la performance des exosquelettes, l'électromyographie (EMG) de surface est la méthode la plus fréquemment utilisée (De Bock et al., 2022). L'EMG de surface détecte, à l'aide d'électrodes non invasives placées sur la peau, l'activité électrique produite par les fibres musculaires lors de la contraction, en réponse à l'activation des motoneurones innervant ces fibres (Farina et al., 2014).

3.3.1 Muscles érecteurs du rachis

La plupart des études portant sur les exosquelettes de dos sont conduites en laboratoire, sur des tâches standardisées et contrôlées, et reposent principalement sur la mesure de l'activité neuromusculaire des érecteurs spinaux lombaires (ESL) et thoraciques (EST) (De Bock et al., 2022; Nussbaum et al., 2019). Dans ces conditions, les tâches évaluées correspondent le plus souvent à des flexions du tronc statiques, dont la durée et l'angle de flexion varient selon les études, ou à des tâches de manutention de charges, incluant du levage dynamique et/ou du transport de charges de masses variables.

Globalement, les revues de la littérature montrent des réductions de l'activité musculaire des érecteurs spinaux (ES) de 6 à 61 % lors du port d'exosquelette de dos (De Looze et al., 2016; Kermavnar et al., 2021; Theurel & Desbrosses, 2019). Plus spécifiquement, d'après la revue systématique réalisée par Kermavnar et al. (2021), sur 11 études portant sur des exosquelettes actifs de dos, 10 montraient des réductions significatives de l'activité neuromusculaire des ES, d'environ 25 % (intervalle : 6-48 %) pendant le levage dynamique et de 12 % (une seule étude) pendant la flexion statique. Sur 16 études portant sur des exosquelettes passifs de dos, 12 montraient des réductions significatives : environ 18 % (intervalle : 6-35 %) pendant le levage dynamique et 36 % (intervalle : 14-61 %) pendant la flexion statique (Figure 12). Les fortes variations constatées dans l'ampleur des réductions de l'activité des ES lors de l'utilisation de ces dispositifs proviennent principalement des populations étudiées, de la modalité des tâches et de la conception de l'exosquelette (Madinei et al., 2020b; Theurel & Desbrosses, 2019).

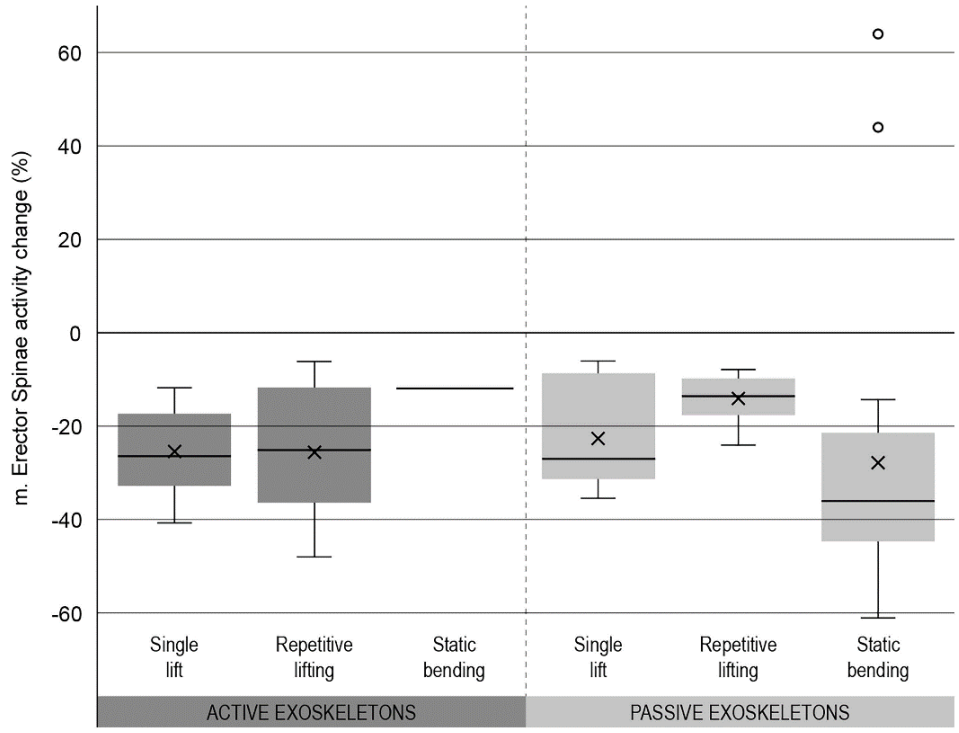


Figure 12. Résumé des changements significatifs de l'activité des muscles érecteurs du rachis dans les étude prises en compte par Kermavnar et al. (2021), selon le type d'exosquelette et de tâche. Les valeurs négatives représentent des réductions et les valeurs positives des augmentations de l'activité EMG. Ligne centrale : médiane ; limites de la boîte : intervalle interquartile ; moustaches : valeurs extrêmes (hors valeurs aberrantes) ; x : moyenne ; o : valeurs aberrantes (Kermavnar et al., 2021).

Variations selon l'utilisateur

L'ampleur des réductions de l'activité des ES pourrait être en partie liée à la population d'étude. Alemi et al. (2020) ont par exemple mis en évidence un effet d'interaction entre l'utilisation

d’exosquelettes passifs et le sexe sur l'activité musculaire, avec des réductions relatives plus importantes chez les femmes que chez les hommes. D’après les auteurs, ces résultats pourraient être liés à des différences anthropométriques, en particulier à un poids du tronc généralement plus faible chez les femmes (Alemi et al., 2020). Schwartz et al. (2023) ont rapporté un effet principal du sexe sur l’activité musculaire, avec des niveaux globalement plus élevés chez les femmes que chez les hommes pour plusieurs muscles. Ils attribuent cela au fait que tous les participants manipulaient la même charge, indépendamment de leur force maximale. Cependant, cet effet du sexe était très limité concernant les ES, n’apparaissant que pour l’ES droit lors d’une tâche asymétrique. De plus, bien que certains effets d’interaction entre le sexe et l’exosquelette aient été observés sur l’activité d’autres muscles (biceps fémoral, grand fessier, grand dorsal), ceux-ci n’étaient pas systématiques selon les modèles d’exosquelettes et les tâches expérimentales, et n’ont pas influencé l’activation des muscles érecteurs du rachis. Schwartz et al. (2021) n’avaient pas non plus observé d’effet d’interaction entre le sexe et l’exosquelette, avec des variations similaires de l'activité musculaire chez les hommes et les femmes, quel que soit l'exosquelette passif utilisé (Laevo et Corfor).

Au-delà du sexe et de la masse des utilisateurs, plusieurs études rapportent des variations interindividuelles de l’ampleur des réductions de l’activité musculaire, probablement liées aux caractéristiques cinématiques et anthropométriques des participants (Koopman et al., 2019; Theurel & Desbrosses, 2019; Thevenot et al., 2025).

L'activité musculaire des ES pourrait également varier selon le niveau de familiarisation des utilisateurs au dispositif. Schrøder Jakobsen et al. (2024) ont mené une étude auprès de travailleurs du secteur logistique afin d’examiner comment la familiarisation à un exosquelette passif rigide affectait différentes variables biomécaniques. Vingt travailleurs ont été répartis aléatoirement en un groupe contrôle (sans exosquelette), et un groupe d’intervention ayant suivi un protocole de familiarisation progressif de 5 semaines. Les deux groupes ont réalisé des tâches de levage standardisées au début et à la fin de chaque période de 5 semaines, avec et sans l’exosquelette. L’utilisation du dispositif a entraîné des réductions de l’activité musculaire maximale des ES de 13 à 20 %. Après les cinq semaines de familiarisation, une réduction supplémentaire de 6 à 9 % a été observée dans le groupe d’intervention. D’après les auteurs, la formation à l'utilisation de l'exosquelette a optimisé l'interaction homme-exosquelette en renforçant les effets de ce dernier, notamment en diminuant davantage l’activité musculaire maximale lors des tâches de manutention. En revanche, sur la base d’un protocole similaire mais cette fois-ci sur 24 semaines, Jakobsen et al. (2025) n’ont pas mis en évidence de bénéfices additionnels liés à la période de familiarisation. En effet, bien que des réductions significatives de l'activité des ES aient été observées lors des tâches de levage avec l’exosquelette, tant avant qu’après 24 semaines, aucune interaction entre l'utilisation de l’exosquelette et le temps n'a été

détectée dans le groupe d'intervention. Favennec, Frère, et al. (2024) ont cherché à caractériser le processus de familiarisation avec un exosquelette passif textile à l'aide d'un protocole expérimentale sur six séances d'une heure. Les participants ont réalisé différentes tâches impliquant des flexions du tronc au début de la première séance et à la fin de chacune des suivantes avec l'exosquelette. Si plusieurs variables étudiées (paramètres cinématiques et les mesures subjectives) ont évolué au cours des premières séances avant de se stabiliser, l'activité musculaire des érecteurs du rachis n'a pas été significativement influencée par la familiarisation.

Ces résultats suggèrent qu'il est préférable d'évaluer les exosquelettes directement sur la population cible, idéalement déjà familiarisée, pour tenir compte la variabilité interindividuelle et estimer de manière représentative leur efficacité réelle.

Variations selon le type d'exosquelette

Les réductions de l'activité musculaire des ES induites par les exosquelettes de dos dépendent fortement de leur conception (Madinei et al., 2020b; Theurel & Desbrosses, 2019). En particulier, le niveau d'assistance fourni serait positivement corrélé à la réduction de l'activité musculaire des érecteurs du rachis : Frost et al. (2009) ont mesuré l'activité musculaire des ESL et EST lors de différentes tâches de levage avec le Personal Lift Assist Device (PLAD), un prototype d'exosquelette passif textile, en faisant varier la rigidité élastique du dispositif. Comparativement à la condition sans exosquelette, chaque augmentation successive de la rigidité du PLAD a réduit davantage l'activité des muscles ESL (de 10 à 40%) et EST (11 à 43%). De plus, cette relation s'est avérée linéaire et indépendante de la technique de levage.

Dans cette perspective, les exosquelettes actifs, théoriquement capable de fournir davantage d'assistance, pourraient induire des réductions plus importantes. Schwartz et al. (2023) ont mesuré l'effet de deux exosquelettes actifs et d'un exosquelette passif rigide lors de tâches dynamiques de levage symétriques et asymétriques, et d'une tâche de maintien avec 15 kg. En moyenne, pour l'ensemble de ces tâches, les exosquelettes actifs ont induit une réduction significative de l'activité musculaire des ES de 12 à 45 %, tandis qu'aucune différence n'a été observée entre l'exosquelette passif et le groupe contrôle sans équipement (Figure 13). Des résultats comparables ont été rapportés par Reimeir et al., (2023), qui ont testé des exosquelettes textiles (BionicBack et SoftExo Lift) et un exosquelette actif (Cray X) lors d'une tâche de logistique avec une caisse de 13 kg. L'exosquelette Cray X a induit la plus forte réduction de l'activité moyenne des ES lors du soulèvement de la boîte (24 %) et de la descente de la boîte (21 %), bien que les exosquelettes passifs textiles aient montré des réductions proches : l'utilisation des exosquelettes BionicBack et SoftExo Lift a entraîné des réductions

significatives d'environ 20 % lors du soulèvement et d'environ 15 % lors de la descente (non significatif pour BionicBack).

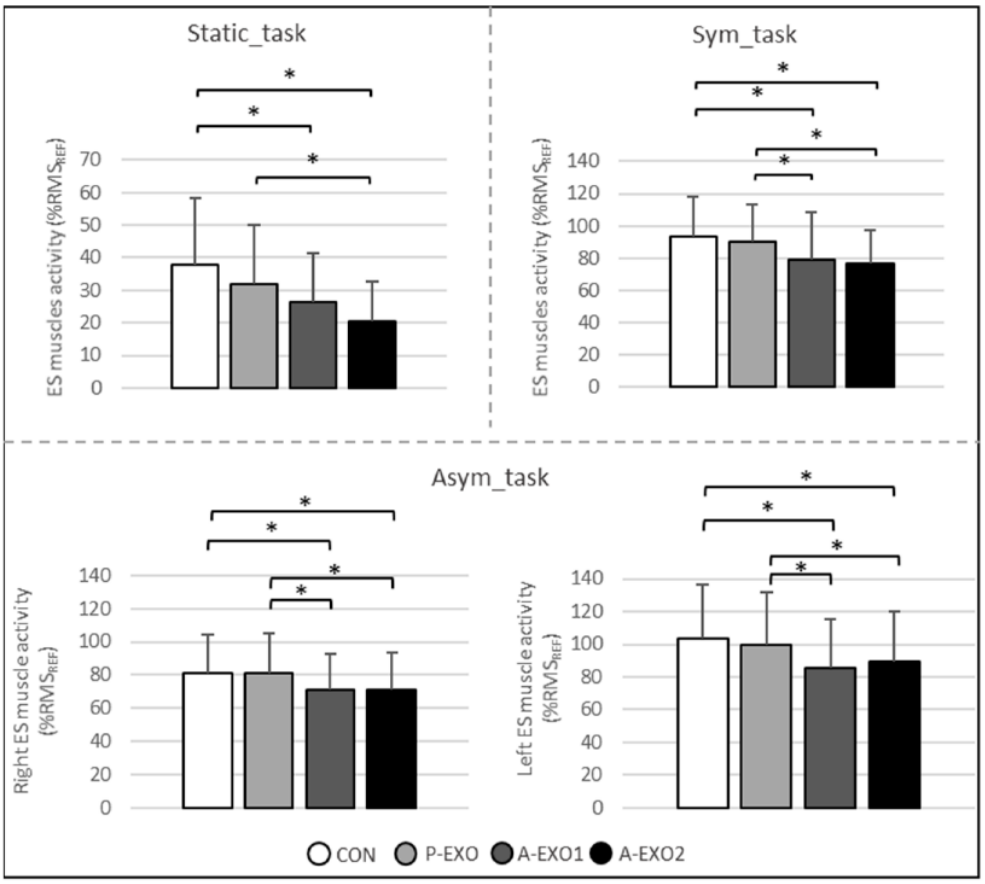


Figure 13. Activités EMG moyennes ± écart-type des muscles érecteurs du rachis (en %RMS) lors de la tâche statique, symétrique et asymétrique, sans exosquelette (CON, en blanc), avec l'exosquelette passif BackX (P-EXO, en gris clair), avec l'exosquelette actif Exoback (A-EXO1, en gris foncé) et avec l'exosquelette actif CrayX (A-EXO2, en noir). Une différence significative ($p < 0,05$ et $d \geq 0,2$) est indiquée par un astérisque (*) (Schwartz et al., 2023).

Au-delà de la distinction entre exosquelettes actifs et passifs, des différences notables existent également entre les différents exosquelettes passifs. Les exosquelettes textiles génèrent théoriquement un couple plus faible sur l'ensemble de la flexion, ce qui pourrait expliquer des réductions moindres de la charge biomécanique (Toxiri et al., 2019). Cependant, l'étude de Schwartz et al. (2021) a montré des réductions plus importantes de l'activité neuromusculaire des ES lors de l'utilisation de l'exosquelette textile CORFOR®-V2 qu'avec l'exosquelette rigide Laevo®-V1. Ce dernier est la première version du Laevo, probablement moins performante que les suivantes. Récemment, Refai et al. (2024) ont observé des réductions plus importantes avec deux exosquelettes rigides (BackX et Laevo FLEX) qu'avec des textiles, durant des tâches statiques et dynamiques. Ils observent également des différences, plus faibles, entre les deux exosquelettes rigides, ainsi qu'entre les deux

exosquelettes textiles. Cette différence au sein même d'une catégorie d'exosquelette est cohérente avec les différences de profil de courbes couple/angle observées (Figure 9).

Alemi et al. (2020) ont également observé des différences de réductions, lors d'une tâche de levage symétrique notamment, entre deux exosquelettes passifs rigides, avec une diminution de 24 % avec le BackX (modèle AC) contre 17 % avec le Laevo V2.5 (Figure 14). De même, Madinei et al. (2020a) ont observé une tendance similaire lors de tâches de levage répétitives, avec des réductions d'environ 19 % lors de la phase d'abaissement et de 12 % lors de la phase de levage avec le BackX, et uniquement de 9 % lors de la phase d'abaissement avec le Laevo V2.5. Ces mêmes exosquelettes ont également montré des résultats variables lors de tâches de maintien tronc fléchi (Madinei et al., 2020b).

Relativement peu d'études évaluent plus de deux exosquelettes au sein d'un même protocole, ce qui limite les comparaisons directes et complique l'établissement de conclusions générales sur l'effet de la conception des exosquelettes sur l'activité musculaire.

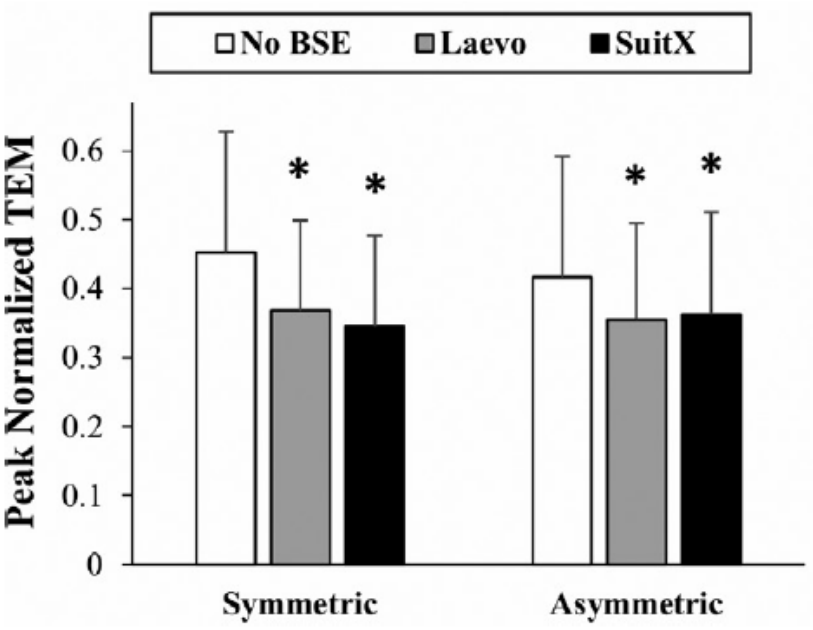


Figure 14. Activité musculaire maximale des extenseurs du tronc (TEM) (moyennes ± écart-type), sans exosquelette (No BSE), avec le Laevo V2 (Laevo) et avec le BackX (SuitX). Les différences significatives par rapport à la condition contrôle (p < 0,05) sont indiquées par un astérisque (*) (Alemi et al., 2020).

Variations selon les tâches

La variabilité des résultats selon les tâches va au-delà de la catégorisation entre tâches statiques et levage dynamique, et dépend de plusieurs facteurs propres à la tâche (Madinei et al., 2020b; Theurel & Desbrosses, 2019). Cela comprend d'abord la posture adoptée, et particulièrement l'angle de flexion du tronc. Par exemple, dans l'étude de Koopman et al. (2019), les participants devaient maintenir des flexions du tronc à cinq niveaux prédéterminés, sans et avec un exosquelette

passif rigide. Les réductions de l'activité des ES variaient de 11 % à 57 % selon les postures. Sur des tâches statiques à 30, 60 et 90° de flexion, avec un poids de 4,5 kg, Lamers et al. (2018) ont observé des réductions de l'activité des ES de respectivement 23 %, 27 % et 43 % avec un exosquelette textile. Lors de tâches d'assemblage manuel de précision sur un plateau, réalisées dans différentes conditions et comprenant différentes hauteurs du plateau, Madinei et al. (2020b) ont observé un effet d'interaction significatif entre l'exosquelette et la tâche. Les réductions de l'activité des ES associées à l'utilisation de deux exosquelettes passifs rigides variaient selon les hauteurs de plateau (et donc de l'intensité de flexion du tronc), avec par exemple des réductions de 23 % à 38 % avec le BackX lorsque le plateau était au niveau de la cheville, de 11 à 32% lorsque le plateau était au niveau des genoux et de 13 % à 30 % au niveau de la taille.

Le fait qu'une flexion/extension soit ou non accompagnée d'une rotation semble également influencer l'effet d'un exosquelette sur l'activité des ES. D'après Alemi et al. (2020), l'exosquelette BackX l'a réduite de 24 % lors d'une tâche de levage symétrique et de 15 % lors d'une tâche de levage asymétrique. Cette différence n'était en revanche pas présente avec le Laevo, pour lequel les réductions étaient respectivement de 17 et 15 % (Figure 14).

La masse de la charge manipulée pourrait également influencer l'efficacité relative de l'utilisation d'un exosquelette passif (Theurel & Desbrosses, 2019). Théoriquement, pour un même couple d'assistance généré, l'efficacité relative d'un exosquelette diminue à mesure que la charge manipulée augmente. Abdoli-E et al. (2006) ont d'ailleurs observé une réduction de 14 % de l'activité des ES avec un exosquelette passif textile lors de la manipulation d'une charge de 5 kg, contre seulement 7 % pour une charge de 25 kg. En revanche, Lamers et al. (2018) rapportent des réductions relatives de l'activité des muscles du dos similaires lors du levage d'une charge de 24 kg (16 %) et d'une charge de 13 kg (14 %). Alemi et al. (2019) observent quant à eux que, bien que la masse de la charge manipulée influence significativement l'activité musculaire du dos, elle n'interagit pas significativement avec l'effet de l'exosquelette. Cela suggère que l'exosquelette produit un effet relativement constant en valeur absolue, indépendamment de la masse de la charge (qui pourrait tout de même se traduire mécaniquement par une diminution de son efficacité relative lorsque la masse de la charge augmente).

Compte tenu de la variabilité des effets sur l'activité neuromusculaire selon les tâches, et avec l'objectif de prédire les effets des exosquelettes lors de son utilisation en situation réelle, il apparaît nécessaire de se rapprocher au mieux de tâches professionnelles. De plus, Theurel & Desbrosses (2019) soulignent la nécessité d'étendre les recherches au-delà des tâches conventionnelles et standardisées de flexion/extension du tronc, car les études antérieures ne reflètent pas pleinement la complexité et

la variabilité des environnements industriels réels. Dans cette optique, bien que peu nombreuses, des études ont cherché à simuler des tâches professionnelles en laboratoire afin d'améliorer la validité écologique tout en conservant les avantages du cadre expérimental (contrôle des conditions, outils de mesure, liberté en termes de durée, de tâches, de participants…). C'est le cas de Gonsalves et al. (2021), qui ont simulé des travaux de ferraillage, avec des tâches de ligature et mise en place d'armatures. Ils n'ont pas observé de réduction significative de l'activité neuromusculaire des ES. De même, Luger et al. (2023) ont reproduit trois tâches industrielles et fonctionnelles (même si celles-ci étaient finalement très standardisées) : un déplacement de caisses d'environ 10 kg d'une palette à une autre, au niveau du sol, requérant des flexions et rotations du tronc ; une tâche de vissage impliquant un maintien du tronc à environ 40° ; et un transfert de caisses d'environ 6 kg d'une table au sol puis inversement, requérant également des flexions et rotations du tronc. L'utilisation de l'exosquelette a significativement réduit l'activité des ES de 12 % et 19 % durant la première et la seconde tâche respectivement. L'activité des ES n'a en revanche pas été impactée durant la troisième tâche, mettant là aussi en évidence les variabilités liées à la tâche.

La conduite d'études de terrain est toutefois nécessaire, car les comportements et résultats observés en laboratoire pourraient différer considérablement de ceux observés sur le terrain (Nussbaum et al., 2019; Crea et al., 2021). En effet, de nombreux auteurs d'études en laboratoire soulignent comme limite la difficulté de généraliser leurs résultats à des tâches plus complexes rencontrées en situation réelle (Baltrusch et al., 2018; Madinei et al., 2020a; Schwartz et al., 2023), évoquant par exemples des conditions parfois sous-optimales (Madinei et al., 2020b) ou une plus grande variabilité dans les techniques et fréquence des tâches et mouvements (Baltrusch et al., 2018; Schwartz et al., 2023). L'extrapolation des résultats des études en laboratoire est également limitée par la population d'étude, intégrant souvent des participants jeunes, en bonne santé et inexpérimentés dans les tâches reproduites (Luger et al., 2023; Madinei et al., 2020a; Schwartz et al., 2023). Une étude sur le terrain permet de lever cette limitation en mesurant les effets de l'exosquelette directement sur la population cible. Bien que ce type d'études soit recommandé et que les études en laboratoire fournissent des résultats globalement encourageants, peu ont été conduites sur le terrain avec des exosquelettes de dos (De Bock et al., 2022; Theurel & Desbrosses, 2019). Parmi elles, peu ont réalisé des mesures objectives telles que l'activité neuromusculaire, en raison de la difficulté de leur mise en œuvre. Cet environnement est complexe, car peu de variables sont maîtrisables et les contraintes pratiques liées à l'infrastructure peuvent constituer un obstacle (De Bock et al., 2022). Certaines des études sur le terrain montrent des résultats cohérents avec les tendances observées en laboratoire, avec des réductions de l'activité neuromusculaire des ES lors utilisation d'exosquelettes rigides et textiles. Ainsi, lors de tâche d'assemblage automobile, des

réduction d'environ 27 % de l'activité des ES thoraciques et lombaires ont été rapportées avec l'utilisation d'un exosquelette passif textile (Graham et al., 2009). Dewi & Komatsuzaki (2018) ont également montré des réductions significatives avec un exosquelette passif basé sur un système élastique, dans le secteur agricole, lors de tâche de bêchage. Plus récemment, Thevenot et al. (2025) ont évalué l'exosquelette textile CORFOR en logistique, lors de tâches de préparation de commandes, et ont rapporté une réduction de l'activité des ES d'environ 7 %. Avec un exosquelette passif rigide, Motmans et al. (2019) ont observé des réductions significatives de l'activité des muscles érecteurs du rachis d'environ 10% lors de tâches de préparation de commandes dans une fromagerie. En revanche, plusieurs autres études terrain ne rapportent pas d'effets significatifs sur l'activité musculaire des ES. C'est le cas de l'étude de Amandels et al. (2019), sur des postes de travail multitâches en atelier de production, de Thamsuwan et al. (2020), sur diverses activités agricoles, et de Cardoso et al. (2020), lors de tâches industrielles dans une entreprise de fabrication de meubles. Cependant, le faible échantillon (N=5) de cette dernière étude limite son interprétation. Cette variabilité dans les résultats rapportés souligne le besoin de tester les exosquelettes dans des conditions proches de la situation d'étude.

3.3.2 Autres muscles

Outre l'activité des muscles érecteurs spinaux, plusieurs études s'intéressent aux muscles participant à l'extension de hanche, en particulier le biceps fémoral et le grand fessier (De Bock et al., 2022; Kermavnar et al., 2021; Theurel & Desbrosses, 2019). Parmi les onze études identifiées par Kermavnar et al. (2021), cinq ont rapporté des réductions significatives de l'activité musculaire du grand fessier et/ou du biceps fémoral, lors de l'utilisation d'exosquelettes de conceptions variées et sur diverses tâches en laboratoire. Récemment, Schwartz et al. (2023) ont observé, durant des tâches de levage dynamiques symétriques et asymétriques, des réductions de l'activité des grands fessiers et des biceps fémoraux de 7 à 40% avec deux exosquelettes actifs. Lors de la tâche asymétrique, un exosquelette passif rigide a également réduit l'activité du biceps fémoral gauche de 12%. Cela est en accord avec l'étude d'Alemi et al. (2019), dans laquelle un exosquelette passif rigide avait significativement réduit l'activité des biceps fémoraux lors de leurs quatre tâches expérimentales : levage en stoop (19 %), en squat (9 %), avec une technique libre (14 %) et avec rotation du tronc (15 %). Des réductions de même ordre de grandeur ont également été rapportées par Luger et al. (2021) et Luger et al. (2023), avec des diminutions de 8 à 28 % de l'activité du biceps fémoral lors de différentes tâches de port de charge. Ces exosquelettes passifs rigides semblent également efficaces pour réduire l'activité des muscles extenseurs de hanches lors de tâches statiques. Ainsi, durant une

tâche de maintien d'une charge de 15 kg au niveau des genoux, Schwartz et al. (2023) rapportent des réductions de l'activité du grand fessier et de biceps fémoral d'environ 14 %. Sur des tâches statiques sans charge, réalisées à environ 40° de flexion du tronc, Bosch et al. (2016) rapportent des réductions d'environ 20% de l'activité du biceps fémoral, et Luger et al. (2023) de 36 %. Enfin, des réductions ont également été observées lors de l'utilisation d'un exosquelette passif textile, qui a permis de réduire significativement l'activité du biceps fémoral de 19 à 46 % et du grand fessier de 33 à 41 % (Frost et al., 2009). Cette étude met en évidence qu'à l'instar des muscles érecteurs du rachis, l'activité du biceps fémoral a présenté une relation linéaire avec la rigidité des élastiques de l'exosquelette, quel que soit le type de levage réalisé. Ces études suggèrent que l'ensemble de la chaîne musculaire impliquée dans l'extension de la hanche et du rachis pourrait bénéficier de l'utilisation d'un exosquelette de dos, avec des effets modulés par la tâche réalisée et le modèle d'exosquelette.

Certaines études évaluent également l'activité de muscles ne bénéficiant pas directement de l'assistance fournie par l'exosquelette mais pouvant être impactés par celui-ci. Il s'agit généralement de muscles antagonistes au mouvement assisté par l'exosquelette. Dans le cas des exosquelettes de dos, plusieurs études s'intéressent à l'activité des muscles abdominaux, notamment le droit de l'abdomen et les obliques externes, dont l'une des fonctions est la flexion du tronc. Durant ce mouvement, les moments articulaires générés par les obliques externes sont opposés à ceux produits par l'exosquelette. Ainsi, dans le cas où l'assistance de l'exosquelette est importante, notamment au regard du poids du tronc (et donc au moment gravitationnel associé), ou selon l'intention motrice de l'utilisateur (mouvements rapides par exemple), ces muscles pourraient être davantage sollicités pendant la phase de flexion pour contrebalancer la résistance mécanique induite par l'exosquelette (Baltrusch et al., 2019). En ce sens, Baltrusch et al. (2019) et Alemi et al. (2020) ont constaté une augmentation légère mais significative, de l'activation des muscles obliques externes et du droit de l'abdomen lors de tâches de levage avec un exosquelette passif rigide (jusqu'à 4% pour Alemi et al., 2020), et Koopman et al. (2019) ont rapporté des augmentations de 2 à 6 % de l'activité de ces muscles lors de flexions statiques intenses. Une augmentation marquée de l'activité des muscles abdominaux est généralement considérée comme un effet secondaire indésirable, dans la mesure où elle peut s'avérer contreproductive dans une optique de prévention des lombalgies. Elle est susceptible d'augmenter l'inconfort et la fatigue musculaire, de perturber la coordination neuromusculaire ou encore de contribuer à une compression spinale accrue (Theurel & Desbrosses, 2019; Koopman et al., 2019). Cependant, ces résultats ne représentent pas la tendance générale : d'après la revue de littérature de Kermavnar et al. (2021), parmi les quinze études ayant analysé l'activité neuromusculaire des abdominaux, seules quatre ont mis en évidence des différences significatives, toutes portant sur des exosquelettes passifs. Des réductions de l'activité des muscles abdominaux ont également été

rapportées, notamment lors de tâches de levage, avec des diminutions atteignant 6 % (Luger et al., 2021). Ainsi, l'activité des muscles abdominaux apparaît également dépendante du type d'exosquelette utilisé et des caractéristiques de la tâche réalisée.

3.3.3 Cinématique

Afin de s'assurer que les réductions de l'activité neuromusculaire des muscles extenseurs de hanche et du rachis résultent bien de l'assistance mécanique fournie par le dispositif, et non d'un changement de cinématique de l'utilisateur (c'est-à-dire une modification du mouvement ou de la posture), de nombreuses études ont recours à des outils de capture de mouvements, tels que des systèmes optoélectroniques ou des centrales inertielles. Au-delà de cette fonction de contrôle méthodologique, l'analyse cinématique permet également d'identifier si des modifications de mouvement sont causées par l'utilisation d'un exosquelette. Celles-ci peuvent être interprétées comme bénéfiques ou délétères au regard des résultats obtenus sur les autres paramètres objectifs et subjectifs évalués.

Des modifications de la cinématique liées à l'utilisation d'exosquelette de dos ont déjà été rapportées à différents niveaux de la chaîne cinématique (chevilles, genoux, hanches et tronc) (Theurel & Desbrosses, 2019; Luger et al., 2021). Celles-ci peuvent concerner les exosquelettes actifs et passifs, rigides ou textiles. Schwartz et al. (2023) ont par exemple observé que l'utilisation de deux exosquelettes actifs avait modifié la cinématique du tronc lors d'une tâche statique : le premier avait induit une flexion thoracique plus importante de 5°, le second avait induit une réduction de la flexion lombaire de 4° à 10° et une augmentation de la flexion de la hanche d'environ 10°. Avec un exosquelette passif rigide, Bosch et al., (2016) et Schwartz et al. (2021) ont rapporté une augmentation faible mais significative de la flexion du tronc de l'ordre de 5°. Lors d'une tâche de port de charge, un exosquelette textile a induit une réduction de 9° de la flexion du tronc lors de la phase de levage, et une augmentation de 12° de la flexion durant la phase d' abaissement (Reimeir et al., 2023).

Toutefois, ces modifications ne sont pas systématiques. Plusieurs études ne rapportent aucune différence significative sur les variables cinématiques mesurées. Baltrusch et al. (2019) n'ont par exemple observé aucun effet significatif d'un exosquelette passif rigide sur l'amplitude de mouvement du tronc. De même, les études sur le terrain ayant mesuré des paramètres cinématiques du tronc n'ont pas non plus révélé de changements significatifs (Motmans et al., 2019; Thevenot et al., 2025). Ces résultats soulignent, là encore, une forte dépendance des effets cinématiques à la tâche réalisée et au modèle d'exosquelette utilisé.

Certaines modifications cinématiques induites par l'utilisation d'exosquelettes de dos pourraient être considérées comme potentiellement indésirables. En particulier, les forces exercées sur l'avant des cuisses pourraient induire une hyperextension des genoux (Bosch & al., 2016; Luger & al., 2021). Bosch et al., (2016) ont rapporté, sur la base d'observations qualitatives, une tendance à une extension accrue des genoux lors de l'utilisation d'un exosquelette passif rigide. Ces auteurs ont également émis l'hypothèse que ce phénomène pourrait entraîner une augmentation de l'activité des fléchisseurs de hanche, notamment du biceps fémoral, comme mécanisme compensatoire. D'après eux, de telles adaptations pourraient présenter des risques pour le dos et/ou les genoux des utilisateurs.

Les études de Jakobsen et al. (2025) et Favennec, Frère, et al. (2024), décrites précédemment, ont mis en évidence des modifications de la cinématique liées au processus de familiarisation. Schrøder Jakobsen et al. (2024) ont observé des modifications de la technique de levage, caractérisée par une diminution plus importante de la flexion des genoux dans le groupe familiarisé. En revanche, la familiarisation n'a pas eu d'effet sur la flexion et la rotation du tronc. De leur côté, Favennec, Frère, et al. (2024) ont rapporté des changements de la cinématique thoracique au cours du protocole, qui a atteint un état stable après la troisième séance de familiarisation, aussi bien lors des tâches réalisées en stoop (jambes tendues) qu'en squat (jambes fléchies). Par ailleurs, aucun effet principal significatif de la familiarisation n'a été observé sur la flexion lombaire, la flexion de la hanche ou la flexion de genou. Les effets de la familiarisation sur la cinématique apparaissent donc relativement modestes et localisés. Néanmoins, une période de familiarisation pourrait favoriser une stabilisation des stratégies motrices et, par conséquent, améliorer la généralisation des résultats cinématiques observés lors de l'évaluation des exosquelettes.

3.3.4 Paramètres subjectifs

Des paramètres subjectifs sont également utilisés pour mesurer l'efficacité des exosquelettes. De manière générale, l'évaluation subjective permet une expression quantifiée de l'avis des utilisateurs vis-à-vis d'une contrainte donnée. Elle peut mettre en évidence des éléments de l'astreinte qui ne sont pas nécessairement révélés par d'autres méthodes métrologiques et peut permettre de valider une mesure objective. En cas de discordance avec les données objectives, l'évaluation subjective peut apporter un complément d'information et une analyse plus approfondie.

Les paramètres les plus fréquemment utilisés pour l'évaluation d'exosquelettes sont l'effort perçu et l'inconfort perçu, tout d'eux recueillis la plupart du temps à l'aide d'une échelle de Borg (Borg, 1982). Deux types d'échelles ont été développés par Borg pour l'évaluation subjective de la charge de travail : RPE (Rating of Perceived Exertion) et l'échelle CR10 (Category Ratio 10)(Borg, 1982). L'échelle

RPE est plutôt destinée à être utilisée comme indicateur de la charge physique générale, les scores étant liés à la fréquence cardiaque (FC). En effet, cette échelle a été développée pour suivre une relation de la forme FC = 10 x RPE (Borg, 1982; Meyer, 2014). L'échelle CR10 est plutôt utilisée pour des perceptions localisées à une partie du corps. Elle a été créée selon le principe selon lequel la perception d'un effort n'évolue pas de façon linéaire avec l'intensité de celui-ci. Elle est initialement pensée pour refléter une relation entre la perception de l'effort et la force maximale volontaire (MVC) : Force = CR10 x 10, où la force est exprimée en pourcentage de la MVC.

Dans le domaine de l'évaluation des exosquelettes, l'échelle CR10 est régulièrement utilisée pour évaluer non pas l'effort perçu mais l'inconfort perçu, sur différente zones ciblées (Bosch et al., 2016; Gonsalves et al., 2021; Kim et al., 2018; Rashedi et al., 2014). L'intérêt est de prendre en compte tous les types d'inconfort ; à la fois celui provenant de la tâche réalisée (comprenant en grande partie l'effort perçu), et celui du dispositif porté, notamment la gêne potentiellement occasionnée par celui-ci. Dans le cas du port d'un exosquelette de dos lors d'une tâche de flexion du tronc, comparativement à la réalisation de cette même tâche sans l'exosquelette, on peut par exemple s'attendre à une réduction de l'inconfort perçu au niveau du dos (grâce à l'assistance fournie), mais à une augmentation de l'inconfort perçu sur les zones de report de l'énergie (cuisses et torse généralement) (De Looze et al., 2016). Par ailleurs, l'inconfort perçu, mesuré à l'aide de l'échelle de Borg CR10, s'est avéré être un prédicteur de l'apparition future de douleurs cervicales et lombaires, avec un seuil de 3,5 (modéré) ou plus semblant optimal pour prédire la lombalgie (Waongenngarm et al., 2022). L'inconfort perçu est parfois également collecté avec l'échelle visuelle analogique (VAS - visual analog scale) (Baltrusch et al., 2018; Kozinc et al., 2021; Miura et al., 2018), une mesure auto-rapportée de la douleur consistant en une ligne de 10 cm, graduée de « absence de douleur » à « douleur maximale », sur laquelle le patient indique l'intensité de la douleur perçue (Kahl & Cleland, 2005).

D'après la revue de Kermavnar et al. (2021), la quasi-totalité des études ayant mesuré l'effort ou l'inconfort perçu (local ou général) ont observé des réductions significatives, notamment sur le dos, grâce au port d'exosquelettes. Par exemple, l'effort perçu au bas du dos a été significativement réduit par le port d'un exosquelette passif rigide lors de tâche de manutention avec des charges de 5, 10 et 15 kg (Jakobsen et al., 2025). Durant des tâches statiques tronc fléchi, l'inconfort perçu au dos a été significativement réduit par un autre exosquelette passif rigide (Bosch et al., 2016). C'était également le cas dans l'étude de (Gonsalves et al., 2021), lors de travaux de ferraillage. Cependant, ces résultats favorables doivent être nuancés. En effet, selon les exosquelettes évalués et les tâches réalisées, certaines études en laboratoire rapportent également des augmentions de l'inconfort perçu, au niveau des zones d'appui (de transfert de force) des exosquelettes (Alemi et al., 2020; Bosch et al., 2016;

Gonsalves et al., 2021; Kim et al., 2020). La zone la plus fréquemment évoquée est le torse, notamment lors de l'utilisation des exosquelettes passifs rigides BackX et Laevo V2.5 (ou versions antérieures) (Alemi et al., 2020; Bosch et al., 2016; Gonsalves et al., 2021; Kim et al., 2020). Un inconfort plus important au niveau des cuisses, où les interfaces sont positionnées, pourrait également être causé par ces exosquelettes (Alemi et al., 2020). Ces inconforts sont en grande majorité associés aux exosquelettes rigides. Cependant, ce constat pourrait être influencé par le fait que les exosquelettes textiles ont fait l'objet de moins d'études. Par exemple, Refai et al. (2024) ont rapporté un inconfort global plus élevé avec le modèle textile Auxivo qu'avec les exosquelettes rigides Paexo Back et Laevo Flex.

Des échelles de Likert sont parfois également utilisées pour évaluer l'inconfort perçu (Alemi et al., 2020; Amandels et al., 2019), mais surtout d'autres paramètres plus spécifiques. C'est une échelle ordinale, le plus souvent à 5 ou 7 points, largement utilisée pour mesurer des concepts non observables, tels que les attitudes, les opinions ou les perceptions, en évaluant le degré d'accord ou de désaccord du répondant vis-à-vis d'une affirmation (Koo & Yang, 2025; Sullivan & Artino, 2013). Alemi et al. (2020) ont par exemple utilisé une échelle de Likert à 7 points pour comparer le confort et les restrictions de mouvement entre deux exosquelettes passifs rigides, le Laevo et le BackX. Ils ont obtenu des résultats comparables pour les deux dispositifs.

Les paramètres subjectifs sont particulièrement évalués sur le terrain pour caractériser les effets des exosquelettes, là où les mesures objectives sont difficiles à mettre en place. Par exemple, Miura et al. (2018) ont montré qu'un exosquelette actif a significativement réduit la « fatigue lombaire subjective » lors d'une tâche de déneigement. Graham et al. (2009) ont montré qu'un exosquelette textile avait significativement réduit l'effort perçu lors de tâches d'assemblage dans le secteur automobile. Dans ce même secteur, Hensel & Keil (2019) ont évalué plusieurs paramètres subjectifs lors du port d'un exosquelette passif rigide dans l'industrie automobile, à l'aide d'une échelle de Borg mesurant l'effort perçu et de questions liées à la gêne causée par l'exosquelette et à l'amplitude des mouvements. Les résultats ont montré une réduction significative de l'effort perçu au dos et ont permis d'identifier des points de pression à l'arrière des jambes et aux épaules, et des restrictions de l'amplitude de mouvement lors de la marche. D'autres études sur le terrain montrent des effets négatifs des exosquelettes de dos. Cardoso et al. (2020) ont montré, à partir des réponses à un questionnaire, qu'un exosquelette rigide avait gêné l'exécution de tâches industrielles dans une entreprise de fabrication de meubles et avait limité les mouvements, augmenté l'effort global ressenti et provoqué des douleurs, concluant que l'exosquelette n'était pas pertinent pour les tâches étudiées. Des scores d'inconfort significativement plus élevés sur le torse et les cuisses ont également été

rapportés par Amandels et al. (2019), lors d'activités incluant diverses tâches en atelier de production avec exosquelette passif rigide.

Enfin, il est possible d'avoir recourt à des questions ouvertes ou à des entretiens. Omoniyi et al. (2020) ont mené une étude auprès de fermiers réalisant divers travaux agricoles, basée uniquement sur des entretiens individuels semi-structurés de 10 à 35 minutes par participant. Ces entretiens abordaient l'expérience d'utilisation de l'exosquelette, ses avantages et inconvénients potentiels, les améliorations suggérées ainsi que la faisabilité de son déploiement. Les résultats ont révélé des perceptions contrastées en matière de confort, de sécurité et de productivité. Les auteurs concluent que l'exosquelette présentait un potentiel d'amélioration de la productivité, de la santé et de la sécurité pour certaines tâches, tout en soulignant que des préoccupations liées à la sécurité et à la praticité pourraient en limiter l'adoption.

3.4 Acceptabilité et acceptation

L'introduction des exosquelettes, comme toute nouvelle technologie, constitue un changement important au niveau de l'organisation et de l'activité des opérateurs ou encore de leurs modes opératoires (Wioland et al., 2019). Ces dispositifs peuvent ainsi être acceptés ou rejetés par les utilisateurs, cette acceptation étant susceptible d'évoluer dans le temps, ce qui met en évidence la nécessité d'analyser l'adoption des exosquelettes comme un processus et d'en comprendre les déterminants (Alexandre et al., 2018; Wioland et al., 2019). Selon la revue de littérature de Alexandre et al. (2018), l'adoption est un processus allant de la découverte d'une innovation à l'adoption finale de l'outil, et peut être subdivisée en deux sous-processus selon la temporalité de l'interaction entre l'utilisateur et la technologie. Le premier est l'acceptabilité, qui correspond à la propension d'un utilisateur à accepter un système technique (Moyon et al., 2019). C'est la représentation mentale, plus ou moins positive, qu'un utilisateur se fait de l'outil avant de l'utiliser (Alexandre et al., 2018). Le second est l'acceptation, qui débute lors de la première interaction entre le dispositif et l'utilisateur et se poursuit pendant toute la durée d'utilisation (Wioland et al., 2024). Ces termes permettent donc de distinguer l'utilisation réelle (l'acceptation) de l'utilisation perçue *a priori* (l'acceptabilité) (Alexandre et al., 2018).

La question de l'adoption des outils a été abordée par différentes disciplines, notamment l'ergonomie, la sociologie, les sciences cognitives et la psychologie, permettant l'émergence de plusieurs concepts (Alexandre et al., 2018). Nielsen (1994) a établi une distinction entre acceptabilité pratique et acceptabilité sociale.

L’acceptabilité pratique est centrée sur l’ergonomie et la conception des systèmes ; elle concerne les modèles visant à mieux concevoir les technologies afin de les rendre plus utilisables et compatibles avec les besoins et activités des utilisateurs. Nielsen y introduit la notion de Usefulness, définie comme la capacité du système à être utilisé dans un but précis, qui repose principalement sur les dimensions de l’utilité et de l’utilisabilité. L’utilité correspond à la capacité fonctionnelle du système à répondre à un objectif donné, tandis que l’utilisabilité est la facilité avec laquelle les utilisateurs peuvent utiliser la technologie pour atteindre son but dans un contexte d’usage réel (Nielsen, 1994; Bobillier Chaumon, 2021; Wioland et al., 2024; Moyon et al., 2019).

L'acceptabilité sociale est une approche dans laquelle l’utilisateur est perçu comme un « acteur rationnel » qui applique un raisonnement probabiliste sur l’avenir de son utilisation, en évaluant les avantages et les risques liés à l’utilisation du dispositif, sans se confronter à la réalité de l’activité (Bobillier Chaumon, 2021). Cette évaluation se base donc sur des perceptions anticipées, liée aux valeurs, opinions, besoins, attitudes, ou normes sociales des utilisateurs, et peut être favorable ou non à la technologie développée (Bobillier Chaumon, 2021). De nombreux modèles théoriques ont cherché à expliquer les déterminants de l'acceptabilité sociale des technologies (Bobillier Chaumon, 2021). Deux modèles de prédiction de l’acceptation ressortent de la littérature : le modèle TAM (Technology Acceptance Model) et le modèle UTAUT (Unified Theory of Acceptance and Use of Technology) (Wioland et al., 2024).

Le TAM de Davis (1989) postule que l’usage d’une technologie est précédé par une intention d’utilisation qui dépend de l’attitude de l’utilisateur (« facteur attitudinal personnel ») et par les normes sociales (« facteur normatif social »). Ce modèle intègre deux notions : l’utilité perçue, qui correspond au degré selon lequel une personne estime que l’utilisation d’un système améliore sa performance professionnelle, et la facilité d’utilisation perçue, qui renvoie au degré auquel l’usage de la technologie est perçu comme ne nécessitant que peu d’effort (Alexandre et al., 2018; Wioland et al., 2024).

Pour plus de robustesse, Venkatesh & Davis (2000) ont plus tard proposé le modèle UTAUT, conçu de la fusion de 8 modèles, dont le TAM. L’UTAUT comprend les dimensions proposées dans ce dernier et ajoute une dimension relative aux conditions facilitatrices qui font référence au degré auquel un opérateur estime qu'une infrastructure organisationnelle soutient l'utilisation du système (Wioland et al., 2024). Ces modèles ont été par la suite complété par différents auteurs avec les notions de plaisir et d’attrait qui rejoignent la notion de satisfaction, avec une dimension hédonique (esthétique, symbolique, motivationnelle) et une dimension affective (réactions émotionnelles des utilisateurs) (Wioland et al., 2019; Bobillier Chaumon, 2021).

Elprama et al. (2020) ont testé le modèle UTAUT, dans sa version adaptée par Dwivedi et al. (2017), pour analyser l'intention d'usage d'exosquelettes chez des travailleurs industriels. Pour cela, 124 ouvriers ont répondu à un questionnaire portant sur leur perception de l'utilisation d'exosquelettes sur leur lieu de travail, après que les chercheurs leur ont décrit brièvement ce qu'est un exosquelette, photos à l'appui. Les résultats ont montré que ce modèle permettait d'expliquer une part importante de la variance de l'intention d'usage (jusqu'à 75,6 %). Cela signifie que les variables du modèle expliquent une grande partie des différences observées entre les individus quant à leur intention d'utiliser un exosquelette. Leurs résultats montraient également que la facilité d'utilisation apparente d'un exosquelette jouerait un rôle important dans la prédiction de l'intention d'usage, tandis que l'influence sociale et l'attente de performance jouerait un rôle moindre.

Dans le prolongement de ces travaux, Moyon et al. (2019) proposent un modèle d'acceptation appliqué au contexte des exosquelettes, à partir du modèle d'acceptabilité de Nielsen. L'objectif de leur étude était d'identifier les facteurs clés d'acceptation lors de la phase initiale d'utilisation d'un exosquelette de membres supérieurs, à partir de retours d'experts et d'utilisateurs en situation d'usage réel. L'étude était basée sur le modèle de l'acceptabilité pratique, avec les thèmes de l'utilité et de l'utilisabilité. Le modèle proposé organise les facteurs d'acceptation selon les quatre aspects suivants : physique, occupationnel, cognitif et affectif (Figure 15).

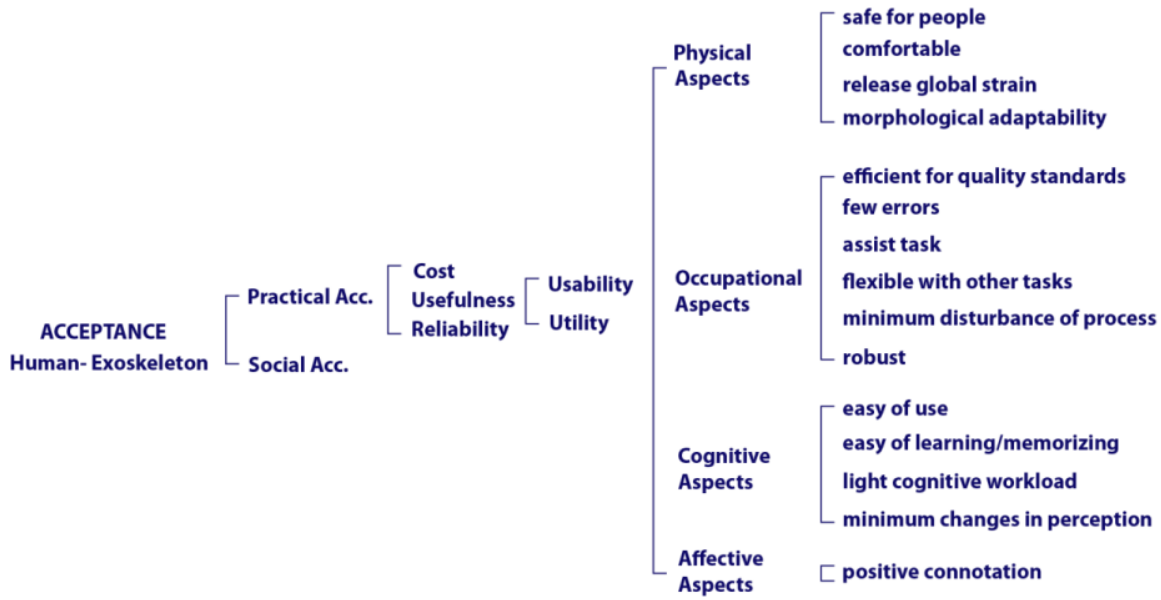


Figure 15. Modèle proposé par Moyon et al. (2019) à partir de retours d'experts et d'utilisateurs en situation d'usage réel.

Bien que ces modèles permettent de mieux comprendre les déterminants de l'acceptabilité ou de l'acceptation lors des premières phases d'utilisation des exosquelettes, ils ne prennent pas en compte l'utilisation de ces dispositifs durant l'activité réelle de travail dans la durée. C'est dans cette perspective que s'inscrit l'approche de l'acceptation située. Bobillier Chaumon, (2021) la définit comme la mise à l'épreuve d'une technologie dans son contexte d'utilisation réel, permettant une évaluation concrète de ses apports et de ses limites, et définissant ainsi sa pertinence pour l'activité et les projets de l'individu. Cette approche considère que l'acceptation d'une technologie se construit progressivement à travers son usage réel en situation de travail, en interaction avec l'environnement social et les contraintes physiques de l'activité. Contrairement à l'acceptabilité sociale, elle ne se réduit donc pas à des représentations et à des intentions d'usage définies en amont mais sont le fruit d'une expérience utilisateur situationnelle. L'enjeu n'est donc pas seulement que la technologie soit perçue comme favorable, mais qu'elle soit réellement favorable à l'activité (Bobillier Chaumon, 2021).

Bobillier Chaumon, (2021) propose quatre dimensions majeures comme facteurs déterminants de l'acceptation située. La dimension individuelle renvoie au coût de l'utilisation du dispositif pour l'opérateur, notamment en termes de charge cognitive et émotionnelle. La dimension organisationnelle concerne l'impact de cette nouvelle technologie sur l'organisation du travail (prescription, marges de manœuvre…). La dimension relationnelle correspond aux activités collectives et collaboratives, et à la manière dont les outils peuvent affecter le fonctionnement des groupes de travail et la cohésion des équipes. Enfin, la dimension professionnelle et identitaire s'intéresse à la manière dont l'usage de la technologie influence la reconnaissance des compétences, la valorisation du métier ou encore le pouvoir d'action des opérateurs.

Récemment, Wioland et al. (2024) ont conçu un questionnaire pour évaluer l'acceptabilité et l'acceptation des exosquelettes à partir des modèles UTAUT et de l'approche de l'acceptation située, et y ont ajouté des questions relatives à la santé et à la sécurité au travail. Leur questionnaire comprenait sept dimensions (pour 33 items au total) : les conditions facilitatrices (soutien organisationnel et moyens mis à disposition), la facilité d'utilisation perçue, la performance en matière de productivité, la performance en matière de santé et de sécurité au travail, l'influence sociale (pression ou attentes perçues de l'entourage), l'identité professionnelle (représentation de soi, de son métier, de ses compétences) et les affects (réaction affective globale à l'égard du dispositif). Les items étaient évalués à l'aide d'une échelle de Likert à 5 points et étaient formulées différemment selon que les répondants étaient des utilisateurs (ou anciens utilisateurs) ou des non-utilisateurs. La dernière question portait sur l'intention des répondants d'utiliser l'exosquelette (acceptabilité) ou de continuer à l'utiliser (acceptation). Le but de leur étude était d'explorer les corrélations entre ces sept dimensions

et l'intention d'utiliser des exosquelettes. Ils ont mené deux campagnes de recueil de données en entreprise, auprès de secteurs variés (logistique, industrie, construction). La première campagne comptait 94 non-utilisateurs et 87 utilisateurs ou anciens utilisateurs ; 97 % des exosquelettes utilisés étaient passifs, dont 76 % étaient destinés à l'assistance du dos. La seconde campagne comprenait 78 utilisateurs ou anciens utilisateurs ayant tous utilisé le même exosquelette actif. Leurs résultats ont montré que la dimension affective occupait une place centrale dans le processus d'adoption des exosquelettes, en exerçant un effet direct sur l'intention d'utiliser ou de continuer à utiliser le dispositif. Concernant les autres dimensions, des différences ont été observées selon que les répondants étaient ou non utilisateurs. Chez les non-utilisateurs, la facilité d'utilisation perçue et l'influence sociale jouaient un rôle important dans l'acceptabilité, et la performance en matière de santé et de sécurité intervenait de façon indirecte. En revanche, chez les utilisateurs, l'influence sociale n'exerçait plus d'effet sur l'intention de continuer à utiliser l'exosquelette. Des liens indirects ont cependant été observés entre l'acceptation et la facilité d'utilisation perçue, la performance en matière de santé et de sécurité au travail, et, selon les campagnes, l'identité professionnelle (Figure 16).

Table 2. Synthesis of dimensions with direct links and mediated with the "affects" dimension.

		Campaign 1		Campaign 2
Links	Dimensions	Non-users	Users/ex-users	Users/ex-users
"Direct" links with intention of use	Affects	***	***	***
	Perceived ease of use	**		
	Social influence	***		
"Indirect" links with intention of use mediated by affects	Perceived ease of use	***	‡	***
	Occupational health and Safety performance	**	***	
	Social influence	*		
	Professional identity			*

‡$p < 0.1$.
*$p < 0.05$.
**$p < 0.01$.
***$p < 0.001$.

Figure 16. Synthèse des résultats de l'étude de Wioland et al. (2024) concernant les dimensions influençant l'intention d'usage de l'exosquelette, directement ou via la dimension des affects.

Les résultats d'acceptation de leur étude étaient globalement positifs, même s'ils présentaient des variations selon les ensembles de données. Lors de la première campagne 66 %, des non-utilisateurs étaient favorables à l'utilisation des exosquelettes, 22 % avaient un avis mitigé et 12 % un avis défavorable. Concernant l'acceptation, 51 % des utilisateurs ou anciens utilisateurs ont répondu favorablement, moins de 5 % exprimaient un avis mitigé et 45 % étaient défavorables. Pour la seconde campagne, les utilisateurs ou anciens utilisateurs étaient majoritairement favorables (62 %) à la poursuite de l'utilisation de l'exosquelette, 10 % avaient un avis mitigé et 28 % étaient défavorables. L'un des atouts d'une telle étude est la taille importante de l'échantillon. Néanmoins, il est difficile de déduire un taux d'acceptabilité ou d'acceptation généralisable à partir de ces données. En effet, l'échantillon combine des cas d'étude issus de contextes variés (essais, déploiements, entreprises

diverses, etc.). On ne connait donc pas la manière dont les projets ont été conduits, ni les métiers concernés, les tâches réalisées ou les modèles d'exosquelettes testés, qui conditionnent le besoin et la compatibilité avec l'activité. Ces éléments étant susceptibles d'influencer fortement l'acceptation, on peut supposer que les taux observés peuvent varier sensiblement d'un cas d'étude à l'autre.

D'autres études menées en conditions réelles montrent des niveaux d'acceptation plus élevés. A partir d'un questionnaire évaluant la perception de l'effort (échelle de Borg) et de questions concernant les points de pression, la limitation de l'amplitude de mouvements et l'acceptation globale du dispositif, Graham et al. (2009) rapportent que huit participants sur dix se sont déclarés satisfaits et prêts à porter le dispositif quotidiennement pour leurs tâches professionnelles. Les participants ont jugé le dispositif bénéfique pour réduire l'effort et la tension musculaire au niveau du dos et améliorer leur sécurité. De même, Thevenot et al. (2025), qui ont utilisé une version antérieure du questionnaire de Wioland et al. dans un contexte de logistique de distribution alimentaire, ont rapporté que huit participants sur dix étaient favorables à une utilisation future de l'exosquelette passif textile CORFOR.

A l'inverse, certaines études mettent en évidence des résultats plus contrastés, voire défavorables, en matière d'acceptation. Par exemple, Jakob et al. (2023) ont analysé quatre études pilotes d'intervention menées en agriculture (maraîchage et viticulture) sur plusieurs semaines, intégrant au total une quinzaine de participants. Celles-ci visaient à évaluer l'usage de trois exosquelettes passifs de dos ; les modèles Hapo, Apex et Liftsuit. Le recueil des données était basé sur des questionnaires, utilisant une échelle de Likert à 5 points afin de mesurer différents aspects du confort et de l'utilisabilité, ainsi que sur des entretiens, comprenant notamment des questions ouvertes permettant aux participants de décrire les potentiels inconforts ressentis. Seulement deux interventions se sont déroulées comme prévu, les deux autres ayant été interrompues prématurément en raison de refus des travailleurs d'utiliser un ou plusieurs des exosquelettes. D'après les auteurs, l'inadéquation des exosquelettes avec les exigences motrices des tâches agricoles (agenouillement, accroupissement, déplacements), les contraintes environnementales (températures élevées), ainsi que la douleur, l'inconfort et le manque de bénéfices perçus ont constitué des freins majeurs à l'acceptation. Des facteurs organisationnels et sociaux, tels que l'emploi saisonnier, la rémunération au rendement et les barrières linguistiques, pourraient également avoir impacté négativement la mise en œuvre. Les auteurs soulignent que l'acceptation dépendrait fortement des facteurs humains, d'une approche ergonomique adaptée et de l'implication des travailleurs et des responsables dans le processus d'intervention.

4 Synthèse et objectifs

Au regard des éléments présentés dans le cadre théorique, la lombalgie constitue un problème de santé publique majeur, en raison de sa forte prévalence, de ses conséquences potentiellement durables sur les personnes touchées et de son coût socio-économique important. Parmi les nombreux facteurs de risque identifiés, les contraintes biomécaniques d'origine professionnelle occupent une place centrale, notamment les flexions répétées du tronc et les activités de port de charge. Outre l'élimination des risques par l'automatisation de certaines tâches, les preuves scientifiques concernant l'efficacité des stratégies de prévention demeurent globalement limitées et, lorsqu'elles existent, leurs effets restent modestes. Lorsque les mesures de prévention collectives ne permettent pas de supprimer l'exposition aux contraintes biomécaniques, le recours à des solutions individuelles peut être envisagé, telles que les exosquelettes professionnels de dos.

De nombreux modèles différents sont commercialisés, avec des principes de fonctionnements variés. La littérature scientifique montre globalement que ces exosquelettes permettent de réduire l'activité musculaire des érecteurs du rachis et des extenseurs de hanche, ainsi que l'inconfort perçu au niveau du dos. Cependant, de fortes variabilités sont observées selon les populations d'étude, les modèles d'exosquelette et les caractéristiques des tâches réalisées. Par ailleurs, ces dispositifs sont majoritairement évalués en laboratoire, durant des tâches standardisées, et peu d'études proposent des comparaisons directes entre plusieurs exosquelettes dans un même protocole expérimental. De plus, l'utilisation d'exosquelettes peut induire des effets indésirables dans certaines conditions, comme des sur-sollicitations musculaires, des modifications de la cinématique ou encore de l'inconfort. Ces éléments soulignent l'importance de sélectionner un exosquelette adapté, nécessitant d'évaluer différents types de dispositif durant des tâches proches du travail réel. Il apparaît donc nécessaire de mettre en place des méthodologies permettant d'évaluer leurs effets lors de tâches complexes et représentatives de situations réelles de travail, simulées en laboratoire voire directement en situation écologique. Pourtant, peu d'études de ce type ont été réalisées, en particulier celles reposant sur des mesures objectives. Les études en situation réelle, avec les travailleurs concernés, permettent en plus d'évaluer leur acceptation du dispositif durant leur activité.

A notre connaissance, aucune étude n'a à ce jour investiguée l'impact de l'usage d'exosquelettes de dos lors de tâches caractéristiques du secteur aéronautique liées à la survenue de lombalgies. Ainsi, l'objectif général de cette thèse est d'évaluer les effets de l'utilisation d'exosquelettes professionnels de dos sur les contraintes musculaires et posturales, lors de tâches de manutention et de maintien de postures en flexion du tronc, typiquement rencontrées dans le secteur aéronautique. Ce travail de thèse s'articule autour des questions suivantes :

- Quelle solution d'exosquelette du dos apparaît la plus pertinente lors de tâches de flexions du tronc et de port de charge typiquement rencontrées dans le secteur aéronautique ?
- Quelle est l'influence de l'utilisation de cet exosquelette sur les contraintes musculaires et posturales des opérateurs, lors de son activité en situation écologique ?

Afin de répondre à ces questions, les objectifs de la thèse sont les suivants :

- Identifier un cas d'étude pertinent pour le projet de recherche.
- Sélectionner un exosquelette adapté à ce cas d'étude :
    - par une première sélection basée sur une revue de la littérature et une analyse des dispositifs commercialisés ;
    - par une seconde sélection grâce à une étude en laboratoire, permettant d'évaluer plusieurs modèles à l'aide de nombreux paramètres objectifs et subjectifs, lors de tâches simulées.
- Evaluer l'exosquelette retenu en situation réelle de travail, en mesurant les principaux paramètres biomécaniques (activité musculaire des érecteurs du rachis et cinématique du tronc) et subjectifs (inconfort perçu), ainsi qu'en évaluant son acceptation par les travailleurs

S'inscrivant dans un projet de thèse CIFRE, les résultats attendus visent à fournir à l'entreprise des éléments objectifs pour orienter les stratégies de prévention des TMS, en particulier des lombalgies. Au-delà de ce contexte opérationnel, ce travail contribuera à alimenter l'état de l'art sur la question de l'influence des exosquelettes de dos lors de tâches de flexion du tronc, problématique transversale à de nombreux secteurs industriels.

Chapitre 2 - Cas d'étude : l'ajustage dans l'industrie aéronautique

1 Analyse ergonomique du travail d'ajustage

1.1 Objectifs et positionnement de la démarche

Cette partie vise à présenter la démarche ergonomique suivie au début du projet, afin de comprendre le travail réel des ajusteurs, d'identifier les exigences du travail et leur impact, dans une perspective d'amélioration des conditions de travail.

Cette démarche consiste en une analyse ergonomique du travail centrée sur l'activité. L'activité est ce qui est mis en œuvre par le sujet pour répondre aux exigences de la tâche (Leplat & Cuny, 1983). Ces auteurs distinguent la tâche prescrite, qui définit les buts et les conditions à prendre en compte par le sujet, de la tâche réelle (ou effective), qui correspond aux buts et conditions effectivement pris en compte par le sujet durant l'activité.

La démarche repose sur le postulat qu'il est impossible de traiter les questions de santé au travail ou de performance en se limitant à la description formelle du travail selon les termes utilisés par la direction ou les procédures officielles (Daniellou, 2005). Au contraire, c'est la compréhension fine des difficultés rencontrées par les travailleurs dans leur activité et des adaptations qu'ils mettent en œuvre qui permet d'identifier les facteurs de risques pour la santé et la performance. Cela permet d'associer les facteurs déterminant l'activité (caractéristiques des travailleurs, moyens de travail et tâches), les caractéristiques de l'activité (modes opératoires mis en œuvre) et les effets qu'elle produit sur l'individu (en termes de santé ou de développement des compétences par exemple) et sur le système dans lequel elle s'inscrit (en termes d'efficacité productive) (Daniellou, 2005; Prévot-Carpentier & Toupin, 2024). Dans cette logique, l'analyse des exigences du travail, en définissant ce qui est attendu de l'opérateur au sein du système, permet de poser à cet opérateur des questions précises et aide à la compréhension de ses réponses (Leplat & Cuny, 1983).

Afin de structurer l'analyse de cette activité, la présente recherche s'appuie sur le cadre conceptuel du schéma des « cinq carrés » (Pailleux et al., 2023; Prévot-Carpentier & Toupin, 2024), issu du modèle de la double régulation de Leplat & Cuny (Leplat & Cuny, 1983, p. 56). Il est utilisé ici comme une grille de lecture systémique de la situation de travail. Ce cadre permet d'articuler cinq

dimensions interdépendantes (Figure 17) : (1) les caractéristiques de l'opérateur, (2) les conditions d'exécution du travail, (3) l'activité réelle, (4) les conséquences pour l'opérateur et (5) les effets sur la performance du système. Les caractéristiques des opérateurs, combinées aux conditions d'exécution, structurent l'activité réelle, laquelle produit simultanément des conséquences pour l'opérateur et des effets sur la performance. L'intérêt du cadre des cinq carrés réside dans l'analyse de ces dimensions et de leurs interactions, permettant d'identifier les rapports entre les conditions de travail (internes et externes), l'activité de l'opérateur et ses effets sur l'homme d'une part, et sur le système d'autre part (Van Belleghem, 2017).

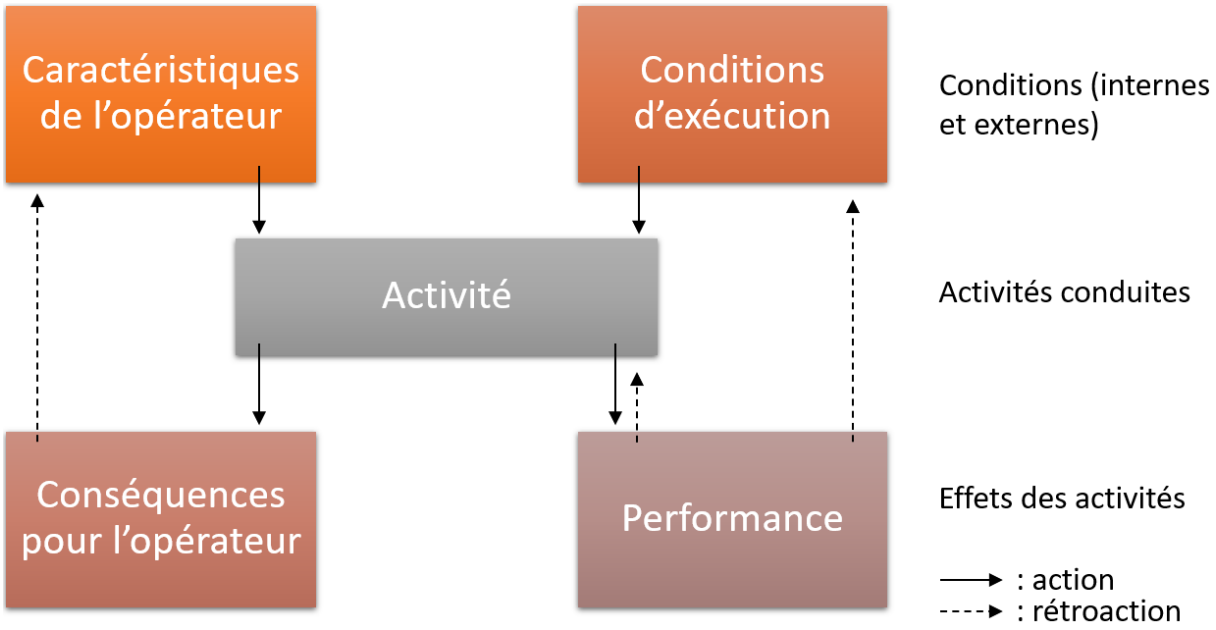


Figure 17. Schéma des « cinq carrés » issu de Leplat & Cuny (1983) ; Pailleux et al. (2023) ; Prévot-Carpentier & Toupin (2024)

Concrètement, l'analyse de l'activité a reposé sur des observations réalisées directement sur le terrain, dans les conditions habituelles de production, sur différents créneaux horaires (en cas de variabilité liée à l'organisation en équipes alternantes). Des observations durant un poste complet (9 heures) ont été réalisées auprès de deux ajusteurs, et des observations ponctuelles de tous les autres ajusteurs ont été menées sur des séquences plus courtes. Ces observations ont été complétées par des échanges informels et des verbalisations spontanées, permettant de mieux comprendre les buts opératoires et les contraintes perçues par les opérateurs. Bien que cette étape soit centrée sur la compréhension de l'activité d'ajustage, l'analyse était orientée sur la pertinence du choix de cette activité comme cas d'étude pour notre projet. Les observations visaient certains aspects de l'activité susceptibles d'éclairer la question de la pertinence d'un exosquelette de dos, notamment les situations impliquant des flexions du tronc, leur fréquence, leur durée et leur variabilité, ainsi que les

déterminants de l'activité (matériel, organisation, formation et expérience, information, produit et environnement).

1.2 Caractéristiques des opérateurs et terrain de l'étude

1.2.1 Présentation du terrain de l'étude

L'étude a été menée au sein de la société française Safran Landing Systems, filiale du groupe Safran, spécialisée dans des systèmes d'atterrissage et de freinage pour aéronefs. Le site concerné, situé à Bidos (France), intègre la fabrication de pièces usinées de grandes dimensions, les traitements thermiques et de surface, ainsi que l'assemblage des amortisseurs et trains d'atterrissage complets.

Plusieurs observations de poste et autres projets en ergonomie ont été réalisées sur le site (et quelques-unes sur d'autres), sur divers secteurs : traitement thermique, peinture, maintenance, plusieurs lignes d'assemblage... Le cas d'étude finalement choisi est l'ajustage, pour les raisons développées dans cette partie ainsi que pour le nombre de travailleurs concernés. L'ajustage est un métier répandu dans le secteur aéronautique et la fabrication en général. Sur le site de Bidos, entre 12 et 15 ajusteurs sont présents selon les périodes. L'étude a été menée plus précisément dans deux cabines d'ajustage, côté fabrication, dédiées à différents types d'opérations d'ajustage (nettoyage, inspection, polissage...).

1.2.2 Population observée

Le premier carré du schéma des cinq carrés correspond aux caractéristiques des opérateurs, également désignées comme « déterminants internes ». Il regroupe des caractéristiques propres à chaque individu (âge, expérience, formation, caractéristiques physiques…), qui existent indépendamment de la situation analysée et influencent la manière dont l'activité est conduite (Prévot-Carpentier & Toupin, 2024).

La population observée est constituée de 14 ajusteurs masculins, âgés de 28 à 60 ans et mesurant entre 168 et 185 cm. L'ancienneté au poste actuel varie de 3 mois à 20 ans et l'expérience globale en tant qu'ajusteurs est comprise entre 8 et 40 ans, témoignant d'un niveau d'expertise élevé. Cette population se caractérise par des savoir-faire stabilisés, tout en présentant une forte variabilité interindividuelle, que ce soit en termes d'expérience ou de caractéristiques individuelles. Ces caractéristiques sont susceptibles d'influencer la manière dont les opérateurs perçoivent les situations de travail, interprètent les exigences de la tâche et choisissent leurs stratégies opératoires durant l'activité.

A notre connaissance, aucun ajusteur ne présentait de restriction médicale. En revanche, plusieurs arrêts de travail pour lombalgie ont été déclarés durant la durée du projet (de quelques jours à plusieurs mois) et certains autres ajusteurs rapportent ponctuellement des gênes ou douleurs au dos.

1.3 Conditions d'exécution du travail

Les conditions d'exécution, aussi appelées « déterminants externes », regroupent l'ensemble des éléments organisationnels, matériels, environnementaux, temporels et sociaux qui structurent le travail, en constituant à la fois des contraintes et des ressources pour les opérateurs. Leur description permet de comprendre le cadre prescriptif et technique dans lequel les ajusteurs réalisent leur travail.

1.3.1 Le métier d'ajusteur dans le processus de fabrication

L'activité d'ajustage est une activité principalement manuelle, qui s'inscrit dans un processus de fabrication structuré. Celui-ci débute par la réception sur le site des pièces brutes à l'état forgé et se termine juste avant l'assemblage final des trains d'atterrissage (Figure 18). Les étapes principales de ce processus sont présentées sur la Figure 19. Une part importante de ces opérations est réalisée à l'aide de machines-outils ou de procédés automatisés.

Certaines opérations nécessitent toutefois toujours la dextérité, le savoir-faire, la réflexion et la prise de décision humaine. C'est le cas de l'ajustage, dont le but est principalement le polissage et l'inspection des pièces, afin de détecter d'éventuels défauts et de réaliser des retouches si nécessaire. Ces opérations contribuent directement à la fiabilité des pièces et, plus largement, à la sûreté des systèmes aéronautiques dans lesquels elles sont intégrées.

Au cours du processus de fabrication, les pièces vont passer plusieurs fois à l'ajustage, entre différentes étapes du processus présenté ; on parle de « stade d'ajustage ». Les trois stades d'ajustage sur le site sont appelés : « Visuel », « Arrêt de chrome » et « Nettoyage ». Ils sont marqués en rouge sur la Figure 19.



Figure 18. Tige principale à son arrivée sur le site, forgée (à gauche) et en fin du processus de fabrication, avant assemblage (à droite).



Figure 19. Processus de fabrication générale d'une pièce sur le site.

1.3.2 Environnement matériel et spatial de travail

Les ajusteurs travaillent dans des cabines d'ajustage, contenant un poste de travail (cabine simple) ou deux postes distincts (cabine double) (Figure 20), chaque ajusteur disposant de son propre poste. Chaque poste comprend un mur aspirant, un établi intégrant une partie bureau avec ordinateur, un tabouret réglable en hauteur, des rangements pour les outils, et au centre un emplacement pour le chariot. L'organisation spatiale de la cabine permet à l'ajusteur d'avoir suffisamment d'espace pour se déplacer autour de la pièce.

La plupart des pièces sont posées sur un chariot, utilisé pour le déplacement des pièces et comme support de travail. Certaines sont entreposées dans un bâti, déplacé à l'aide d'un transpalette, et nécessitent d'être transférées sur un chariot pour les opérations d'ajustage. Le dessus des chariots est équipé de surfaces glissantes ou de roulettes, permettant le pivotement des pièces pour faciliter l'accès aux différentes zones lors des opérations. Un palan, appareil de levage permettant de soulever et déplacer des charges lourdes au bout d'un câble, est présent dans chaque cabine. Les dimensions et le poids des pièces constituent des contraintes majeures de l'environnement de travail. Ils conditionnent leur positionnement sur le chariot et influencent les déplacements des ajusteurs autour de la pièce, ainsi que les postures adoptées lors des opérations d'inspection et de polissage.

Le mur aspirant, équipement de protection collective, vise à limiter l'exposition aux poussières générées lors des opérations d'ajustage. Ces poussières peuvent notamment contenir des agents chimiques nocifs (tels que du chrome, du cobalt, du zinc-nickel, du titane…) selon les stades d'ajustage. Les ajusteurs ne doivent pas se placer entre la pièce et le mur durant les tâches de polissage. En outre, les ajusteurs doivent porter les équipements de protection individuelle suivants : masque de protection FFP3, lunettes de protection, chaussures de sécurité, bouchons d'oreilles. Les lunettes protègent contre les projections et étincelles générées lors des opérations de polissage. Les bouchons d'oreilles limitent l'exposition au bruit provenant de la meuleuse de l'ajusteur ou de celle de son collègue en cas de travail en double cabine. Ces équipements de protection individuelle (EPI) contribuent à la prévention des risques professionnels, mais pourraient introduire des contraintes susceptibles d'influencer l'activité, que ce soit en termes de confort, de visibilité ou de communication entre opérateurs.



Figure 20. Double cabine d'ajustage, équipée d'un palan et d'un mur aspirant.

1.3.3 Organisation du travail et cadre prescriptif

Les ajusteurs travaillent selon un rythme en équipes alternées couvrant des plages horaires de production étendues (Tableau 2). [PASSAGE CONFIDENTIEL RETIRÉ]. Ce système vise à couvrir une large amplitude horaire de la production.

Tableau 2. Exemple de l'organisation sur trois semaines pour une équipe.

TABLEAU RETIRÉ — CONTENU CONFIDENTIEL

L'activité est encadrée par des documents de suivi, notamment la fiche d'auto-vérification et la fiche suiveuse, ainsi qu'un logiciel définissant les opérations à réaliser et permettant leur pointage. Ces outils assurent la traçabilité des pièces et le suivi des exigences de qualité tout au long du processus de fabrication.

Pour chaque phase d'ajustage, correspondant à une pièce à l'un des trois stades d'ajustage, un temps théorique est prédéfini. [PASSAGE CONFIDENTIEL RETIRÉ]. Lors de retouches importantes à réaliser, il est possible que la phase d'ajustage dure plus longtemps que le temps théorique prédéfini. Les retouches consistent généralement à rayonner, brosser et à nouveau contrôler les zones

concernées. En temps de production normale, un ajusteur réalise de 4 à 8 phases d'ajustage par jour. Cela peut être moins lors de périodes de difficultés dans le processus de production, créant des ruptures de flux.

Le travail d'ajustage est principalement réalisé seul, bien que des situations de travail à deux puissent se présenter, notamment lors de demandes d'aide pour le transport de charges ou lorsque l'ajusteur sollicite l'avis d'un collègue concernant un défaut potentiel sur une pièce. Il arrive également que d'autres opérateurs ou des managers sollicitent l'expertise des ajusteurs pour un avis ou la réalisation de retouches, hors du processus standard. Ces interactions relèvent de coopérations ponctuelles participant à la régulation individuelle et collective de l'activité.

1.4 Activité réelle d'ajustage

Le troisième carré du schéma correspond à l'activité**,** c'est-à-dire à ce que font effectivement les ajusteurs pour atteindre les objectifs, en tenant compte des différents déterminants.

1.4.1 Diversité des situations d'ajustage

L'activité d'ajustage se caractérise par une forte variabilité des situations de travail. De nombreuses pièces différentes passent à l'ajustage (plusieurs modèles d'avions et différents trains d'atterrissage), à différents stades d'avancement du processus, créant de nombreuses « phases d'ajustage » (correspondant à une combinaison « pièce × stade »). Chacune de ces phases requière plus ou moins les mêmes tâches d'ajustage, l'objectif étant le même : obtenir une surface respectueuse des spécifications techniques. Certaines tâches sont récurrentes et présentes dans la majorité des phases d'ajustage, d'autres sont plus spécifiques et ne sont nécessaires que sur des pièces moins courantes. La durée de ces tâches varie selon la pièce et le stade. Le nom des pièces n'est pas précisé dans ce manuscrit pour des raisons de confidentialité.

De plus, les ajusteurs sont répartis dans deux cabines distinctes. La répartition des phases diffère d'une cabine à l'autre, contribuant à une hétérogénéité supplémentaire des situations rencontrées. Les ajusteurs de la cabine double travaillent notamment davantage sur des pièces aux stades « Arrêt de chrome » et « Nettoyage », tandis que ceux de la cabine simple travaillent plus sur des pièces au stade « Visuel ». La charge de travail et le type de pièces varie d'un jour à l'autre selon la demande de la production.

Les ajusteurs ne réalisaient donc pas tous strictement le même travail, et bien qu'un socle commun de tâches puisse être identifié, il n'existe pas réellement de journée type à l'ajustage du fait de ces variabilités.

1.4.2 Déroulés des deux postes observés

Dans un premier temps, deux ajusteurs volontaires ont été observés individuellement durant un poste complet de 9 heures chacun. Ils ont été choisis en raison de différences de morphologie et d'expérience, susceptibles d'influencer leurs méthodes de travail : l'opérateur 1 mesure 183 cm et est ajusteur depuis 21 ans tandis que l'opérateur 2 mesure 169 cm et est ajusteur depuis 8 ans.

Afin de rendre compte de l'activité réelle, le déroulé de chacune des deux journées est présenté de manière synthétique dans les Tableau 3 et Tableau 4. Ils recensent les phases d'ajustage réalisées au cours de leur poste, en associant les temps théoriques et les temps réels observés, permettant de se faire une idée des temps de travail d'ajustage et d'identifier les marges de manœuvre temporelles.

Tableau 3. Phases d'ajustage réalisée par l'opérateur 1 durant un poste.

Opérateur 1			
N°	**Phase d'ajustage (stade d'ajustage x nom de pièce)**	**Temps théorique**	**Temps réel**
INFORMATIONS CONFIDENTIELLES			

Tableau 4. Phases d'ajustage réalisée par l'opérateur 2 durant un poste.

Opérateur 2			
N°	**Phase d'ajustage (stade d'ajustage et nom de la pièce)**	**Temps théorique**	**Temps réel**
INFORMATIONS CONFIDENTIELLES			

Les trois phases d'ajustage les plus fréquemment observées (Arrêt de chrome de la tige principale, Arrêt de chrome de la tige avant et Nettoyage de la tige principale d'un avion moyen-courrier), et considérées comme représentatives du travail d'ajustage, sont décrites en détail

ci-dessous (TableauxTableau 5, Tableau 6 et Tableau 7). Pour chaque tâche composant ces phases d'ajustage, sont précisés sa durée, son but opératoire et sa description, ainsi que la posture observée, en particulier la caractérisation de la flexion du tronc. Les flexions qualifiées de « faibles », « modérées » et « intenses » correspondent respectivement aux plages angulaires 5-20°, 20-60° et supérieures à 60°, selon les classifications biomécaniques proposées dans la littérature (AFNOR, 2008; McAtamney & Corlett, 1993). Ces catégories sont utilisées ici à titre indicatif, n'étant pas basées sur une mesure instrumentée, et visent à caractériser globalement les amplitudes de flexion observées.

1.4.2.1 Arrêt de chrome Tige principale

Tableau 5. Description de la phase d'ajustage Arrêt de chrome Tige principale

Tâche et durée	But opératoire et description	Posture	Photo
Préparation	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Pas de flexion du tronc. Action de pousser/tirer pour le déplacement du chariot. Assis ou debout pour les tâches de bureautique. Debout devant l'établi.	
Rayonnage du fût 6 min	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Flexions du tronc modérées, quasi-statiques. Travaille généralement de profil par rapport à la pièce. Fait tourner la pièce plusieurs fois et se retourne d'un côté à l'autre pour rayonner les deux arêtes. Réalise la tâche avec les yeux proches de la pièce.	
Brossage extérieur des portées 3 min	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Flexions du tronc faibles à modérées, quasi-statiques. Travaille généralement face à la pièce et effectue quelques pas et inclinaisons latérales du tronc. Fait tourner l'essieu pour brosser l'autre face, puis se déplace de l'autre côté.	

Brossage extérieur du fût 4 min	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Flexions du tronc modérées, quasi statiques. Travaille de profil par rapport à la pièce ou de face avec une inclinaison latérale du tronc. Fait tourner la pièce plusieurs fois et se retourne d'un côté à l'autre pour brosser les deux arêtes.	 
Inspection de l'intérieur du fût 30 s	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Flexion du tronc intense, statique. Travaille généralement de profil par rapport à la pièce.	
Brossage à l'intérieur du fût 30 s	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Flexion du tronc intense, avec une action des bras pour brosser toute la circonférence du fût. La canne est lourde et le bras de levier important.	
Inspection de l'intérieur du fût 45 s	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Flexion du tronc intense, statique. Travaille généralement de profil par rapport à la pièce.	

Nettoyage extérieur au chiffon	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Flexion du tronc absente ou faible.	
Contrôle visuel des essieux 4 min	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Flexions du tronc variant selon la portée inspectée, maintenues pendant que l'opérateur fait le tour de l'essieu. Travaille face à la pièce, en se déplaçant autour de l'essieu.	
Contrôle visuel extérieur du fût 9 min	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Flexions du tronc modérées, quasi-statiques. L'opérateur effectue de nombreux pas, se déplaçant sur toute la longueur de la pièce, et travaille face à celle-ci.	
Clôture de la pièce	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Pas de flexion du tronc. Action de pousser/tirer pour le déplacement du chariot. Assis ou debout pour les tâches de bureautique.	

1.4.2.2 *Arrêt de chrome Tige avant*

Tableau 6. Description de la phase d'ajustage Arrêt de chrome Tige avant

Tâche et durée	But opératoire et description	Posture	Photo
Préparation	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Action de pousser/tirer pour le déplacement du bâti et du chariot. Flexions du tronc répétées pour mettre les élingues et accompagner le soulèvement de la pièce. Assis ou debout pour les tâches de bureautique.	
Rayonnage de l'extérieur du fût 3 min	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Flexions du tronc modérées, quasi-statiques. Travaille généralement de profil par rapport à la pièce. Réalise la tâche avec les yeux proches de la pièce. Rotation de la pièce à la main au fur et à mesure.	 
Brossage de l'extérieur du fût 3 min	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Flexions du tronc modérées, quasi statiques. Travaille généralement de profil par rapport à la pièce. Fait tourner la pièce plusieurs fois et se retourne d'un côté à l'autre pour brosser les deux arêtes.	
Nettoyage au chiffon à l'intérieur du fût	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Flexions du tronc intenses, répétées. Tient la pince d'une main et repose l'autre sur le fût.	

Contrôle visuel intérieur 15 s	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Flexion du tronc intense, statique. Travaille généralement de profil par rapport à la pièce.	
Brossage intérieur 45 s	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Alternance de travail debout érigé et de flexions du tronc intenses.	 
Contrôle visuel intérieur 40 s	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Flexion du tronc intense, statique. Travaille généralement de profil par rapport à la pièce.	
Contrôle visuel extérieur 6 min	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Flexions du tronc modérées, quasi statiques. L'opérateur effectue de nombreux pas, se déplaçant sur toute la longueur de la pièce, et travaille face à celle-ci.	

Clôture de la pièce	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Flexion du tronc répétées pour accompagner le dépôt de la pièce dans le bâti et enlever les élingues. Action de pousser/tirer pour le déplacement du chariot. Assis ou debout pour les tâches de bureautique.	

1.4.2.3 Nettoyage Tige principale

Tableau 7. Description de la phase d'ajustage Nettoyage Tige principale

Tâche et durée	But opératoire et description	Posture	Photo
Préparation	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Pas de flexion du tronc. Action de pousser/tirer pour le déplacement du chariot. Assis ou debout pour les tâches de bureautique. Debout devant l'établi.	
Brossage de l'avant du fût	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Peu de flexions du tronc mais certaines modérées, dynamiques, pour accéder à certaines parties. Alterne des inclinaisons du tronc d'un côté à l'autre.	
Brossage de l'extérieur du fût 5 min	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Flexions du tronc modérées, quasi statiques. Travaille généralement face à la pièce et alterne des inclinaisons du tronc d'un côté à l'autre. Fait tourner la pièce plusieurs fois et se retourne d'un côté à l'autre pour brosser les deux arêtes.	

Brossage des portées 6 min	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Flexions du tronc faibles à modérées, quasi-statiques. Travaille généralement face à la pièce et effectue quelques pas et inclinaisons latérales du tronc. Fait tourner l'essieu pour brosser l'autre face, puis se déplace de l'autre côté.	
Brossage de l'intérieur du fût 5 min	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Alternance de travail debout érigé et de flexions du tronc intenses maintenues, avec une action des bras pour brosser toute la circonférence du fût. La canne est lourde et le bras de levier important.	 
Renvoie d'angle des trous à l'avant du fût	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Pas de flexion du tronc.	
Inspection visuelle de l'intérieur du fût 3 min	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Flexion du tronc intense, statique. Travaille généralement de profil par rapport à la pièce.	
Contrôle des alésages	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Flexion du tronc absente ou faible.	

Nettoyage au chiffon et alcool	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Flexion du tronc absente ou faible.	
Clôture de la pièce	[INFORMATIONS CONFIDENTIELLES]	Pas de flexion du tronc. Action de pousser/tirer pour le déplacement du chariot. Assis ou debout pour les tâches de bureautique.	

1.4.2.4 Port de charge occasionnel

Parmi les situations observées au cours des postes, une tâche de manutention manuelle mérite d'être décrite en raison de sa spécificité. Pour une pièce spécifique, lors de la phase Nettoyage, l'opérateur réalise manuellement le transfert de la pièce (Figure 21) : lors de la préparation, il récupère à l'aide d'un transpalette le bâti contenant cette pièce, une pièce asymétrique de 21 kg, puis l'apporte au poste de travail. Il va ensuite chercher le chariot de travail. Après avoir défait les élingues de fixation, il saisit la pièce sur le bâti (à 33 cm du sol), se retourne, effectue quelques pas et la dépose sur le chariot (à 106 cm de hauteur). A la fin de cette phase de Nettoyage, il réalise l'opération inverse, en reprenant la pièce sur le chariot pour la déposer dans le bâti au sol, et raccroche les élingues de fixation.



Figure 21. Transfert manuel de la pièce de 21 kg du bâti au chariot.

Pour ces deux transferts, la technique de flexion/extension est contrainte par la position de la pièce et la configuration du bâti, notamment par la présence de rebords latéraux, qui limite la possibilité de flexion des genoux et restreint l'approche au plus près de la charge. Le transfert impose

donc une flexion du tronc intense avec charge, tandis que la gestion des élingues requière une flexion intense maintenue.

1.4.3 Comparaison des trois stades d'ajustage de la Tige principale

Comme observé durant les postes étudiés, la pièce la plus fréquemment traitée dans ces cabines d'ajustage est la tige principale (TP) d'un avion moyen-courrier. Elle représente 60 à 70 % des pièces passant dans ces cabines. Une chronique d'activité a été réalisée pour chacun des trois stades d'ajustage de cette pièce (Figures Figure 22, Figure 23 et Figure 24), à partir d'observations complémentaires de trois opérateurs distincts. Ces chroniques permettent de présenter visuellement les tâches réalisées, leur enchaînement, durée et fréquence, afin d'identifier celles qui sont communes et de comparer leur temps de réalisation.

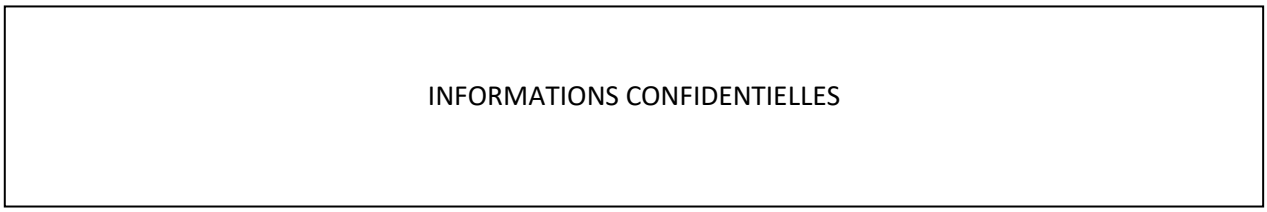


Figure 23. Chronique d'activité de la phase d'ajustage Nettoyage TP.

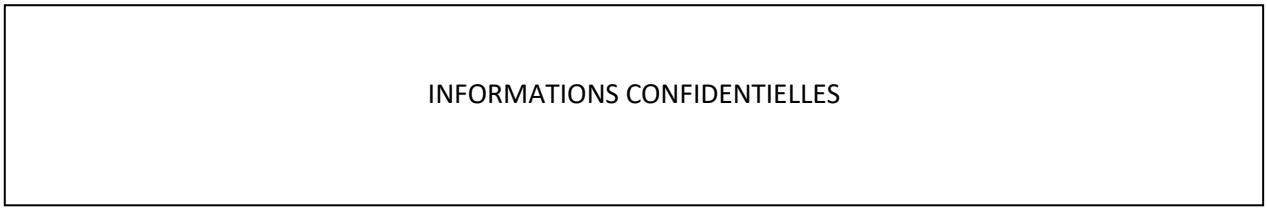


Figure 22. Chronique d'activité de la phase d'ajustage Arrêt de chrome TP.

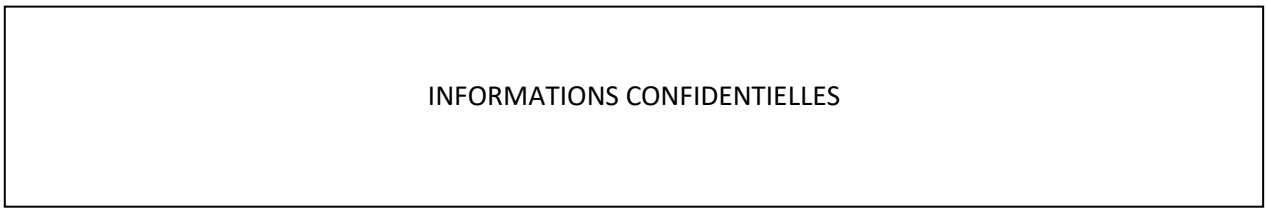


Figure 24. Chronique d'activité de la phase d'ajustage Visuel TP.

Malgré des différences liées au stade d'ajustage, plusieurs tâches communes sont retrouvées, notamment :

- Rayonnage de l'extérieur du fût
- Brossage de l'extérieur du fût
- Brossage de l'extérieur des portées
- Brossage de l'intérieur du fût
- Inspection de l'intérieur du fût
- Inspection de l'extérieur du fût
- Inspection de l'extérieur des portées

Ces tâches, génératrices de flexion du tronc, sont présentes dans au moins deux des trois stades. Elles sont les plus fréquemment retrouvées dans ces cabines d'ajustage, même au-delà de la sélection de la pièce TP. Le but opératoire et la posture requise pour chacune de ces tâches sont similaires d'un stade à l'autre, mais leur durée varie. Cette variation est importante dans certaines tâches ; par exemple, le brossage de l'intérieur du fût ne dure que quelques secondes au stade « Arrêt de chrome », tandis qu'il dure plus de quatre minutes au stade « Nettoyage ».

1.4.4 Variabilité de l'activité et stratégies opératoires

Les stratégies sont des comportements, des savoir-faire, des attitudes que la personne développe pour parvenir à maintenir l'équilibre entre ce qu'elle est et son environnement (Major & Vézina, 2011). Les analyses de l'activité menées auprès des deux postes, complétées par des observations ponctuelles d'autres opérateurs, mettent en évidence des variabilités dans la réalisation de certaines tâches. En effet, bien que les opérations soient globalement similaires d'un ajusteur à l'autre, leur mise en œuvre diffère et impacte l'intensité et la fréquence des flexions du tronc observées.

Une première source de variabilité est la morphologie des opérateurs et notamment leur taille. Par exemple, lors du rayonnage extérieur, l'opérateur 1, qui est plus grand que l'opérateur 2, a davantage besoin de se pencher pour réaliser une même opération (Figure 25).



Figure 25. Rayonnage d'une arrête sur le fût par l'opérateur 1 (à gauche) et l'opérateur 2 (à droite).

Une seconde source de variabilité réside dans les différences de méthodes de travail, liées à l'utilisation de techniques ou outils différents. Pour la plupart des tâches, le travail prescrit définit principalement le but opératoire, les modalités de réalisation restant relativement ouvertes. Cette marge de manœuvre permet aux opérateurs d'utiliser différentes techniques pour atteindre le résultat attendu. D'après les ajusteurs, les différences observées, notamment dans le choix d'outils, s'expliquerait par des formations initiales différentes, qui ont ensuite évolué en habitudes professionnelles. Par exemple, pour l'inspection de l'extérieur du fût, certains opérateurs utilisent une lampe néon classique (outil standard) tandis que d'autres préfèrent la lampe circulaire avec loupe interne. L'utilisation de cette dernière requiert d'approcher davantage la tête de la pièce, ce qui augmente la flexion du tronc (Figure 26). Ce choix de la loupe est justifié par les utilisateurs par leur impression d'être plus performants avec cet outil plutôt qu'avec la lampe classique. Major & Vézina (2011) soulignent justement que les stratégies peuvent être élaborées par les opérateurs pour augmenter leur propre niveau de satisfaction par rapport à la qualité de leur travail. D'après Falzon & Mas (2007), la performance n'est pas uniquement associée aux objectifs de production de l'organisation, mais est aussi un objectif individuel, associé à la satisfaction de réaliser un travail jugé efficace et de qualité.



Figure 27. Inspection visuelle de l'extérieur du fût avec la lampe circulaire avec loupe (à gauche) et avec la lampe classique (à droite).

Une différence importante dans le choix de la posture adoptée a été observée durant l'inspection visuelle de l'intérieur du fût. Cette tâche est généralement réalisée debout par l'ensemble des ajusteurs, mais certains opérateurs choisissent ponctuellement de réaliser cette opération assis, notamment lorsqu'ils anticipent un contrôle prolongé. Un ajusteur réalise parfois l'opération avec un genou au sol pour limiter la flexion du tronc, bien que ce type de posture soit également associé à des facteurs de risque d'apparition de TMS (Gallagher, 2005). La position assise n'est cependant pas privilégiée par la plupart des ajusteurs. Ceux-ci trouvent plus difficile de travailler assis, ayant moins de mobilité et de précision. De plus, dans un contexte où les tâches s'enchaînent, cela prend plus de temps et le transfert assis-debout répété peut devenir physiquement coûteux. Enfin, les postures assises durant cette tâche peuvent tout de même être contraignantes pour le dos, avec des flexions thoraciques ou lombaires (Figure 27).



Figure 26. Inspection visuelle de l'intérieur du fût debout (à gauche), assis (au milieu) et accroupi (à droite).

Le temps de réalisation des tâches varie également d'un opérateur à l'autre, ce qui modifie la durée d'exposition aux contraintes posturales. Cette variabilité temporelle peut provenir de plusieurs éléments déjà évoqués, comme des techniques de réalisation différentes, ou encore de l'expérience des opérateurs ou de leur niveau d'exigence.

De manière plus générale, les observations montrent que, pour une même tâche, les ajusteurs utilisent parfois des stratégies opératoires différentes tout en produisant un résultat conforme aux demandes. Cette diversité reflète les marges de manœuvre dont disposent les opérateurs dans la réalisation des tâches, peu standardisées et qui demandant un savoir-faire important, l'ajustage étant une activité à forte valeur ajoutée. Elle indique également une recherche de compromis entre les objectifs, les moyens, les résultats, et l'état interne du sujet (Simonet et al., 2011). Dans certains cas, ces compromis peuvent conduire les opérateurs à privilégier la performance (qualité ou efficacité), ce qui peut s'accompagner d'une exposition plus importante à certaines contraintes posturales**.**

1.5 Exigences et sollicitations issues de l'activité réelle

Sans constituer l'un des 5 carrés, l'analyse des exigences et des sollicitations issues de l'activité permet de comprendre comment les conditions d'exécution et l'activité réelle impactent les opérateurs. L'ajustage étant une opération manuelle de finition de surfaces usinées par des machines-outils, il mobilise un savoir-faire humain pour réaliser ce que la machine ne peut pas faire, ce qui explique les exigences suivantes :

- Des exigences de précision, par exemple lors du rayonnage, durant lequel l'ajusteur doit casser l'arrête sans enlever l'aspect grenaillage, en respectant le sens de la meuleuse et sans déraper, ou encore lors du polissage, durant lequel il faut brosser uniquement certaines zones sans dépasser et sans enlever trop de matière. Ces exigences de précision concernent un grand nombre de tâches durant lesquelles il faut veiller à ne pas abîmer la pièce, y compris lors de la manipulation au palan.
- Des exigences visuelles, principalement lors des contrôles visuels de l'extérieur de la pièce, avec lampe classique ou lampe-loupe, et lors des inspections de l'intérieur de la pièce (redan), avec lampe et miroir. Plus occasionnellement, les ajusteurs réalisent des opérations de passivation de certaines pièces (« PV d'aspect »), nécessitant un contrôle visuel fin de l'aspect de surface.
- Des exigences de qualité : elles impliquent par exemple une forte vigilance quant à la détection de piqûres, de traces, d'oxydation, etc., éléments critiques pour la fatigue mécanique et pour

garantir l'efficacité du traitement de surface. L'activité nécessite également l'utilisation de plusieurs outils de mesure afin de vérifier la conformité des pièces.

- Des exigences de cosmétique, qui impliquent la propreté des pièces, surtout au stade « Nettoyage » (en fin du processus de fabrication), lors duquel l'extérieur et l'intérieur des pièces est nettoyé à la brosse (meuleuse) et au chiffon.
- Des exigences de sécurité, notamment lors du transfert de charge (au palan ou à la main) et de la manutention de chariots, et plus globalement avec le port des EPI.

Ces exigences structurent fortement l'activité et constituent un déterminant central des contraintes supportées par les opérateurs.

1.5.1 Contraintes posturales

L'analyse de l'activité met en évidence des contraintes posturales importantes, principalement des flexions du tronc, pouvant être prolongées et/ou répétées, et adoptées à différents angles selon les tâches. Ces contraintes découlent d'abord des caractéristiques des pièces aéronautiques : leur taille, leur poids et leur géométrie limitent les possibilités de déplacement et positionnement, ce qui conditionne les postures adoptées par les opérateurs. L'ajusteur doit s'adapter à une configuration imposée.

Ces contraintes apparaissent également comme une conséquence directe des exigences du travail réel, en particulier des exigences de précision, de qualité et visuelles. Pour des opérations à l'extérieur du fût ou de l'essieu, comme le rayonnage et l'inspection visuelle, les ajusteurs sont conduits à rapprocher leurs yeux de la pièce afin de garantir la conformité des surfaces et de détecter d'éventuels défauts (piqûres, traces, oxydation, faïençage). Cela induit des flexions modérées (entre 20 et 60°), parfois maintenues pendant plusieurs dizaines de secondes voire plusieurs minutes.

De plus, des opérations induisent des flexions intenses (supérieures à 60°), car elles nécessitent un accès visuel à certaines zones où les postures sont contraintes par la géométrie de la pièce, comme les tâches d'inspection visuelle et de brossage du redan chromé à l'intérieur du fût.

Certaines exigences techniques, telles que le respect du sens de rotation de la meuleuse, et des exigences de sécurité, telles que la présence du mur aspirant empêchant l'ajusteur de se positionner entre la pièce et le mur lors des opérations de polissage, influencent directement le placement de l'ajusteur par rapport à la pièce. Ces contraintes restreignent les possibilités de

déplacement autour de la pièce et peuvent conduire les ajusteurs à travailler dans des positions moins favorables du point de vue ergonomique.

Enfin, certaines tâches qui ne relèvent pas directement des opérations d'ajustage font néanmoins partie intégrante du travail réel et génèrent également des contraintes posturales. C'est notamment le cas lors de l'utilisation du palan pour le transfert des pièces depuis un bâti vers un chariot de travail. Le placement des élingues sur la pièce nécessite de se pencher à proximité du sol, induisant des flexions importantes du tronc.

Ces flexions du tronc peuvent être maintenues pendant des durées importantes ou répétées à de multiples reprises au cours d'une phase d'ajustage. En situation de production normale, les ajusteurs réalisent au cours d'une même journée plusieurs phases d'ajustage, qui comprennent fréquemment des tâches de rayonnage, brossage et inspection, à l'intérieur et à l'extérieur des pièces. Bien que la durée de certaines tâches soit relativement faible, comme certaines inspections intérieures, et que la durée de certaines phases puisse être inférieure au temps théorique lorsque aucune retouche importante n'est nécessaire, leur enchaînement au fil de la journée conduit à la répétition de flexions du tronc. Cette répétition crée une exposition cumulée aux contraintes posturales sur la journée de travail et dans la durée, par la récurrence quotidienne de ces activités.

Cette exposition cumulée aux contraintes posturales dépend également du flux de production et de l'organisation temporelle du travail, notamment des temps théoriques de réalisation et des variations de charge selon l'état des pièces. En l'absence de retouches importantes, ou lors de périodes de flux réduit, les ajusteurs disposent de marges temporelles leur permettant de faire des pauses. Ces marges sont réduites lors de périodes de tension sur les flux ou lorsque plusieurs pièces nécessitent des retouches. Dans ces situations, la succession de phases d'ajustage exigeantes, combinée à une réduction des temps de récupération, est susceptible d'accentuer l'inconfort et la fatigue physique.

Bien que dans une moindre mesure par rapport aux sollicitations du tronc, les ajusteurs sont également exposés à des contraintes aux membres supérieurs. Celles-ci sont principalement liées à la répétitivité des gestes sollicitant les bras, de façon dynamique lors des opérations de rayonnage et de brossage par exemple, et de manière plus statique lors des tâches d'inspection, impliquant une élévation modérée mais prolongée des bras.

1.5.2 Contraintes liées aux manutentions et au port de charges

Certaines pièces nécessitent d'être transférées de leur chariot ou de leur bâti de stockage vers le support de travail utilisé pour le travail d'ajustage. La règle de sécurité au poste est d'utiliser un moyen mécanisé d'aide à la manutention dès que la charge dépasse 10 kg, ou à défaut de réaliser la manutention à deux. Bien que la règle soit connue des travailleurs et que le palan soit disponible, des écarts ponctuels ont été observés pour des pièces plus lourdes (13 et 21 kg), car considéré comme plus rapide.

Les observations montrent donc un écart entre la tâche prescrite, avec utilisation du palan ou port à deux, et les tâches effectives de certains ajusteurs. Ceux-ci arbitrent entre l'utilisation du palan et le port manuel, en fonction du poids de la pièce, de la durée estimée de la manutention et des contraintes organisationnelles du moment (disponibilité d'un collègue, heure, etc.). Ces choix sont des régulations locales : pour maintenir la fluidité de l'activité, des opérateurs choisissent de s'exposer à des contraintes physiques.

Ces transferts impliquent des flexions importantes du tronc lors de la préhension des pièces ou de leur repositionnement dans le bâti. De plus, quel que soit la méthode de transfert, l'ajusteur doit se pencher pour détacher les sangles autour de la pièce dans le bâti. Les techniques de levage sont contraintes par la géométrie des pièces et des supports ; la flexion des genoux est notamment limitée par les bords du bâti.

La fréquence des ces manutentions varie selon le type de pièces traitées et l'organisation du flux de production, mais elles peuvent se répéter plusieurs fois au cours d'une même journée. Combinés aux contraintes posturales précédemment décrites, elles participent à une augmentation de la sollicitation physique cumulée, en particulier au niveau du dos.

1.5.3 Autres contraintes physiques et cognitives

En plus des contraintes posturales et des manutentions, des contraintes de nature physique et cognitive participent à la charge globale de travail des ajusteurs.

L'utilisation de meuleuses pneumatiques durant les tâches de rayonnage et de brossage expose les ajusteurs à des vibrations mécaniques transmises aux membres supérieurs, pouvant entraîner de l'inconfort. De plus, ces vibrations s'ajoutent aux exigences évoquées précédemment et aux postures contraignantes observées durant ces tâches de rayonnage et de brossage.

Les exigences de précision, visuelles, de qualité et de sécurité décrites précédemment impliquent des sollicitations cognitives importantes. L'ajustage requiert en effet une vigilance et une attention soutenues, ainsi que des prises de décision fréquentes. Les ajusteurs doivent réaliser des tâches de précision et détecter des défauts parfois peu visibles (piqûres, traces, oxydation, faïençage) dans des zones où l'éclairage, la géométrie des pièces et l'état de surface peuvent compliquer l'inspection. L'environnement de travail accentue ces exigences de vigilance et d'attention, avec la présence de bruit, de poussière et d'étincelles générés lors des tâches de polissage. En outre, les conséquences d'une erreur (non-détection de défaut, excédent de matière enlevé, impact…) sont potentiellement importantes en termes de qualité et de sûreté.

Cette charge cognitive se combine aux contraintes physiques pour constituer une charge de travail globale, qui peut affecter à la fois la performance, la santé des opérateurs et les stratégies de régulation qu'ils mettent en œuvre.

1.6 Conséquences du travail d'ajustage pour les opérateurs

Le quatrième carré correspond aux conséquences du travail d'ajustage pour les opérateurs, c'est-à-dire aux « effets sur le sujet » à court, moyen ou long terme, en termes notamment de fatigue, de pénibilité ou de santé (Prévot-Carpentier & Toupin, 2024), résultant des exigences et contraintes mises en évidence précédemment.

1.6.1 Effets sur la fatigue et la pénibilité

Les sollicitations physiques et cognitives identifiées précédemment peuvent se traduire, selon les périodes, par une charge de travail élevée, susceptible de générer de la fatigue au cours de la journée de travail. Par ailleurs, cette fatigue peut être renforcée par l'organisation temporelle du travail. Le travail en horaires atypiques (travail de nuit et travail posté), couplé à une grande amplitude horaire, est en effet associé à des troubles du sommeil pouvant entraîner une dette chronique de sommeil (INRS, 2021). Plus globalement, ces organisations temporelles du travail sont reconnues comme pouvant altérer la santé, avec entres autres des risques de syndrome métabolique ou encore des décalages du rythme de vie (INRS, 2021).

L'enchaînement de phases d'ajustage impliquant des postures contraignantes, des manutentions manuelles ponctuelles et l'utilisation d'outils vibrants, expose les ajusteurs à des sollicitations physiques au dos et aux membres supérieurs, qui ne sont pas concentrées sur une tâche isolée mais réparties tout au long de la journée. Ces sollicitations peuvent augmenter la pénibilité et impacter le bien-être au travail.

1.6.2 Exposition à des risques de TMS

Ces sollicitations physiques sont d'ailleurs reconnues comme des facteurs de risque de développement de TMS. Les flexions du tronc répétées ou maintenues, le port de charges et l'exposition aux vibrations font partie des facteurs documentés dans la littérature comme contribuant à l'apparition de lombalgie (voir Chapitre 1 – section 2.3.2.2).

La combinaison de ces facteurs au sein d'une même activité ainsi que leur inscription dans la durée renforcent le caractère potentiellement délétère de l'exposition. Ces éléments font de l'ajustage une activité présentant des enjeux importants en matière de prévention, notamment de la lombalgie.

1.6.3 Régulations individuelles et collectives face aux contraintes

Face aux contraintes décrites, les ajusteurs mettent en œuvre des régulations individuelles et collectives afin de maintenir la qualité du travail tout en composant avec les sollicitations physiques et cognitives. Ces régulations se traduisent par exemple par [INFORMATION CONFIDENTIELLE] et de l'entraide ponctuelle lors des manutentions ou prises de décisions. Certaines stratégies observées dans l'activité modifient l'exposition aux contraintes (travail assis ou debout, plus ou moins proche de la pièce…). Ce type de choix illustre un compromis entre la recherche de qualité et la gestion des contraintes physiques. Ces adaptations sont mises en œuvre par les opérateurs pour atteindre les objectifs de la tâche dans des conditions compatibles avec leurs capacités (Leplat & Cuny, 1983).

1.7 Performance du système de travail

Le cinquième carré correspond aux effets de l'activité sur la performance du système, c'est-à-dire à ce qui ne concerne pas directement le sujet réalisant l'activité observée. Cela comprend l'efficacité, la productivité, les erreurs, l'absentéisme ou encore les conséquences sur les autres (Prévot-Carpentier & Toupin, 2024).

Les observations ainsi que les retours des ajusteurs et managers montrent que la performance des étapes d'ajustage, d'un point de vue qualité des pièces et fiabilité des inspections, est globalement préservée. Le temps réel de réalisation est inférieur au temps théorique dans la majorité des phases d'ajustage, ce qui confère aux ajusteurs des marges de manœuvre temporelles. Cette organisation relativement souple permet aux ajusteurs de privilégier la qualité du travail plutôt que la rapidité d'exécution.

Cette performance repose cependant sur l'engagement physique et cognitif des opérateurs, avec des tâches requérant une forte concentration et de nombreuses flexions du tronc. L'absence de dégradation de la performance ne doit pas occulter les différentes contraintes associées au maintien de ce niveau d'efficacité. La réduction des contraintes posturales constitue donc à la fois un enjeu de prévention des blessures et d'amélioration du bien-être au travail, mais aussi de préservation des conditions de performance du système.

1.8 Amélioration du poste

L'analyse ergonomique du travail d'ajustage met donc en évidence des enjeux pour la performance du système de travail et surtout pour les opérateurs. Dans ce contexte, différents projets d'amélioration du poste ont été mis en œuvre ou envisagés afin de réduire certaines contraintes identifiées.

1.8.1 Table élévatrice

Dans un objectif de réduction des contraintes posturales, une table élévatrice a été testée dans le cadre d'une démarche exploratoire. Elle permet de lever le chariot, à l'aide d'un bouton de commande positionné au-dessus du bureau. Pour des raisons de sécurité, la commande ne peut pas être accessible depuis la zone de travail. En théorie, la table élévatrice permet d'adapter la hauteur de la pièce, permettant de réduire les flexions du tronc. Par exemple, lors des tâches d'inspection et de brossage intérieurs, elle permet de mettre le fût à hauteur des yeux et donc d'éviter les flexions intenses. De même, elle pourrait réduire l'angle de flexion du tronc durant des tâches de rayonnage et brossage extérieur.

Cependant, l'usage effectif de cette table élévatrice est très limité : sur dix ajusteurs, dont sept ont l'occasion de l'utiliser quotidiennement et trois plus ponctuellement, seul deux l'utilisent durant certaines phases d'ajustage. Ces deux opérateurs mesurent 179 et 185 cm et présentent tout d'eux des antécédents de lombalgie. Ce faible taux d'utilisation est dû à plusieurs problèmes. D'abord, bien que l'élévation de la pièce permette de réduire voire supprimer des flexions du tronc, elle crée également d'autre contraintes, notamment aux membres supérieurs. Par exemple, durant l'inspection et le brossage intérieurs, les mains, tenant la canne ou la grande meuleuse, sont toujours à hauteur des yeux. Lever la pièce nécessite donc aussi de lever les bras, ce qui est également inconfortable et permettrait moins de dextérité. Lors du brossage intérieur au stade « Nettoyage », l'ajusteur doit brosser le fût de l'entrée jusqu'au redan (au milieu). Cette tâche nécessite de la précision et une attention visuelle uniquement lorsqu'il s'approche du redan (qui ne doit pas être brossé car chromé).

Il commence donc la tâche debout érigé, avec la meuleuse au niveau de la hanche, et ne se penche qu'ensuite, quand il approche du redan. Il répète cet enchaînement plusieurs fois. Dans ce cas, lever la pièce amènerait même une contrainte supplémentaire.

De manière plus générale, le travail d'ajustage comprend un enchaînement de tâches variées, nécessitant une accessibilité à différentes hauteurs et impliquant des contraintes multiples. Par exemple, l'inspection des portées chromées consiste en un contrôle visuel de plusieurs parties de l'essieu, à trois hauteurs différentes, que les ajusteurs contrôlent l'une après l'autre, d'un côté de l'essieu puis de l'autre (en faisant pivoter la pièce) (Figure 28). Pour profiter pleinement du réglage en hauteur, l'ajusteur devrait donc modifier fréquemment la position de la table, induisant des interruptions de tâche, des déplacements supplémentaires et un allongement du temps d'exécution.



Figure 28. Inspection visuelle de l'extérieur des portées chromées, à différentes hauteurs.

D'autres aspects négatifs sont rapportés, concernant davantage l'intégration de la table dans l'espace de travail, principalement dus au fait qu'elle ne soit pas enterrée. Celle-ci complique les manœuvres avec le chariot en empêchant la rotation des roues, notamment au moment de retirer le chariot en fin de phase d'ajustage. Des ajusteurs observés ont parfois dû forcer pour les débloquer, voire recourir au levage du chariot au palan. La table réduit également la possibilité pour l'ajusteur de placer les pieds sous le chariot, ce qui peut le contraindre à se déporter un peu plus de la pièce, pouvant augmenter la flexion du tronc. En outre, certains charriots ont une voie trop étroite pour la table.

Cette table élévatrice était temporairement en panne durant une partie de l'expérience terrain (Chapitre 4) et n'a donc été utilisée par aucun ajusteur durant l'expérience.

1.8.2 Autres projets d'amélioration

Un outil a été développé spécifiquement pour une tâche d'ajustage peu fréquente mais particulièrement contraignante. Cette tâche est le brossage de l'intérieur du fût de grandes pièces ([INFORMATION CONFIDENTIELLE]), qui nécessite l'utilisation d'une canne spécifique, dont l'embout fait le même diamètre que le fût. Cette canne est grande et son embout est lourd. Le chariot, conçu pour se fixer à l'entrée du fût, permet de reposer la canne (Figure 29).

FIGURE RETIRÉE — CONTENU CONFIDENTIEL

Figure 29. Outil permettant de reposer la canne lors brossage de l'intérieur des fûts de grand diamètre.

En outre, un projet est actuellement en cours afin de limiter l'exposition aux vibrations générées par les meuleuses. Un projet de promotion de l'activité physique en entreprise est également mené. J'ai notamment proposé aux opérateurs de certains secteurs (dont l'ajustage ne fait pour le moment pas partie) des exercices qu'ils peuvent à présent réaliser en autonomie, en début ou fin de poste, comprenant des échauffements, du renforcement musculaire et des étirements. Ceux-ci ciblent différentes problématiques et comprennent plusieurs niveaux de difficulté.

Bien que ces actions puissent présenter un intérêt ponctuel ou ciblé, elles ne répondent pas de manière satisfaisante aux contraintes posturales liées aux flexions du tronc. Dans ce contexte, et dans l'attente de trouver des solutions collectives à ces contraintes, l'introduction d'un exosquelette de dos semble être une piste pertinente à explorer.

2 Ajustage & Exosquelettes

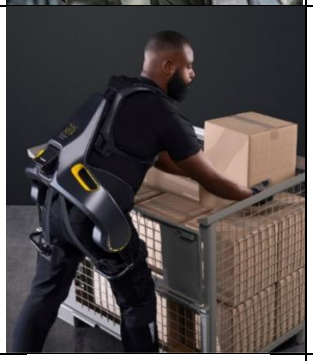
Dans cette perspective, le premier objectif est de sélectionner des exosquelettes potentiellement efficaces et adaptés au travail d'ajustage. Afin de sélectionner les modèles qui seront testés en laboratoire, nous nous sommes appuyés sur une revue des exosquelettes existants et sur la revue de la littérature scientifique sur le sujet.

2.1 Aperçu des modèles sur le marché

Une analyse comparative des principaux exosquelettes de dos actuellement disponibles a été réalisée en 2023-2024. Afin de représenter l'état actuel de cette technologie, quinze exosquelettes passifs de dos visant à assister l'extension de hanche et du tronc sont présentés dans le tableau ci-dessous (Tableau 8). Bien que non exhaustif de tous les modèles existants, ce tableau peut être considéré comme représentatif des dispositifs proposés.

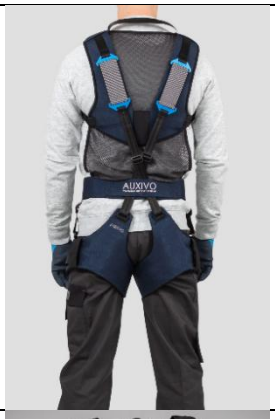
Le marché des exosquelettes professionnels est très dynamique. Les informations contenues dans le tableau correspondent aux données collectées au moment de l'analyse. Il a été complété à partir d'informations disponibles dans la littérature et sur les sites des fabricants et revendeurs. Ces données, telles que la masse ou le niveau d'assistance, ne sont pas issues de tests de notre part. Par ailleurs, le niveau d'assistance est parfois exprimé en kilogrammes, parfois en newton-mètre, et n'est parfois pas communiqué. Comme expliqué dans la section 2.2 du Chapitre 1, les données relatives au couple d'assistance sont rarement disponibles pour ces dispositifs.

Tableau 8. Aperçu des exosquelettes professionnels de dos.

Modèle Fabricant Pays	Illustration	Type de mécanisme	Interfaces	Masse	Niveau d'assistance Débrayage	Ordre de prix Maturité
Cray X German Bionic, Allemagne		Actif Rigide Centrales inertielles pour détecter la flexion du tronc	- Veste textile - Ceinture - Support devant et derrière les cuisses	7 kg	Jusqu'à 30 kg Débrayage manuel (électronique)	45 000 – 63 000 € N'est plus commercialisé
Apogee German Bionic, Allemagne		Actif Rigide Centrales inertielles pour détecter la flexion du tronc	- Veste textile - Ceinture - Support devant et derrière les cuisses	8 kg	Jusqu'à 30 kg Débrayage manuel (électronique)	18 000 € Commercialisé
Exoback RB3D, France		Actif Rigide	- Bretelles - Ceinture - Support aux cuisses	8,4 kg	Réglable jusqu'à 72 nm Débrayage manuel (électronique)	12 000€ N'est plus commercialisé
HAL Lumbar support Cyberdyne, Japon		Actif Rigide Détectent les signaux bioélec-triques sur la peau	- Ceinture à la taille - Ceinture aux hanches - Support aux cuisses	3,1 kg	n.d. Débrayage passif : assistance déclenchée via signaux bioélectriques	Pas de prix d'achat public fixe Disponible uniquement au Japon

Paexo Back Ottobock Allemagne		Passif Rigide	- Plastron - Ceinture - Support aux cuisses	< 4 kg	Jusqu'à 25 kg (réglable) Débrayage passif	5900 € N'est plus commercialisé
Ottobock BackX (anciennement BackX) SuitX, USA ; racheté par Ottobock, Allemagne		Passif Rigide	- Plastron - Ceinture - Support aux cuisses	3,2 kg	2 niveaux d'assistance : 7kg et 15 kg. 2 modes : - assistance tardive, pour le port de charge - assistance rapide, pour la flexion statique du tronc Débrayage manuel	5900 € Commercialisé
Laevo V2.5 Laevo, Pays-Bas		Passif Rigide	- Plastron - Ceinture - Support aux cuisses	3 kg	Entre 20 et 30 Nm Débrayage manuel	4700 € Commercialisé
Laevo FLEX Laevo, Pays-Bas		Passif Rigide	- Veste textile - Ceinture - Support aux cuisses	2,5 à 4 kg	3 niveaux : 30 Nm, 40 Nm, 50 Nm Pas de débrayage mais possibilité de mettre les pads sur le côté	4700 € Commercialisé

hapo BACK ErgoSanté, France		Passif Rigide	- Bretelles - Ceinture - Support aux cuisses	1,1 kg	14 kg Débrayage manuel	1600 € Commercialisé
Exoviti RB3D, France		Passif Rigide	- Bretelles - Ceinture - Support aux cuisses	2,2 kg	4 réglages : de 0 à 20 kg Débrayage manuel	1500 € Commercialisé
Mate-XB Comau, Italie		Passif Rigide	- Bretelles - Ceinture - Support aux cuisses	2,4 kg	5 niveaux de support Assistance jusqu'à 25 kg Débrayage manuel	4500 € En production
Corfor Corfor Sidect, France		Passif Textile	- Bretelles - Sangles sous les genoux	160 g	12 kg Non débrayable	135€ Commercialisé

LiftSuit Auxivo, Suisse		Passif Textile	- Bretelles - Ceinture - Sangles aux cuisses	900 g	10 kg Réglable Non débrayable	1000 € Commercialisé
BionicBack hTRIUS, Allemagne		Passif Textile, partiellement rigide	- Bretelles - Ceinture - Sangles aux cuisses	1,3 kg	n.d. Débrayage manuel	2800 € Commercialisé
SoftExo Lift 5 Hunic, Allemagne		Passif Textile, partiellement rigide	- Bretelles - Ceinture - Sangles aux cuisses et sous les mollets	1,2 kg	n.d. Débrayable en desserrant la ceinture	2900 € Commercialisé

2.2 Compatibilité du travail d'ajustage avec un exosquelette

L'analyse ergonomique du travail d'ajustage a mis en évidence de nombreuses tâches nécessitant des flexions du tronc entre 20 et 60°, et plusieurs à plus de 60°. Un exosquelette assistant l'extension du tronc et le maintien tronc fléchi semble donc pertinent. De plus, la présence de marges de manœuvre, temporelles ou relatives aux stratégies opératoires, semble favorable à l'essai d'un tel dispositif. Ces marges pourraient laisser aux ajusteurs la possibilité de se familiariser à l'exosquelette et potentiellement développer de nouvelles stratégies, sans être contraints par le temps.

Cependant, l'analyse de l'activité met également en évidence des postures ou mouvements à prendre en compte dans le choix des exosquelettes. Premièrement, les ajusteurs réalisent parfois des

tâches assises (associées à des flexions lombaires ou thoraciques), notamment lors des inspections de l'intérieur du fût. Ils s'assoient parfois également lors des étapes de préparation ou clôture de la pièce, pour le remplissage des documents papiers ou numériques. L'exosquelette doit donc permettre une flexion importante du tronc sur les cuisses, ou proposer une possibilité de désengager l'assistance (mode débrayage). Il doit également permettre la marche, au moins en mode débrayé. En effet, bien que les déplacements soient limités durant les phases d'ajustage (principalement de petits pas autour de la pièce), les opérateurs doivent marcher pour aller chercher le chariot en début de phase où l'apporter dans la zone d'expédition après (généralement sur une dizaine de mètres, mais la zone d'expédition de certaines pièces est à plus de 50 m). En outre, certaines flexions sont associées à des inclinaisons latérales du tronc, comme le brossage de l'avant du fût lors du Nettoyage TP. L'exosquelette doit donc permettre un degré de liberté suffisant dans le plan frontal. Enfin, certains ajusteurs travaillent parfois en contact avec le chariot ou la pièce, voire appuyés contre ceux-ci, notamment lors du rayonnage. Il est donc préférable que l'exosquelette soit peu encombrant, en particulier à l'avant et sur les côtés de l'utilisateur.

2.3 Choix des exosquelettes

Les exosquelettes sélectionnés pour l'étude en laboratoire l'ont été sur la base des bénéfices qui ont été rapportés dans la littérature scientifique, de leurs caractéristiques techniques (prix, masse, possibilités de réglage…) ainsi que de leur disponibilité commerciale au moment de l'étude.

2.3.1 Exosquelettes actifs (non retenus)

Nous avons choisi de ne pas sélectionner d'exosquelette actif, les modèles actuellement commercialisés et disponibles étant trop lourds et trop encombrants pour une utilisation dans les situations de travail visées. Ces modèles sont également trop chers ; à titre d'exemple, un exosquelette Apogee coûtait environ 18 000 €, un prix trop élevé à la fois pour le projet et pour un éventuel déploiement en entreprise.

Les exosquelettes passifs sont globalement plus légers, moins encombrants et moins chers, et leur utilisation est généralement moins complexe que celle des exosquelettes actifs (Toxiri et al., 2019). De plus, la littérature scientifique rapporte des résultats prometteurs pour les exosquelettes passifs, qu'ils soient rigides ou textiles, malgré de fortes variabilités selon les études. Il nous a paru intéressant de tester ces deux types d'exosquelettes. Ainsi, deux exosquelettes rigides et deux textiles ont été choisis.

2.3.2 Exosquelettes passifs rigides

Pour cette première catégorie, deux exosquelettes ont été retenus : le BackX (modèle S, 2019, de SuitX by Ottobock, Allemagne) et le Laevo FLEX (Laevo, Delft, Pays-Bas). Ces deux exosquelettes rigides exercent un couple de soutien autour de leur articulation principale, alignée avec le grand trochanter de l'utilisateur. Des interfaces au niveau des cuisses (pads incurvés) sont reliées à un pivot au niveau de la hanche, où un ressort à gaz génère un couple. La force est transmise au buste par un plastron pour le BackX et par un gilet textile pour le Laevo FLEX.

Le BackX est l'un des exosquelettes passifs rigides les plus étudiés dans la littérature scientifique. Il a montré des bénéfices lors de tâches impliquant des flexions du tronc : des réductions de l'activité des érecteurs du rachis jusqu'à 47 % (Madinei & al., 2020), des réductions de l'inconfort perçu (Gonsalves et al., 2021) ou encore une augmentation de 52 % du temps d'endurance (Poon & al., 2019). Lors de tâches de port de charges, des réductions de l'activité musculaire de 12 à 27 % (Alemi et al., 2019; Madinei et al., 2020a; Poon et al., 2019; Jakobsen et al., 2025) ont été démontrées, ainsi que des réductions de l'effort perçu (Jakobsen et al., 2025).

Le BackX permet deux niveaux d'assistance (7 kg ou 15 kg selon le concepteur). Deux modes d'assistance sont également possibles : le mode « assistance tardive », qui correspond à un démarrage de l'assistance à partir d'un angle tronc-cuisse d'environ 30°, surtout destiné au port de charges et permettant la marche sans contrainte, et le mode « assistance rapide », dans lequel l'assistance démarre en début de flexion du tronc, plus adapté aux flexions du tronc prolongées. Un mode « débrayage » est également possible (activation manuelle), permettant de désengager l'assistance de l'exosquelette, facilitant par exemple la marche et la posture assise. Ce modèle est constitué de deux parties distinctes, une ceinture et une armature comprenant le plastron et les pads de cuisse, qu'il faut assembler à chaque mise en place : l'utilisateur s'équipe d'abord de la ceinture puis y fixe l'armature. La plupart des réglages peuvent être effectués une fois l'exosquelette porté.

Le Laevo Flex est un dispositif récent (disponible depuis 2022) et n'avait donc pas fait l'objet d'études approfondies au moment de ce choix. Cependant, si l'on considère ses versions précédentes (notamment Laevo V2.4 et V2.5), il s'agit de l'exosquelette le plus étudié dans la littérature (Ashta & al., 2023). Lors de mouvements de flexion du tronc, le Laevo a permis de réduire l'activité des recteurs du rachis de 11 à 57 % (Madinei et al., 2020b; Koopman et al., 2019; Bosch et al., 2016), a réduit l'inconfort perçu par les utilisateurs (Bosch et al., 2016; Baltrusch et al., 2018) et a diminué les moments L5/S1 de 15 à 20 % (Koopman & al., 2019). Lors de tâches de port de charges, le port du Laevo a réduit l'activité des érecteurs du rachis de 12 à 16 % (Alemi et al., 2020; Luger et al., 2021). Récemment, Refai et al. (2024) ont comparé différents exosquelettes, dont le Laevo FLEX, lors de

tâches de fabrication mécanique comprenant à la fois des tâches statiques et dynamiques. Globalement, le Laevo FLEX a montré le meilleur équilibre entre la réduction de l'activité musculaire des ES (jusqu'à 39 %), la diminution de l'effort perçu et le confort général. En revanche, un aspect négatif a été mis en évidence pour le Laevo V2.5 et ses versions précédentes : un inconfort au niveau du torse, causé par le plastron rigide qui transfère la force vers le torse (Amandels & al., 2019; Bosch & al., 2016; Madinei & al., 2020a). Le gilet du Laevo FLEX, remplaçant ce plastron, semble plus confortable et pourrait donc limiter cette gêne.

D'après l'entreprise Laevo, le Laevo FLEX fournit un couple jusqu'à deux fois plus important en phase de flexion et trois fois plus en extension que le Laevo V2.5. Il est constitué de plusieurs pièces (pads, tiges, plastron) de tailles différentes, sélectionnées en fonction de la morphologie de l'utilisateur et assemblées avant le port du dispositif. L'angle tronc-cuisse à partir duquel l'assistance démarre peut être ajusté par une modification de l'angle entre les tiges des pads et celles reliées au gilet. La marche est possible, mais plus ou moins contrainte selon ce réglage. Bien que le dispositif ne propose pas de mode « débrayage », il est possible de mettre les pads des cuisses sur le côté, par exemple pour s'asseoir.

2.3.3 Exosquelettes passifs textiles

Les exosquelettes souples sont généralement plus légers, moins encombrants et pourraient permettre plus de liberté de mouvement et de confort que les exosquelettes rigides (Toxiri et al., 2019). Certains modèles, constitués de bandes élastiques situées contre le corps de l'utilisateur, pourraient être portées sous les vêtements de travail des utilisateurs. Cependant, les exosquelettes textiles ont pour l'instant été relativement peu développés et étudiés (Kermavnar et al., 2021; Schwartz et al., 2021; Toxiri et al., 2019).

Les deux exosquelettes textiles retenus sont le CORFOR V5 (SIDECT, France) et le BionicBack (hTRIUS, Allemagne). Ils fournissent une assistance au moyen de bandes élastiques positionnées sur le dos et la face postérieure des cuisses. La flexion du tronc par l'utilisateur contraint les bandes élastiques, qui stockent de l'énergie et participent au soutien des efforts lombaires.

D'après les études menées sur le CORFOR (versions antérieures), son utilisation a permis de réduire l'activité musculaire des ES d'environ 7 % durant des tâches de manutention en laboratoire (Schwartz et al., 2021) et sur le terrain (Thevenot et al., 2025). Il s'agit en outre du dispositif le moins cher et le plus léger parmi ceux présentés dans le Tableau 8. Il est toutefois peu réglable et est disponible en six tailles (couvrant des utilisateurs mesurant entre 157 et 200 cm). Par ailleurs, plusieurs

autres travaux de recherche menés au sein du laboratoire DevAH ont déjà porté sur ce dispositif, notamment sur la familiarisation au dispositif (Favennec, Frère, et al., 2024), ou encore son intégration à un modèle musculo-squelettique (Favennec, Moissenet, et al., 2024). Cette continuité scientifique constitue un intérêt supplémentaire pour l'étude du CORFOR dans le cadre du présent projet et ouvre des perspectives pour des analyses complémentaires.

Le BionicBack a également été testé lors d'une tâche de manutention, par Reimeir et al. (2023). Ils ont observé une réduction significative d'environ 20 % de l'activité des muscles ES pendant le levage et le dépôt de la boîte. Cet exosquelette se distingue par une conception particulière, que l'on peut qualifier de semi-rigide. L'assistance provient également uniquement de l'étirement de bandes élastiques, mais l'exosquelette comprend une structure dorsale flexible, portée à l'aide de bretelles et d'une ceinture. Au bas de celle-ci sont fixés les élastiques, qui s'accrochent aux cuisses. La tension des élastiques est réglable et peut être désengagée. Il n'existe qu'en une seule taille, ajustable.

Bien que ces quatre exosquelettes aient montré des bénéfices, en particulier sur la réduction de l'activité des érecteurs du rachis, les résultats pourraient être différents dans d'autres contextes d'étude. En effet, comme détaillé dans le cadre théorique, les effets des exosquelettes varient fortement selon le contexte, dépendant notamment des caractéristiques des tâches réalisées. Par exemple, pour certains des dispositifs sélectionnés, des résultats contrastés ont été rapportés. Ainsi, Schwartz et al. (2023) n'ont pas observé de réduction significative de l'activité neuromusculaire des ES avec le BackX durant différentes tâches expérimentales incluant une tâche statique tronc fléchi et des tâches dynamiques symétriques et asymétriques, toutes avec 15 kg. De même, le Laevo V2.4 n'avait pas montré de réduction significative sur l'activité des érecteurs du rachis et du biceps fémoral durant diverses tâches en ateliers (Amandels et al., 2019). Ces résultats soulignent l'importance d'évaluer ces dispositifs dans des tâches spécifiques à notre cas d'étude.

Chapitre 3 - Etude en laboratoire

Effets biomécaniques d'exosquelettes passifs textiles et rigides pour le dos lors de tâches de port de charges et de flexion statique du tronc dans l'industrie aéronautique.

Article publié dans la revue *Wearable Technologies.*

Albouy T, Mornieux G, Chin E, Zare M. Biomechanical effects of soft and rigid passive back occupational exoskeletons during load-carrying and static trunk bending tasks in the aeronautics industry. *Wearable Technologies*. 2025;6:e50. doi:10.1017/wtc.2025.10029

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

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

- **T. ALBOUY**, G. MORNIEUX, E. CHIN, M. ZARE. (2024). Influence of passive exoskeletons on lumbar loads during a static trunk bending task specific to the aeronautics industry. *AHFE Book of abstract, 15th International Conference*. (Poster)

- **T. ALBOUY**, G. MORNIEUX, E. CHIN, M. ZARE. (2024). Influence of passive exoskeletons on lumbar loads during a static trunk bending task specific to the aeronautics industry. *Journée scientifique de l'école doctorale BioSE*. (Poster)

Les résumés et le poster sont présentes en annexe (section 1.2).

1 Introduction

1.1 Contexte et motivation

Dans l'industrie aéronautique, les tâches impliquant la manutention, l'entretien et la réparation présentent un risque particulièrement élevé de troubles musculosquelettiques, notamment de lombalgies (Asadi et al., 2019). Le développement de la lombalgie est associé à des facteurs de risque liés au travail, notamment le port de charges et le maintien de postures inconfortables telles que la flexion du tronc (da Costa & Vieira, 2010). Des études menées dans les secteurs de la « maintenance, réparation et révision des avions » et de « l'assemblage des avions » confirment que le bas du dos est la région du corps la plus touchée par la douleur et l'inconfort, avec des taux de prévalence sur 12 mois de 30 % à 45 % et des taux sur 7 jours de 16 % à 27 % (Asadi et al., 2019; Menegon & Fischer, 2012; Nogueira et al., 2012). En outre, d'après Asadi et al. (2019), 57 % des tâches observées dans le secteur aéronautique était classées comme présentant un risque élevé de troubles musculosquelettique, sur la base d'une analyse posturale. Au-delà de son impact sur la qualité de vie des travailleurs, la lombalgie est l'une des principales causes d'absentéisme et de perte de productivité au travail, ce qui affecte les performances industrielles (EU-OSHA, 2019; Fan & Straube, 2016).

Trouver des solutions pour réduire la charge de travail physique dans les tâches ne pouvant être robotisées, car exigeant un haut niveau d'observation, de flexibilité et de prise de décision, telles que celles rencontrées dans l'industrie aéronautique, reste un défi important. De plus, comme évoqué dans le cadre théorique (section 2.4), les mesures préventives sont parfois inefficaces, certaines tâches étant intrinsèquement difficiles à modifier en raison de leur complexité et des contraintes opérationnelles (De Looze et al., 2016; Govaerts et al., 2024). L'une des stratégies préventives pour faire face aux risques de lombalgie, ayant suscité un intérêt croissant avec les récentes avancées technologiques, est l'utilisation d'exosquelettes passifs. Tel que présenté dans le cadre théorique (section 3.1), ces dispositifs d'assistance non motorisés sont généralement classés en deux catégories : les modèles textiles et les modèles rigides. Les exosquelettes textiles sont légers, flexibles et composés de matériaux élastiques et de sangles. En revanche, les exosquelettes rigides intègrent des structures métalliques ou composites et des mécanismes à ressort ou des éléments de torsion agissant comme des extenseurs de la hanche et du tronc (Refai et al., 2024; Schwartz et al., 2021; Toxiri et al., 2019). Les exosquelettes passifs de dos visent donc à stocker et à libérer de l'énergie pendant la flexion et l'extension, et ont montré des avantages potentiels tant dans les activités de levage dynamique que dans les postures statiques prolongées (De Looze et al., 2016; Kermavnar et al., 2021; Theurel & Desbrosses, 2019).

Une revue systématique réalisée par Kermavnar et al. (2021) a montré que les exosquelettes passifs de dos réduisaient l'activité neuromusculaire des muscles érecteurs du rachis d'environ 18 % (intervalle : 6-35 %) pendant le levage et de 36 % (intervalle : 14-61 %) pendant la flexion statique. Ils ont également signalé une réduction de l'activité des muscles extenseurs de la hanche, en particulier du biceps fémoral, d'environ 16 % pendant le levage et de 22 % pendant la flexion statique. Comme détaillé dans la section 2.3 du chapitre 2, les exosquelettes rigides BackX et Laevo FLEX, ainsi que les textiles CORFOR et BionicBack, ont montré des résultats prometteurs.

1.2 Limites actuelles et lacunes dans la littérature

Comme mis en évidence dans le chapitre 1 (section 3.3.1), les bénéfices des exosquelettes de dos varient d'une étude à l'autre, principalement en raison de différences dans les caractéristiques des tâches et des exosquelettes (Schwartz et al., 2023; Theurel & Desbrosses, 2019). En outre, des effets négatifs peuvent apparaître, tels que de l'inconfort (Alemi et al., 2020; Amandels et al., 2019; Bosch et al., 2016), la sur-sollicitation des muscles antagonistes (Baltrusch et al., 2019; Koopman et al., 2019; Alemi et al., 2020) ou des modifications de la cinématique de l'utilisateur (Baltrusch et al., 2019; Bosch et al., 2016; Luger et al., 2021).

Il est donc essentiel de tester les performances des exosquelettes dans des conditions reproduisant fidèlement les situations réelles afin de comprendre leur impact et valider leur adéquation à la tâche. Theurel & Desbrosses (2019) soulignent la nécessité d'étendre les recherches au-delà des tâches conventionnelles de flexion/extension du tronc, car les études antérieures ne reflètent pas pleinement la complexité et la variabilité des environnements de travail industriels réels. Des études menées dans des conditions réelles ou dans des conditions contrôlées et pertinentes pour la tâche sont nécessaires pour mieux comprendre les effets des exosquelettes sur les travailleurs du secteur aéronautique.

À notre connaissance, aucune étude n'a jusqu'à présent examiné l'impact de l'utilisation d'exosquelettes de dos lors de tâches dans le domaine de l'aéronautique. Afin de combler cette lacune, la présente étude vise à évaluer les effets biomécaniques de quatre exosquelettes dorsaux passifs (incluant des modèles textiles et rigides) lors de tâches de polissage simulées en laboratoire. Nous avons émis l'hypothèse que les exosquelettes réduiraient l'activité neuromusculaire des muscles érecteurs du rachis, diminueraient l’inconfort perçu au dos et n'auraient pas d'effets indésirables (sur-sollicitation musculaire, modifications de la cinématique du tronc, des hanches et des genoux, augmentation de l’inconfort perçu).

2 Matériel et méthodes

2.1 Participants

Dix-neuf sujets masculins (25 ± 7 ans, 180 ± 6 cm et 76 ± 10 kg) ont été recrutés pour cette étude. La taille de l'échantillon a été estimée à partir d'une analyse de puissance utilisant la taille d'effet rapporté pour l'activité neuromusculaire des ES en réponse à l'utilisation de l'exosquelette CORFOR (Schwartz et al., 2021), probablement le dispositif d'assistance le moins performant, pour un risque alpha de 0,05 et une puissance statistique de 80 %.

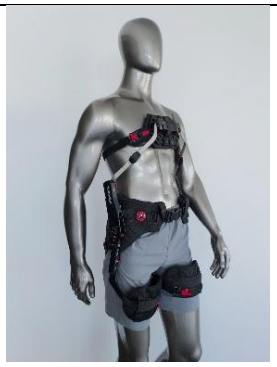
Tous les participants pratiquaient une activité physique modérée au moins deux fois par semaine et aucun ne présentait de trouble musculosquelettique antérieur ou actuel. L'étude n'incluait que des hommes afin d'éliminer les effets potentiels liés au sexe (Alemi et al., 2020; Schwartz et al., 2021) et de garantir un échantillon représentatif de la population cible, qui, dans ce domaine aéronautique spécifique, est très majoritairement masculine. Les participants étaient des étudiants et des personnels universitaires, et donc pas des professionnels de l'aéronautique. Ils n'étaient pas non plus familiers avec les exosquelettes.

Afin de minimiser le risque de fatigue neuromusculaire, il a été demandé aux participants d'éviter toute activité physique intense pendant au moins 48 heures avant l'expérience. L'approbation éthique a été accordée par le Comité d'éthique de la recherche (CERUBFC-2023-10-05-043) et tous les participants ont fourni un consentement éclairé écrit avant leur participation.

2.2 Exosquelettes

Quatre exosquelettes passifs de dos (Tableau 9) ont été utilisés dans cette étude, sélectionnés sur la base de la revue de la littérature relative à ces dispositifs, de leurs caractéristiques (prix, masse, tailles, réglages…) et de leur disponibilité.

Tableau 9. Caractéristiques des quatre exosquelettes testés dans cette étude.

Modèle d'exosquelette Fabricant Lien web	**CORFOR V5** SIDECT www.corfor.fr	**BionicBack** hTRIUS www.htrius.com	**BackX** SuitX, Ottobock www.suitx.com	**Laevo FLEX** Laevo www.laevo-exoskeletons.com
Image				
Type de mécanisme	Passif Textile	Passif Textile, partiellement rigide	Passif Rigide	Passif Rigide
Mécanisme fonctionnel	Bandes élastiques le long de l'arrière du corps	Bandes élastiques reliant la structure dorsale rigide aux interfaces inférieures	Liaison pivot au niveau de la hanche, où un couple est généré par un ressort à gaz	Liaison pivot au niveau de la hanche, où un couple est généré par un ressort à gaz
Interfaces	- Bretelles - Sangles sous les genoux	- Bretelles - Sangles aux cuisses	- Support thoracique - Supports incurvés au niveau des cuisses	- Veste textile - Supports incurvés au niveau des cuisses
Masse	160 g	1,18 kg	3,2 kg	2,5–4 kg
Débrayage possible	Non	Oui, manuel	Oui, manuel	Pas de réel débrayage mais possibilité de mettre les supports des cuisses sur le côté
Tailles / Réglages	6 tailles	Une taille adjustable	Une taille adjustable	Taille unique avec éléments interchangeables de différentes tailles
Prix public indicatif	135 €	2800 €	5900 €	5400 €

2.2.1 Exosquelettes rigides

Deux exosquelettes passifs rigides ont été testés dans cette étude : le BackX (modèle 20ES90=1, SuitX par Ottobock, Allemagne) et le Laevo FLEX (Laevo, Pays-Bas). Ces dispositifs génèrent un couple d'assistance autour de leur articulation principale, alignée avec le grand trochanter de l'utilisateur. Le soutien est transmis par des interfaces incurvées aux cuisses reliées à un mécanisme de pivot au niveau de la hanche, où le couple est généré par un système de ressorts à gaz. Le BackX transmet les forces au haut du corps au moyen d'un plastron thoracique rigide, tandis que le Laevo FLEX utilise un gilet textile.

2.2.2 Exosquelettes textiles

Le BionicBack (hTRIUS, Allemagne) et le CORFOR V5 (SIDECT, France) fournissent une assistance au moyen de bandes élastiques positionnées sur le dos et la face postérieure des cuisses. La flexion du tronc par l'utilisateur contraint les bandes élastiques, qui stockent de l'énergie et participent au soutien des efforts lombaires. Les exosquelettes textiles présentent l'avantage d'être légers, compacts et moins coûteux, ce qui pourrait faciliter leur déploiement en entreprise.

2.3 Procédure

Après un échauffement de 10 minutes des muscles du tronc et des membres inférieurs, les participants ont effectué des contractions maximales volontaires isométriques (MVC) et se sont familiarisés avec les tâches expérimentales.

Les participants ont ensuite effectué chacune des quatre tâches une fois, dans chacune des cinq conditions expérimentales : avec les quatre exosquelettes (« Corfor », « BionicBack », « BackX », « Laevo ») et sans exosquelette (« Sans exo »). L'ordre des conditions était randomisé. Une période de familiarisation de 5 minutes était prévue avec chaque exosquelette, durant laquelle les participants marchaient, effectuaient des flexions/extensions de type « stoop » et « squat », des rotations et des inclinaisons du tronc, et effectuaient de brefs essais des tâches expérimentales. Tous les exosquelettes ont été ajustés à la morphologie de chaque participant, conformément aux recommandations des fabricants. L'assistance de l'exosquelette BackX était réglée sur le niveau « high », en mode « Instant » pour les tâches statiques et en mode « Standard » pour les tâches de levage. Le mode « Instant » fournit un couple d'assistance dès que l'utilisateur se penche en avant, tandis qu'en mode « Standard », le couple est fourni lorsque la flexion du tronc atteint environ 35° (Madinei et al., 2022). Le Laevo FLEX a été utilisé avec le ressort à gaz « medium ».

Les quatre tâches décrites ci-dessous ont été réalisées dans le même ordre dans chaque condition. Une pause d'une minute a été accordée aux sujets entre chaque tâche et de dix minutes entre chaque condition.

2.4 Tâches expérimentales

L'ajustage consiste à nettoyer, polir, contrôler visuellement et retoucher manuellement la forme et les dimensions de pièces aéronautiques après usinage. Ces activités restent majoritairement manuelles en raison de leur forte valeur ajoutée, exigeant précision, adaptabilité gestuelle, vision humaine et prise de décision. L'amélioration des outils et des postes de travail semble avoir atteint ses limites, mais des postures contraignantes pour le dos persistent et des lombalgies sont fréquemment rapportées. Une analyse ergonomique complète du poste a montré que l'ajustage nécessite de nombreuses flexions du tronc prolongées ou répétées à différents angles, ainsi que du port de charges occasionnel, ce qui en fait un cas d'étude pertinent. Pour la présente étude, quatre tâches ont été sélectionnées afin de représenter la diversité des activités des opérateurs.

2.4.1 Tâche 1 : Contrôle visuel intérieur (INSPEC)

Les participants devaient observer des marques à l'intérieur d'un tube à l'aide d'une canne munie d'une lampe (156 cm, 500 g), pendant 40 secondes. Le tube était à 93 cm du sol. Les participants réalisaient la tâche debout, le tronc fléchi (la flexion des genoux était libre), en fixant du regard des marques au milieu du tube. La canne ne touchait pas le tube (Figure 30).

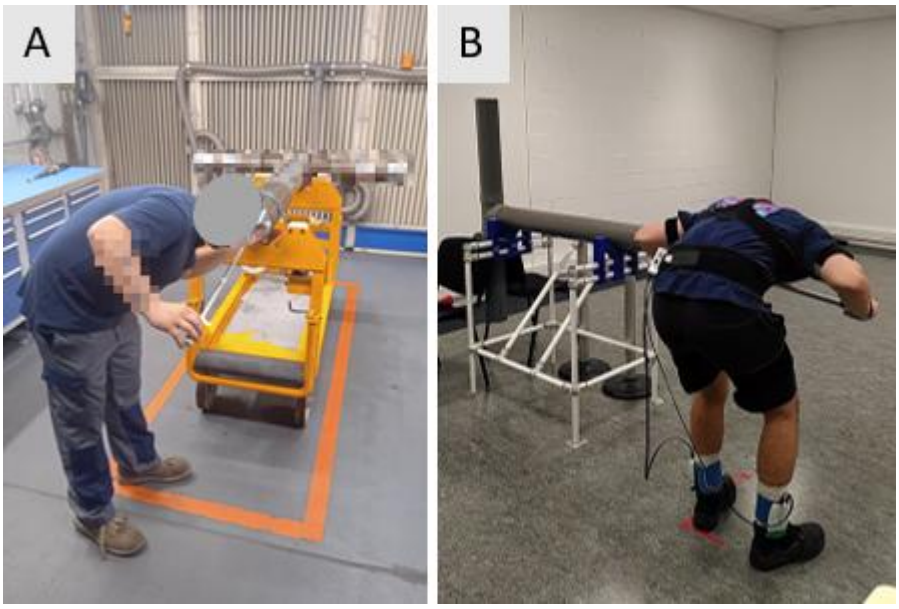


Figure 30. Tâche INSPEC en situation écologique (A) et en laboratoire (B).

2.4.2 Tâche 2 : Polissage extérieur (POLI)

Le sujet utilisait une meuleuse factice équipée d'un capteur de force et de trois voyants lumineux (DEL), indiquant la pression exercée : vert pour faible, jaune pour moyenne et rouge pour forte. La consigne était d'appliquer une pression pendant trois secondes sur chacun des dix autocollants placés le long du tube (4 verts, 4 jaunes et 2 rouges), chacun indiquant le niveau de pression requis. Les participants pouvaient s'appuyer contre le tube, comme en condition réelle. L'ensemble de la tâche durait 2 minutes (Figure 31).

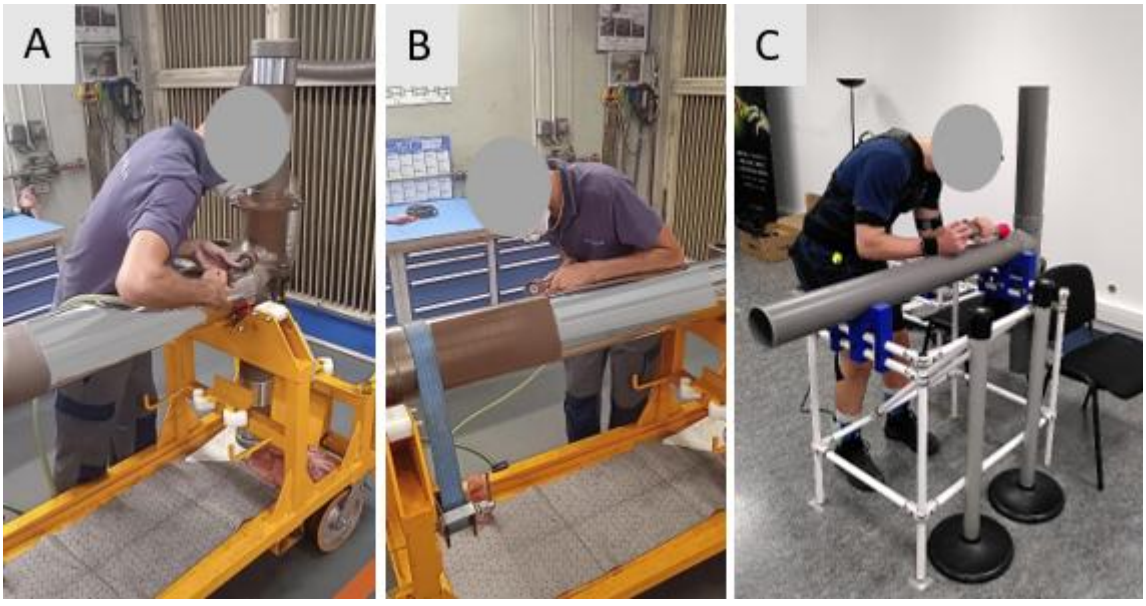


Figure 31. Tâche POLI en situation écologique (A et B) et en laboratoire (C).

2.4.3 Tâches 3 et 4 : Port de charge de 13 kg (LIFT-13) et 21 kg (LIFT-21)

Ces tâches consistaient à manipuler une charge asymétrique représentant un train d'atterrissage. La pièce mesurait 110 cm de long, 8 cm de diamètre et pesait 13 kg lors de la tâche 3 et 21 kg lors de la tâche 4. Le sujet devait soulever la pièce depuis un support horizontal situé à 33 cm du sol et la placer sur un chariot placé à une hauteur de 106 cm. Ce mouvement nécessitait une rotation d'un quart de tour et quelques pas. Le participant récupérait ensuite la pièce du chariot et la reposait sur son support initial. Ces actions comptaient pour un cycle, et cinq cycles consécutifs étaient effectués. La technique de levage était libre. La hauteur du bâti au niveau du tibia était de 38 cm, ce qui limitait la flexion du genou pendant les tâches (Figure 32).

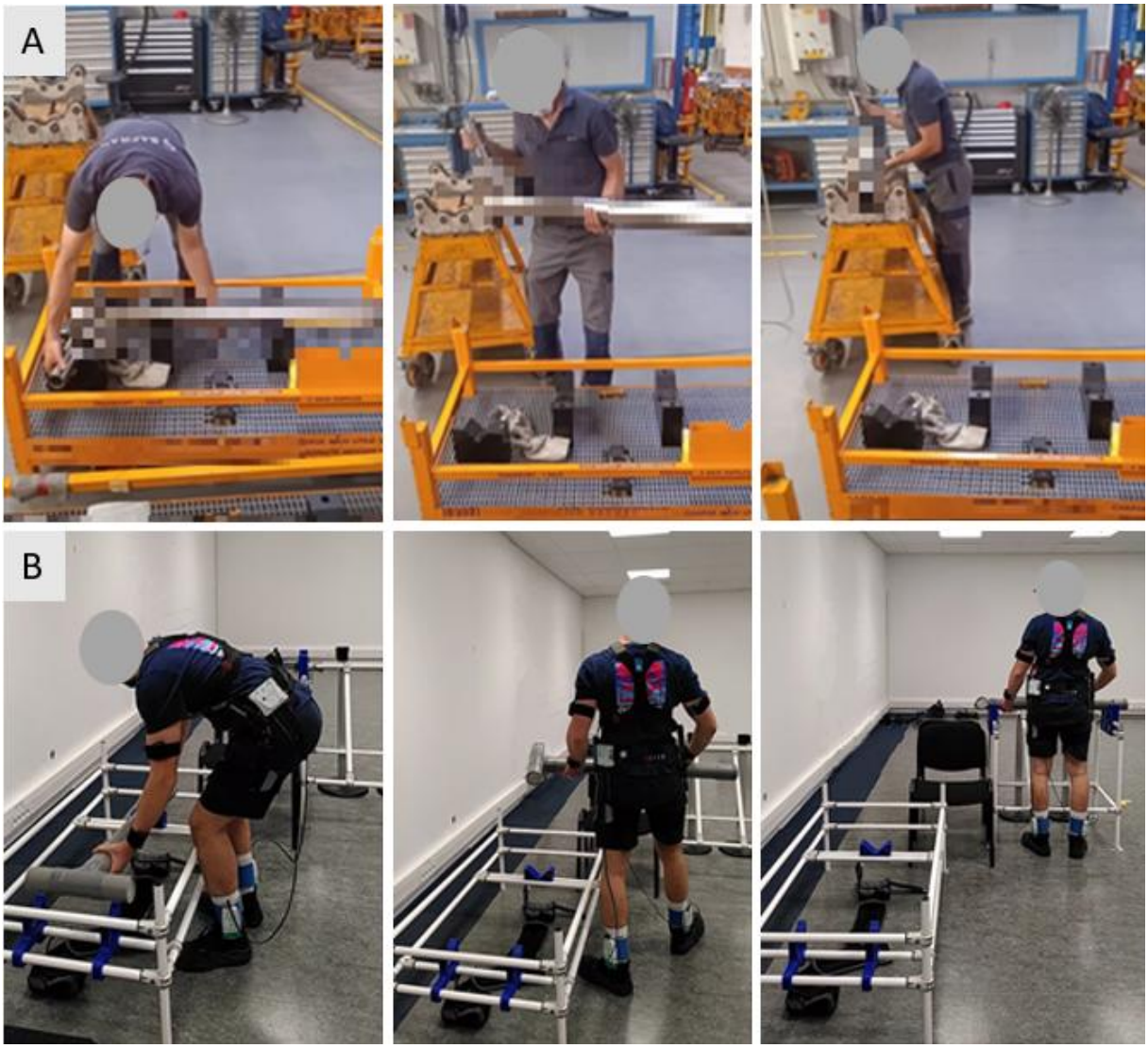


Figure 32 : Tâche LIFT en situation écologique (A) et en laboratoire (B).

2.5 Acquisition et analyse des données

2.5.1 Électromyographie

L'activité neuromusculaire a été enregistrée à l'aide du système d'électromyographie de surface TEA CAPTIV T-SENS (TEA Ergo, Nancy, France). Les signaux EMG ont été mesurés bilatéralement pour cinq muscles du tronc et des jambes : biceps fémoral (BF), érecteurs spinaux thoraciques (EST) au niveau de la vertèbre T8, érecteurs spinaux lombaires (ESL) au niveau de la vertèbre L3, oblique externe (OE) et droit de l'abdomen (RA). Le terme « érecteurs spinaux » (ES) englobe à la fois les ESL et les EST.

Au début de l'expérience, les participants effectuaient deux séries de contractions volontaires maximales isométriques (MVC) contre résistance manuelle de l'expérimentateur, séparées par 2 minutes de récupération. Une série comprenait des MVC de tous les muscles successivement, espacées d'au moins 30 secondes de repos. Pour chaque essai, la valeur RMS (Root Mean Square) a été calculée sur des périodes successives de fenêtres glissantes de 100 ms à l'aide d'un script personnalisé dans MATLAB (version R2023a, The MathWorks Inc, États-Unis). La valeur RMS la plus élevée de chaque muscle a servi de valeur de référence. Pour les quatre tâches, la valeur RMS de l'essai a été calculée. Les valeurs RMS ont été exprimées en pourcentage de la valeur de référence (%MVC). Les résultats pour les muscles gauche et droit ont été moyennés dans les résultats présentés ci-dessous. Afin d'éviter toute perturbation du mouvement liée au début ou à la fin des tâches statiques, les 5 premières et dernières secondes ont été retirées de l'analyse.

2.5.2 Inconfort perçu

L'inconfort perçu au niveau des membres inférieurs, du torse et du dos a été évalué à l'aide de l'échelle Borg CR10 (Borg, 1982; Kim et al., 2018; Rashedi et al., 2014) (Figure 33). Après chaque tâche, les participants devaient évaluer leur inconfort perçu dans chacune de ces trois zones corporelles.

Echelle de Borg CR10 – Inconfort perçu

0	Rien
0,5	Très très faible
1	Très faible
2	Faible
3	Modéré
4	Plutôt élevé
5	Elevé
6	
7	Très élevé
8	
9	
10	Très très élevé
.	Maximal

Figure 33. Echelle de Borg CR10 (Borg, 1982).

2.5.3 Cinématique

L'analyse cinématique a été effectuée à l'aide d'un système d'unités de mesure inertielle (IMU) disponible sur le marché (TEA CAPTIV T-SENS Motion, TEA Ergo, Nancy, France). Onze IMU (masse : 32 g ; dimensions : 60 × 35 × 15 mm) ont été disposées selon la configuration suivante : tête, bras, avant-bras, sternum, pelvis, cuisses et jambes. Les signaux des capteurs ont été échantillonnés à 128 Hz et synchronisés avec les données EMG. Le système offrait une précision de mesure de 2° pour les angles de lacet et de tangage, et de 0,5° pour le roulis. Il enregistrait l'accélération triaxiale (±156,96 $m \cdot s^{-2}$), la vitesse angulaire (±34,9 $rad \cdot s^{-1}$), l'intensité du champ magnétique (±0,25 µT) ainsi que l'orientation spatiale. Les capteurs ont été positionnés conformément aux recommandations du fabricant et la calibration préconisée a été effectuée avant chaque nouvelle condition expérimentale.

Le traitement des données angulaires a été réalisé avec le logiciel CAPTIV version L7000 (TEA, France), qui utilise la méthode du filtre de Kalman étendu pour affiner le signal. Le post-traitement des données a été réalisé sous MATLAB. Pour les quatre tâches, l'angle moyen a été calculé sur l'ensemble de l'acquisition, pour le tronc, les hanches et les genoux. Pour les tâches LIFT, l'amplitude de mouvement (ROM) a également été calculée pour ces mêmes articulations. Les valeurs d'angle moyen et d'amplitude de mouvement (ROM) des genoux et hanches droits et gauches ont été moyennées bilatéralement.

2.6 Analyse statistique

Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel JASP (version 0.16.1.0). La vérification des hypothèses *a priori* de l'ANOVA à mesures répétées a mis en évidence des violations de la normalité (test de Shapiro-Wilk) et de la sphéricité (test de Mauchly) pour certaines variables d'EMG, de cinématique et d'inconfort perçu. Ces conditions n'étant pas systématiquement satisfaites, les analyses ont été conduites à l'aide du test non paramétrique de Friedman. Le seuil de significativité a été fixé à 5 % ($p < 0,05$). En cas de différences significatives, des comparaisons post-hoc par paires ont été effectuées à l'aide du test de Conover, avec ajustement des valeurs de p selon la correction de Bonferroni pour tenir compte des comparaisons multiples. Les résultats sont présentés sous forme de médiane (IQR), l'IQR représentant l'intervalle interquartile.

3 Résultats

3.1 Électromyographie

L'activité neuromusculaire abdominale, c'est-à-dire des muscles grands droits et obliques externes, n'a été significativement affectée par aucune condition avec exosquelette au cours des quatre tâches.

L'ANOVA à mesures répétées a révélé un effet principal significatif de l'exosquelette sur l'activité des ESL ($p < 0,001$), du EST ($p = 0,019$) et du BF ($p < 0,001$) pendant la tâche INSPEC. Comparé à l'exercice « sans exosquelette », Corfor a significativement réduit l'activité neuromusculaire des ESL de 18 % (Figure 34). Le test de Conover a également montré une différence significative entre BionicBack et Corfor ($p < 0,001$) et entre BionicBack et Laevo ($p = 0,014$). Par rapport à la condition « Sans exo », Laevo a eu tendance à réduire l'activité des ESL de 10 %, tandis que BionicBack a eu tendance à l'augmenter de 11 %. Le test de Conover n'a pas montré de différence significative sur les EST après correction de Bonferroni. L'activité des BF a été significativement réduite avec les 4 exosquelettes (entre 12 et 17 % selon l'exosquelette).

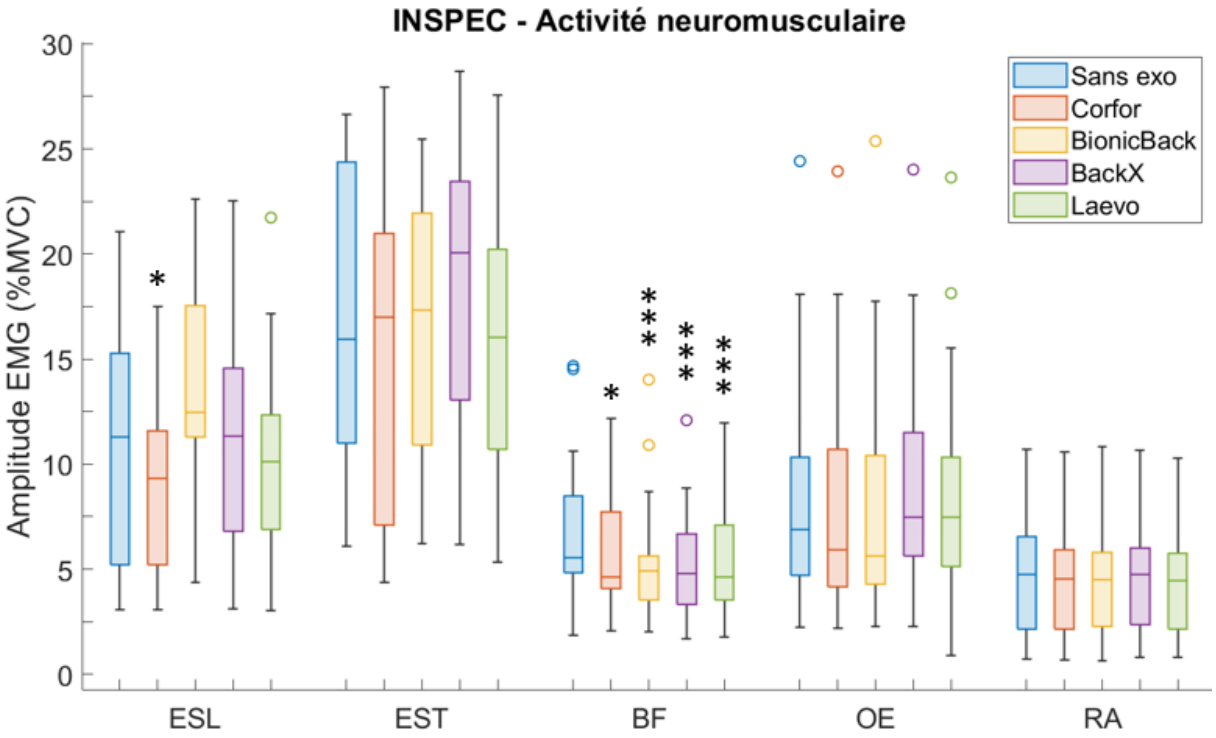


Figure 34. Amplitude EMG (%MVC) des muscles érecteurs spinaux lombaires (ESL), érecteurs spinaux thoraciques (EST), biceps fémoral (BF), oblique externe (OE) et droit de l'abdomen (RA), sans exosquelette (bleu), avec Corfor (rouge), BionicBack (jaune), BackX (violet) et Laevo (vert), pour la tâche INSPEC. Dans le diagramme en boîte, la ligne centrale représente la médiane (barre horizontale colorée), les bords de la boîte correspondent aux 25e et 75e percentiles, les moustaches s'étendent jusqu'aux valeurs extrêmes ne constituant pas des valeurs aberrantes, et les valeurs aberrantes (o) sont représentées individuellement. Les astérisques indiquent une différence significative par rapport à la condition « sans exosquelette » (: p < 0,05 ; ** : p < 0,01 ; *** : p < 0,001).*

L'analyse statistique a rapporté un effet principal significatif de l'exosquelette sur l'activité des ESL ($p < 0,001$) et des BF ($p < 0,001$) pendant la tâche POLI. Seul Laevo a eu un impact significatif sur l'activité neuromusculaire par rapport à « Sans exo » : réduction de 8 % sur les ESL et les BF (Figure 35). De plus, l'activité des ESL avec Laevo était significativement plus faible qu'avec Corfor ($p = 0,004$) et BionicBack ($p < 0,001$), et celle avec BackX était significativement plus faible qu'avec BionicBack ($p = 0,020$). L'activité des BF avec Laevo était significativement plus faible qu'avec les trois autres exosquelettes : Corfor ($p = 0,032$), BionicBack ($p < 0,001$) et BackX ($p = 0,002$).

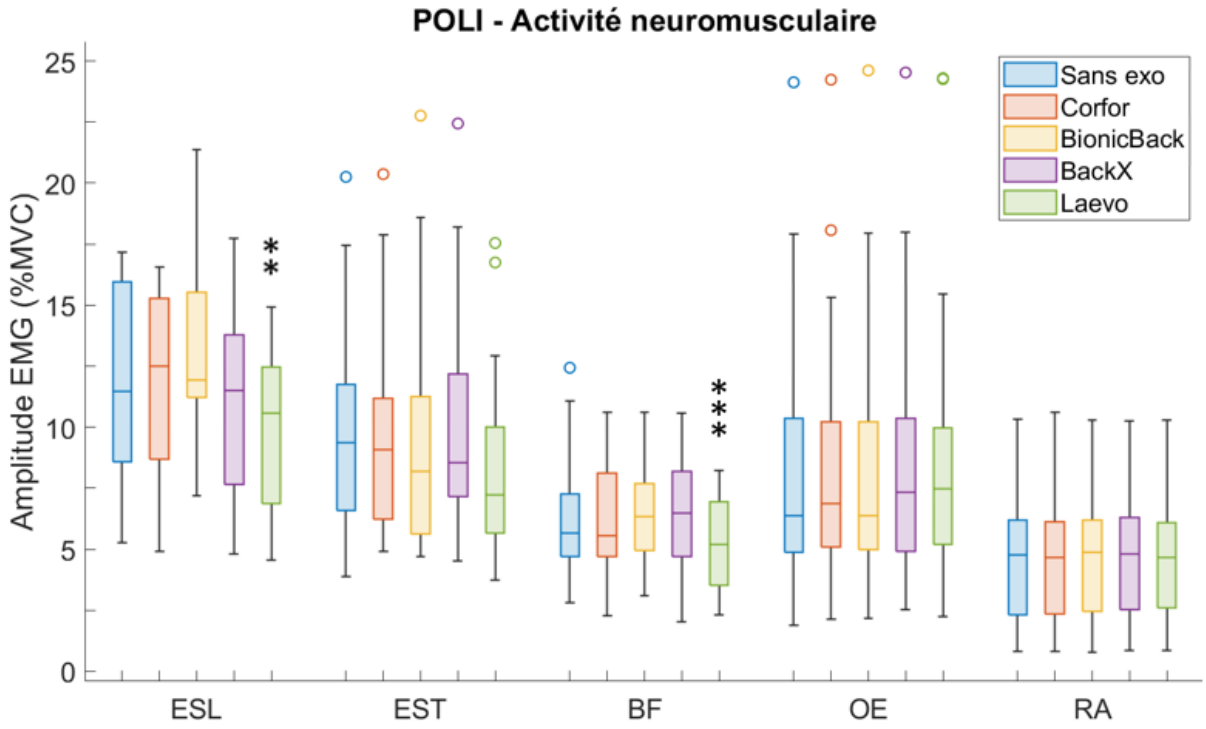


Figure 35. Amplitude EMG (%MVC) des muscles érecteurs spinaux lombaires (ESL), érecteurs spinaux thoraciques (EST), biceps fémoral (BF), oblique externe (OE) et droit de l'abdomen (RA), sans exosquelette (bleu), avec Corfor (rouge), BionicBack (jaune), BackX (violet) et Laevo (vert), pour la tâche POLI. Dans le diagramme en boîte, la ligne centrale représente la médiane (barre horizontale colorée), les bords de la boîte correspondent aux 25e et 75e percentiles, les moustaches s'étendent jusqu'aux valeurs extrêmes ne constituant pas des valeurs aberrantes, et les valeurs aberrantes (o) sont représentées individuellement. Les astérisques indiquent une différence significative par rapport à la condition « Sans exo » (: p < 0,05 ; ** : p < 0,01 ; *** : p < 0,001).*

Au cours de la tâche LIFT-13, seule l'activité du biceps fémoral a été significativement impactée par l'exosquelette (p = 0,004). Plus précisément, son activité a été significativement réduite de 10 % avec Laevo par rapport à la condition « Sans exo » (Figure 36). De plus, l'activité des BF avec Laevo a été réduite par rapport à BionicBack (p = 0,003) et BackX (p = 0,048). Aucun des quatre exosquelettes n'a entraîné de réduction significative de l'activité des ES. Une tendance à la réduction de l'activité des EST a été observée avec Corfor et Laevo, respectivement de 13 % et 15 %.

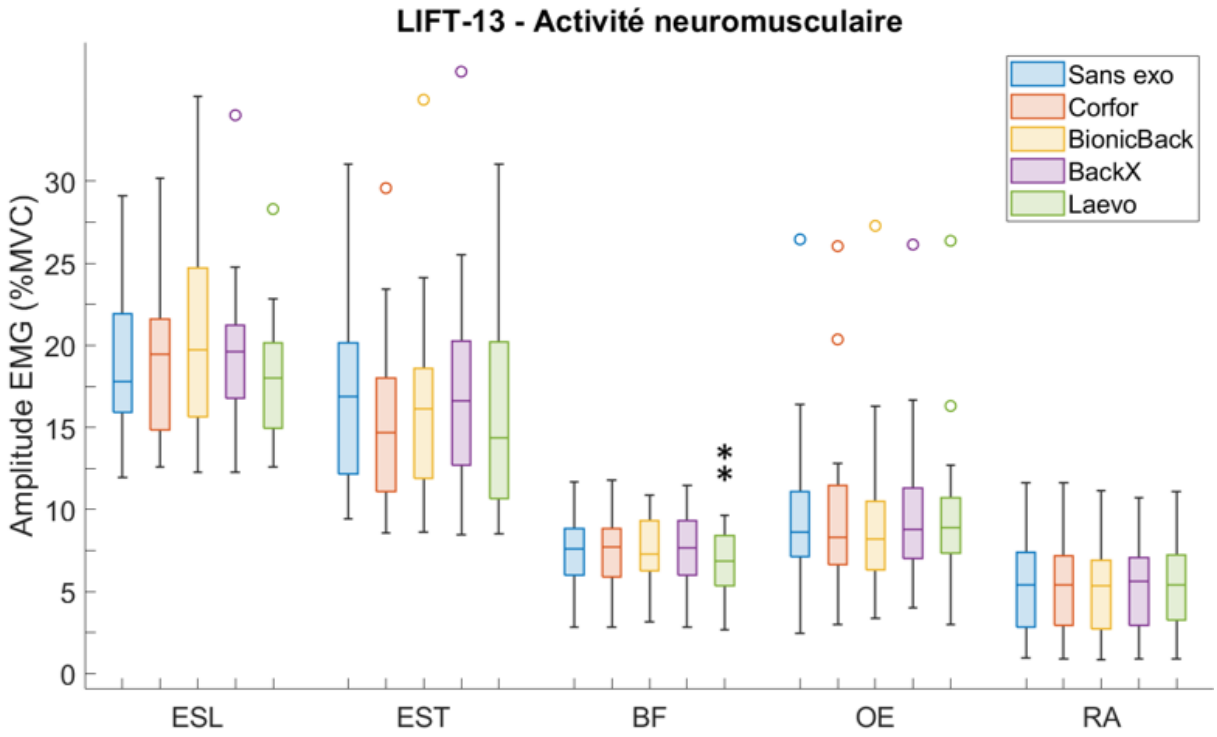


Figure 36. Amplitude EMG (%MVC) des muscles érecteurs spinaux lombaires (ESL), érecteurs spinaux thoraciques (EST), biceps fémoral (BF), oblique externe (OE) et droit de l'abdomen (RA), sans exosquelette (bleu), avec Corfor (rouge), BionicBack (jaune), BackX (violet) et Laevo (vert), pour la tâche LIFT-13. Dans le diagramme en boîte, la ligne centrale représente la médiane (barre horizontale colorée), les bords de la boîte correspondent aux 25e et 75e percentiles, les moustaches s'étendent jusqu'aux valeurs extrêmes ne constituant pas des valeurs aberrantes, et les valeurs aberrantes (o) sont représentées individuellement. Les astérisques indiquent une différence significative par rapport à la condition « Sans exo » (: p < 0,05 ; ** : p < 0,01 ; *** : p < 0,001).*

Enfin, au cours de la tâche LIFT-21, l'activité des EST et des BF était significativement réduite par l'exosquelette (p = 0,002 et p < 0,001, respectivement), tandis que l'activité neuromusculaire du ESL n'était pas significativement réduite par les exosquelettes, bien que les médianes soient inférieures de 7 à 12 % dans les 4 conditions (Figure 37). Corfor a significativement réduit l'activité des EST de 10 %. L'activité des EST était également significativement plus faible avec Corfor par rapport à BackX (p = 0,008). Par rapport à « Sans exo », l'activité des BF était significativement plus faible de 9 % avec Corfor et de 11 % avec Laevo. L'activité des BF était également plus faible dans ces deux conditions par rapport à BackX (p < 0,001).

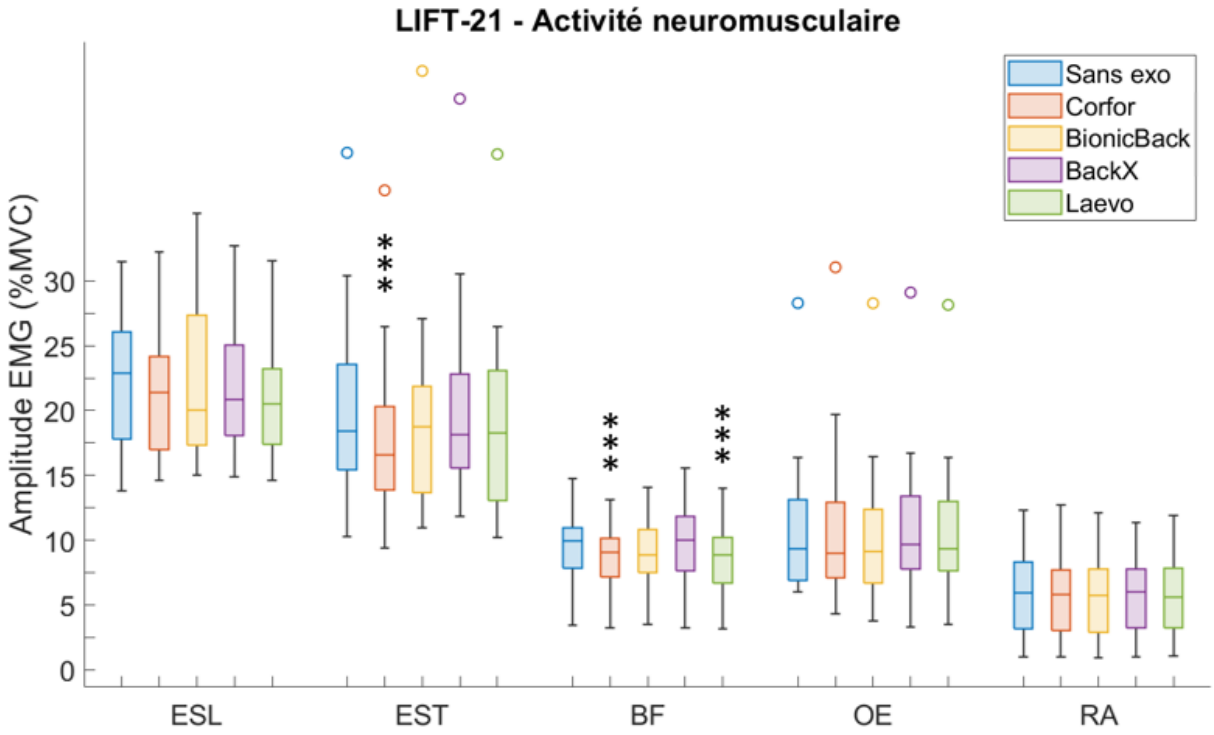


Figure 37. Amplitude EMG (%MVC) des muscles érecteurs spinaux lombaires (ESL), érecteurs spinaux thoraciques (EST), biceps fémoral (BF), oblique externe (OE) et droit de l'abdomen (RA), sans exosquelette (bleu), avec Corfor (rouge), BionicBack (jaune), BackX (violet) et Laevo (vert), pour la tâche LIFT-21. Dans le diagramme en boîte, la ligne centrale représente la médiane (barre horizontale colorée), les bords de la boîte correspondent aux 25e et 75e percentiles, les moustaches s'étendent jusqu'aux valeurs extrêmes ne constituant pas des valeurs aberrantes, et les valeurs aberrantes (o) sont représentées individuellement. Les astérisques indiquent une différence significative par rapport à la condition « Sans exo » (: p < 0,05 ; ** : p < 0,01 ; *** : p < 0,001).*

3.2 Inconfort

L'ANOVA à mesures répétées a révélé un effet significatif de l'exosquelette sur l'inconfort perçu au dos ($p < 0,001$) pendant les 4 tâches. En particulier, BackX et Laevo ont significativement réduit l'inconfort perçu au dos dans les 4 tâches (Figure 38). Les scores médians ont diminué de « modéré » à « faible » ou « très faible » pour les tâches INSPEC et POLI et de « modéré/ plutôt élevé » à « faible » et de « plutôt élevé » à « modéré » pour les tâches LIFT-13 et LIFT-21 respectivement. Malgré une diminution de l'inconfort perçu au dos avec le Corfor (« modéré » contre « faible » pendant INSPEC et « modéré / plutôt élevé » contre « modéré » pendant LIFT-13), ces valeurs n'ont pas atteint le seuil de significativité. L'inconfort perçu au dos était significativement plus faible avec BackX par rapport à BionicBack pendant INSPEC ($p < 0,001$) et avec BackX par rapport à Corfor pendant POLI ($p = 0,003$). Aucun effet significatif n'a été observé sur l'inconfort perçu au niveau des membres inférieurs et du torse.

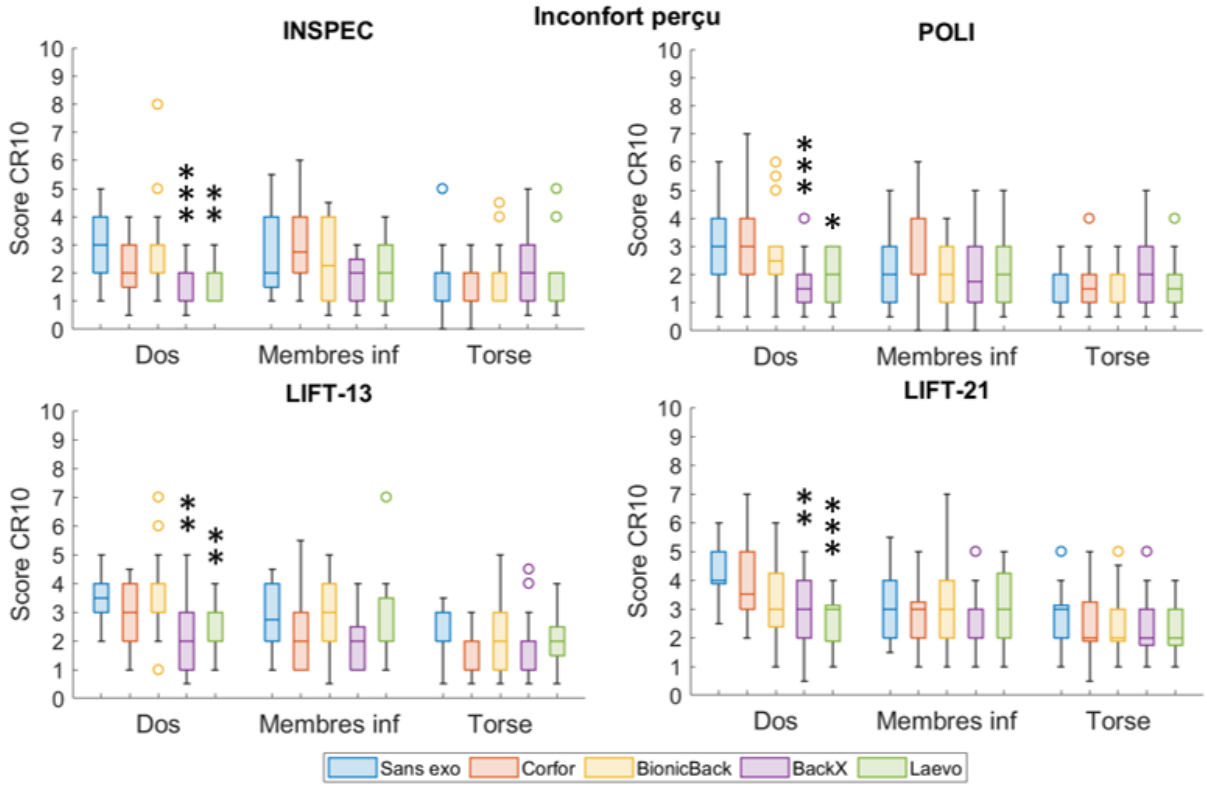


Figure 38. Scores d'inconfort (échelle de Borg CR10) pour le dos, les membres inférieurs et le tronc, sans exosquelette (bleu), avec Corfor (rouge), BionicBack (jaune), BackX (violet) et Laevo (vert), pour les quatre tâches. Dans le diagramme en boîte, la ligne centrale représente la médiane, les bords de la boîte correspondent aux 25ᵉ et 75ᵉ percentiles, les moustaches s'étendent jusqu'aux valeurs extrêmes ne constituant pas des valeurs aberrantes, et les valeurs aberrantes (o) sont représentées individuellement. Les astérisques indiquent une différence significative par rapport à la condition « sans exosquelette » (: p < 0,05 ; ** : p < 0,01 ; *** : p < 0,001).*

3.3 Cinématique

L'analyse statistique a montré un effet principal significatif de l'exosquelette sur la cinématique du tronc, des hanches et des genoux durant la tâche INSPEC ($p < 0,05$) et uniquement sur la cinématique du tronc et de la hanche durant la tâche POLI ($p < 0,001$). Comparés à la condition « Sans exo », Corfor, BackX et Laevo n'ont pas eu d'impact significatif sur l'angle moyen du tronc, des genoux et des hanches pendant les tâches INSPEC et POLI (Tableau 10). En revanche, BionicBack a significativement réduit l'angle de flexion du tronc et augmenté l'angle de flexion de la hanche (et la flexion du genou pendant l'INSPEC).

Tableau 10. Médiane (IQR) des angles moyens de flexion du tronc, des hanches et des genoux. Les astérisques indiquent une différence significative par rapport à la condition « sans exosquelette » (: p < 0,05 ; ** : p < 0,01 ; *** : p < 0,001).*

			Sans exo	Corfor	BionicBack	BackX	Laevo
INSPEC	Flexion du tronc	Angle moyen	66.6 *(15.6)*	56.2 *(27.0)*	44.7*** *(10.1)*	62.0 *(15.4)*	64.9 *(18.5)*
	Flexion des hanches	Angle moyen	50.5 *(9.7)*	51.7 *(15.0)*	71.7*** *(11.9)*	51.8 *(23.0)*	38.8 *(28.3)*
	Flexion des genoux	Angle moyen	22.1 *(13.3)*	25.4 *(13.4)*	30.4* *(24.6)*	21.6 *(10.0)*	22.3 *(21.1)*
POLI	Flexion du tronc	Angle moyen	42.3 *(23.7)*	33.3 *(18.1)*	28.5*** *(15.7)*	36.5 *(18.5)*	39.9 *(20.1)*
	Flexion des hanches	Angle moyen	14.5 *(15.1)*	13.3 *(14.8)*	27.4*** *(19.4)*	20.0 *(19.5)*	20.1 *(9.3)*
	Flexion des genoux	Angle moyen	8.7 *(9.7)*	10.5 *(7.4)*	8.6 *(10.5)*	9.7 *(6.7)*	10.8 *(15.4)*

L'exosquelette a également eu un effet significatif sur la cinématique du tronc, des hanches et des genoux pendant les tâches de levage (p < 0,05). La médiane de l'angle moyen du tronc dans les deux tâches de levage était plus faible avec les 4 exosquelettes. La réduction était significative pour Corfor, BionicBack et BackX dans LIFT-21 (Tableau 11). Dans les deux tâches de levage, BionicBack a significativement réduit l'angle moyen du tronc et l'amplitude de mouvement et augmenté l'angle moyen de la hanche.

Tableau 11. Médiane (IQR) de l'amplitude de mouvement (ROM) et de l'angle moyen du tronc, des hanches et des genoux. Les astérisques indiquent une différence significative par rapport à la condition « sans exosquelette » (: p < 0,05 ; ** : p < 0,01 ; *** : p < 0,001).*

			Sans exo	Corfor	BionicBack	BackX	Laevo
LIFT-13	Flexion du tronc	ROM	59.5 *(21.8)*	51.7 *(23.8)*	38.1** *(24.2)*	64.2 *(21.2)*	58.2 *(11.6)*
		Angle moyen	32.9 *(16.8)*	21.7 *(12.2)*	18.0*** *(14.0)*	23.7 *(13.9)*	25.5 *(9.0)*
	Flexion des hanches	ROM	97.6 *(19.5)*	95.4 *(18.6)*	102.0 *(13.7)*	86.9 *(22.4)*	85.2* *(16.5)*
		Angle moyen	21.3 *(12.1)*	23.9 *(12.3)*	30.5*** *(4.9)*	22.6 *(13.1)*	22.5 *(8.8)*
	Flexion des genoux	ROM	68.8 *(15.9)*	67.4 *(13.7)*	70.0 *(15.6)*	62.2 *(8.5)*	68.5 *(11.4)*
		Angle moyen	17.7 *(5.1)*	17.4 *(5.2)*	18.6 *(8.9)*	18.3 *(7.5)*	19.9 *(7.8)*
LIFT-21	Flexion du tronc	ROM	59,1 *(24,3)*	49,1 *(27,4)*	42,6* *(17,5)*	62,5 *(24,6)*	61,2 *(22,7)*
		Angle moyen	35.8 *(16.2)*	22.8** *(16.2)*	18.3*** *(15.3)*	25.7* *(15.8)*	28.3 *(16.0)*
	Flexion des hanches	ROM	94,7 *(16,1)*	95,9 *(18,3)*	104,4 *(11,5)*	85,6 *(21,7)*	89,9 *(25,8)*
		Angle moyen	21.4 *(9.7)*	26.4 *(12.2)*	32.5** *(8.5)*	22.2 *(9.8)*	23.7 *(9.8)*
	Flexion des genoux	ROM	69,0 *(11,1)*	65,5 *(13,7)*	70,2 *(13,9)*	62,3** *(10,0)*	63,1 *(11,2)*
		Angle moyen	18.5 *(6.5)*	17.5 *(7.7)*	17.7 *(8.2)*	19.2 *(6.8)*	18.9 *(9.5)*

4 Discussion

La présente étude a examiné les effets biomécaniques de quatre exosquelettes passifs de dos différents lors de tâches simulées spécifiques à l'aéronautique. Les principaux résultats sont les suivants : i) Laevo et Corfor ont permis la plus forte réduction de l'activité neuromusculaire des muscles érecteurs spinaux, ii) Laevo et BackX ont considérablement réduit les douleurs dorsales et iii) Laevo, Corfor et BackX n'ont pas entraîné d'effets indésirables systématiques (sur-sollicitation musculaire, modifications de la cinématiques, augmentation de l'inconfort).

4.1 Effets bénéfiques

4.1.1 Réduction de l'activité neuromusculaire

Laevo et Corfor ont réduit, dans une certaine mesure, l'activité neuromusculaire des muscles érecteurs du rachis. En effet, Laevo a significativement réduit l'activité des ESL de 8 % pendant la tâche POLI, tandis que Corfor a entraîné des réductions significatives de 18 % de l'activité des ESL lors de la tâche INSPEC et de 10 % de l'activité des EST lors de la tâche LIFT-21.

Cette diminution de l'activité des muscles érecteurs du rachis est conforme à la littérature qui rapporte des réductions variables de 6 à 61 %, souvent considérées comme un signe de réduction de l'exposition des travailleurs aux facteurs de risque physique associés aux lombalgies (De Looze et al., 2016; Kermavnar et al., 2021; Theurel & Desbrosses, 2019). Cependant, contrairement aux attentes, les exosquelettes ont eu peu d'effets significatifs sur les ES durant INSPEC. D'autres études, évaluant les versions antérieures de l'exosquelette Laevo pendant des tâches de flexion statique du tronc, ont rapporté des réductions significatives de 11 à 57 % de l'activité des ES (Bosch et al., 2016; Madinei et al., 2020b). L'utilisation du BackX a également démontré une réduction de l'activité neuromusculaire du dos pouvant atteindre 47 % (Madinei et al., 2020b). Cependant, ces études portaient sur des angles de flexion du tronc plus faibles, avec des valeurs d'environ 40° voire inférieures. Compte tenu de l'angle de flexion important du tronc (≈67°) induit pendant INSPEC, l'absence de réduction significative de l'activation des ESL dans la présente étude pourrait s'expliquer par le phénomène de flexion-relaxation, couramment observé en fin de la flexion du tronc (Toussaint et al., 1995). Ce phénomène implique une réduction soudaine, voire une disparition, de l'activité myoélectrique des érecteurs spinaux lombaires pendant la flexion complète du tronc, survenant à des angles de flexion lombaire variables selon les individus. En raison de la relaxation des érecteurs spinaux, le couple de flexion est alors pris en charge par les ligaments de la colonne vertébrale (Gouteron et al., 2022; Koopman et al., 2019). Par exemple, dans la présente étude, 5 des 19 participants avaient une amplitude EMG moyenne des ESL inférieure à 5 % de MVC pendant cette tâche. Par conséquent, une réduction de l'EMG n'impliquait pas nécessairement une réduction de la charge appliquée au bas du dos. Cela souligne une limitation potentielle de l'utilisation de mesures moyennes de l'activité neuromusculaire pour ce type de tâche. Un autre résultat est cohérent avec l'hypothèse de flexion-relaxation : l'augmentation de l'activité musculaire des ES lombaires avec le BionicBack pendant l'INSPEC pourrait s'expliquer par la flexion du tronc nettement plus faible dans cette condition (valeur médiane de seulement 45° par rapport à 67° sans exosquelette). Dans la condition BionicBack, certains participants n'étaient plus en flexion-relaxation lorsqu'ils effectuaient l'inspection, ce qui pourrait avoir entraîné une activité musculaire des ESL plus importante que dans les autres conditions.

Malgré l'effet du Corfor sur les EST durant LIFT-21, l'assistance de l'exosquelette ne semble pas suffisante pour réduire de manière significative l'activité neuromusculaire des ES lors des tâches de levage. D'autres études rapportent des résultats plus marqués pour ce type de tâche, avec des réductions de l'activité des ES de 12 à 24 % avec des exosquelettes rigides (Alemi et al., 2020; Madinei et al., 2020a; Poon et al., 2019; Refai et al., 2024) et de 7 à 16 % avec des exosquelettes textiles (Lamers et al., 2018; Schwartz et al., 2021). Outre les différences liées au modèle ou à la version des exosquelettes utilisés dans les différentes études, cet écart pourrait s'expliquer principalement par la différence entre les tâches expérimentales. En effet, la plupart des protocoles de laboratoire incluent généralement des tâches simples de levage/abaissement, hautement contrôlées. Des tâches plus complexes comme celles de la présente étude (levage/abaissement à différentes hauteurs, rotation, quelques pas) pourraient marginaliser les effets des exosquelettes sur certains segments de la tâche. Par exemple, Luger et al. (2021), qui ont étudié une tâche relativement complexe de port d'une caisse en treillis, n'ont pas non plus observé de réduction de l'activité musculaire. De même, Reimeir et al. (2023) n'ont observé des réductions significatives qu'en segmentant leur tâche complexe de transport de charges. Schwartz et al. (2023) n'ont également observé aucune réduction significative avec le BackX lors d'une tâche de levage dynamique avec une charge de 15 kg. À l'instar de la présente étude, la charge relativement élevée par rapport à d'autres études (Alemi et al., 2020a : ≈0 et ≈8 kg ; Madinei et al. 2020a : ≈7 kg) peut expliquer l'assistance limitée fournie par l'exosquelette. En effet, comme le suggèrent des recherches antérieures, l'augmentation de la charge manipulée pourrait réduire les avantages offerts par les systèmes passifs (Abdoli-E et al., 2006).

De plus, l'activité neuromusculaire des biceps fémoraux était significativement plus faible dans les quatre tâches lors de l'utilisation du Laevo, avec des réductions comprises entre 8 et 17 %. D'autres études ont rapporté des résultats comparables avec le Laevo, montrant des réductions de 8 à 36 % selon les études (Bosch et al., 2016; Luger et al., 2021; Schwartz et al., 2023). Le port du CORFOR a produit des effets similaires uniquement pour les tâches INSPEC et LIFT-21. Par ailleurs, l'activité des biceps fémoraux n'a été significativement réduite que lors de la tâche INSPEC avec le BionicBack et le BackX. Cela montre que l'exosquelette prend en charge une partie du moment extenseur de la hanche, ce qui peut être interprété comme un avantage de l'utilisation de l'exosquelette lors de tâche de flexion vers l'avant (Bosch et al., 2016). Cependant, la faible sollicitation des biceps fémoraux en %MVC doit être prise en compte et est susceptible d'atténuer le bénéfice potentiel associé à la réduction de leur recrutement (~6 %MVC pour les tâches statiques et 7-10 %MVC pour LIFT dans la présente étude).

Ces résultats montrent qu'en termes de réduction de l'activité neuromusculaire, les effets observés ne semblent pas être uniquement spécifiques à la conception rigide ou textile des

exosquelettes. La variabilité des effets des exosquelettes selon les tâches et les modèles souligne la nécessité d'évaluer différents exosquelettes sur une variété de tâches de flexion du tronc reflétant des conditions de travail réelles, afin d'évaluer avec précision leurs bénéfices potentiels avant leur mise en œuvre en milieu professionnel.

4.1.2 Réduction de l'inconfort perçu

Les exosquelettes BackX et Laevo ont significativement réduit l'inconfort perçu au dos lors des quatre tâches. Ce résultat est cohérent avec des études antérieures montrant une diminution significative de l'inconfort perçu au dos avec des exosquelettes rigides, y compris avec les versions antérieures des modèles Laevo et BackX (Alemi & al., 2020; Baltrusch & al., 2018; Bosch & al., 2016). Le Corfor a légèrement réduit l'inconfort lors des tâches INSPEC et LIFT, mais de manière non significative. Les réductions de l'inconfort perçu au dos, principalement avec les exosquelettes rigides, montrent que ceux-ci pourraient soulager les opérateurs lors de ces différentes tâches de polissage, améliorant ainsi le bien-être au travail et réduisant potentiellement le risque de lombalgie. En effet, l'intensité de l'inconfort musculosquelettique perçu a été reconnue comme un facteur de risque pour l'apparition de lombalgies (Hamberg-van Reenen & al., 2008). Les réductions d'inconfort corroborent également le soulagement des muscles du dos observé précédemment avec le Laevo et, dans une moindre mesure, avec le Corfor. Cependant, la diminution de l'inconfort perçu au dos avec le BackX n'était pas associée à une telle réduction de l'activité des érecteurs spinaux, ce qui souligne les divergences entre les paramètres subjectifs et objectifs, dont les effets peuvent être difficiles à distinguer si leur amplitude est limitée. En revanche, le BionicBack n'a pas permis de réduire l'inconfort. Il est probable que la partie rigide dans le dos, qui a été signalée comme inconfortable, ait atténué tout éventuel soulagement au dos lié à l'assistance de l'exosquelette.

4.2 Effets indésirables

Les réductions observées de l'amplitude EMG, en particulier avec Laevo et Corfor, ne sont pas attribuables à des changements cinématiques et reflètent donc bien une réduction de la musculaire lombaire. En effet, seules quelques modifications ponctuelles ont été observées : une réduction de l'amplitude de mouvement des hanches avec Laevo pendant LIFT-13 et une réduction de l'angle de flexion du tronc avec Corfor pendant LIFT-21, sans autre modification significative. Le BackX n'a pas non plus modifié la cinématique, mais comme mentionné précédemment, cet exosquelette n'a pas impacté l'activité des érecteurs du rachis.

Seul le BionicBack a eu un effet significatif sur la cinématique des participants dans les 4 tâches, réduisant la flexion moyenne et l'amplitude de mouvement du tronc. Cela est très probablement dû à

la partie rigide de l'exosquelette dans le dos qui limitait la flexion lombaire. Cela a été considéré comme restrictif et inconfortable par plusieurs participants (un score d'inconfort dorsal plus élevé de 2 points a été observé chez quatre participants avec le BionicBack). Pour compenser cette limitation de la flexion du tronc, les participants ont davantage fléchi les genoux et les hanches.

Il a été suggéré que les exosquelettes rigides puissent induire une hyperextension des genoux, en raison de la force appliquée à l'avant des cuisses (Bosch & al., 2016; Luger & al., 2021). Ces auteurs ont émis l'hypothèse que cela pourrait entraîner une augmentation de l'activité du biceps fémoral comme mécanisme compensatoire, et pourrait présenter des risques pour le dos et/ou les genoux des utilisateurs. Cependant, la présente étude ne confirme pas cette hypothèse, puisque ni l'amplitude de mouvement des genoux ni leur angle moyen de flexion n'ont montré d'hyperextension, et l'activité musculaire des biceps fémoraux n'a montré aucune augmentation significative, dans aucune des tâches.

Les muscles abdominaux (RA et OE) n'ont été affectés par aucun des 4 exosquelettes, dans aucune des tâches. L'absence de sur-sollicitation des muscles abdominaux indique que les participants n'ont pas eu besoin de forcer contre l'exosquelette lors de la flexion du tronc, contrairement à ce que rapportent d'autres études (Baltrusch et al., 2019; Refai et al., 2024; Alemi et al., 2019). L'inconfort perçu aux membres inférieurs et au torse n'a été affecté par aucun des 4 exosquelettes, dans aucune des tâches. Le gilet du Laevo FLEX, qui transfère la force vers le torse, semble plus confortable que le plastron thoracique rigide des versions précédentes, qui augmentait l'inconfort au niveau du torse (Amandels & al., 2019; Bosch & al., 2016; Madinei & al., 2020a). Par conséquent, les quatre exosquelettes testés n'ont pas eu d'impact négatif significatif sur les muscles abdominaux ou d'autres régions corporelles, notamment au niveau desquelles se situent les points de transfert de l’assistance des exosquelettes.

4.3 Limites

Cette étude présente certaines limites qu'il convient de reconnaître. Premièrement, l'utilisation de l'amplitude EMG moyenne sur l'ensemble de la tâche peut masquer les effets spécifiques des exosquelettes au cours des différentes phases des tâches dynamiques. Néanmoins, cette approche a été jugée appropriée, dans la mesure où des effets qui ne sont pas clairement détectables sur toute la durée de la tâche sont peu susceptibles d'avoir un impact substantiel sur la contrainte neuromusculaire. Deuxièmement, les participants n'ont disposé que d'un laps de temps très court pour se familiariser avec les exosquelettes. Cela implique une utilisation potentiellement sous-optimale des dispositifs, même si ceux-ci étaient faciles à utiliser. Favennec, Frère, et al. (2024) ont montré que les variables biomécaniques telles que la cinématique thoracique ou la perception des

pressions de contact nécessitent 3 à 4 séances de familiarisation d'une heure pour se stabiliser dans le cas d'un exosquelette textile de dos.

Une autre limite est que l'échantillon de participants était composé d'hommes relativement jeunes et physiquement actifs, ce qui ne représente pas pleinement l'ensemble de la population active. Ces résultats doivent donc être interprétés avec prudence lors de leur généralisation aux femmes ainsi qu'aux personnes plus âgées, blessées et/ou en surpoids.

De plus, l'absence d'effets indésirables des exosquelettes au cours de cette étude ne signifie pas qu'aucun n'apparaîtrait dans des conditions réelles. Bien que les tâches expérimentales ressemblent étroitement aux tâches d'ajustage réelles, la courte durée des essais par rapport aux conditions de terrain limite leur applicabilité. Des inconforts ou des changements cinématiques pourraient apparaître lors d'une utilisation prolongée. Par conséquent, les tests sur le terrain sont essentiels, en particulier pour les tâches d'ajustage et, plus largement, pour toutes les activités impliquant une flexion du tronc.

5 Conclusion

L'exosquelette Laevo FLEX est le seul à avoir réduit significativement à la fois l'activité neuromusculaire et l'inconfort perçu au dos, sans entraîner d'effets indésirables. L'exosquelette CORFOR a également permis une réduction significative de l'activité neuromusculaire, tandis que l'exosquelette BackX a significativement diminué l'inconfort perçu au dos. L'exosquelette Laevo FLEX apparaît donc particulièrement bénéfique pour l'ajustage dans le domaine aéronautique, qui comporte de nombreuses tâches statiques de flexion du tronc et occasionnellement du port de charges. Des recherches futures en conditions réelles de travail, intégrant des évaluations centrées sur les travailleurs et les activités ainsi que des facteurs liés à l'acceptabilité, sont nécessaires pour confirmer son efficacité. Par ailleurs, l'effet des exosquelettes de dos lors de tâches de flexion intense mérite d'être approfondi, l'activité neuromusculaire seule pouvant ne pas refléter pleinement la contrainte exercée sur le dos dans de telles situations.

Chapitre 4 - Etude sur le terrain

Évaluation sur le terrain d'un exosquelette passif de dos dans l'industrie aéronautique : effets biomécaniques et acceptation par les travailleurs

Article publié dans la revue *Ergonomics.*

Albouy, T., Zare, M., Chin, E., & Mornieux, G. (2026). Field assessment of a passive back exoskeleton in the aeronautics industry: biomechanical responses and worker acceptance. Ergonomics, 1–15. https://doi.org/10.1080/00140139.2026.2690386

Le manuscrit, dans sa version soumise, est présenté en annexe (section 1.3).

Le résumé suivant, issu du travail de ce chapitre, a été soumis et accepté et présentés au congrès « INRS 2026 - Prévention durable des TMS : nouveaux défis pour la recherche et la pratique » :

T. ALBOUY, M. ZARE, E. CHIN, G. MORNIEUX. (2026). Field assessment of a passive back exoskeleton in the aeronautics industry: effects on muscle activity and perceived discomfort. (Communication orale).

Le résumé est présenté en annexe (section 1.4).

1 Introduction

Avec une prévalence estimée à 47 % sur 12 mois dans l'industrie manufacturière, les lombalgies figurent parmi les troubles musculosquelettiques (TMS) les plus fréquemment rapportés et constituent, de ce fait, un problème majeur de santé publique (Govaerts et al., 2021; Marras, 2000). Dans l'industrie aéronautique, des tâches telles que la manutention, la maintenance, la réparation et l'assemblage des aéronefs présentent des risques élevés de lombalgies (Asadi et al., 2019). Par exemple, des études ont rapporté des taux de prévalence sur 12 mois de 30 à 45 % (Asadi et al., 2019; Menegon & Fischer, 2012; Nogueira et al., 2012) et sur 7 jours de 16 à 27 % (Menegon & Fischer, 2012; Nogueira et al., 2012). De plus, des évaluations posturales ont indiqué que plus de la moitié des tâches effectuées dans l'industrie aéronautique induisaient un risque élevé de TMS (Asadi et al., 2019).

Ces TMS, en particulier les lombalgies, peuvent être prévenus par des mesures telles que l'adaptation des postes de travail ou des améliorations organisationnelles. Néanmoins, comme souligné dans le cadre théorique (Chapitre 1 – section 2.4), ces mesures ne sont pas toujours suffisantes, certaines tâches restant intrinsèquement difficiles à modifier en raison de leur complexité et des contraintes opérationnelles (De Looze et al., 2016; Govaerts et al., 2024). Dans l'industrie aéronautique, les opérations d'ajustage relèvent de cette catégorie et impliquent fréquemment des flexions du tronc intenses et/ou prolongées, avec un effort soutenu des muscles érecteurs du rachis (Chapitre 2). De plus, l'automatisation complète n'est pas toujours envisageable, car de nombreuses opérations requièrent observation, flexibilité et prise de décision, autant d'éléments qui ne peuvent être standardisés. Par conséquent, des stratégies complémentaires, telles que l'utilisation d'exosquelettes professionnels de dos, ont suscité un intérêt croissant en tant que solutions potentielles pour réduire l'exposition des travailleurs aux facteurs de risques physiques tout en maintenant l'efficacité opérationnelle (De Looze et al., 2016; Kermavnar et al., 2021; Theurel & Desbrosses, 2019).

Parmi ceux-ci, les exosquelettes passifs de dos ont démontré leur capacité à réduire significativement les sollicitations neuromusculaires, notamment des diminutions de l'activité des muscles érecteurs spinaux d'environ 36 % en moyenne (fourchette : 14 à 61 %) lors de tâches de flexion statique (Kermavnar et al., 2021). Comme décrit dans le chapitre 2 (section 2.3.2), de nombreuses études ont montré des réductions de l'activité neuromusculaire avec différentes versions de l'exosquelette Laevo, lors de tâches diverses (Alemi et al., 2020; Baltrusch et al., 2019; Bosch et al., 2016; Koopman et al., 2019; Luger et al., 2021, 2023; Madinei et al., 2020b). Des résultats prometteurs ont notamment été rapportés avec l'exosquelette Laevo FLEX dans des conditions de laboratoire (Albouy et al., 2025; Refai et al., 2024). Refai et al. (2024) ont comparé différents exosquelettes lors de

tâches de fabrication mécanique comprenant à la fois des tâches statiques et dynamiques. Le Laevo FLEX a montré le meilleur équilibre entre la réduction de l'activité musculaire ES (jusqu'à 39 %), la diminution de l'effort perçu et le confort global. De plus, nous avons montré lors de l'expérience en laboratoire que le Laevo FLEX a significativement réduit l'activité des muscles érecteurs du rachis (8 %) et des biceps fémoraux (8 à 17 %), ainsi que l'inconfort perçu au dos. Aucun effet indésirable n'a été observé, comme des altérations de la cinématique du tronc ou des membres inférieurs, une sur-sollicitation des muscles abdominaux ou un inconfort plus important dans d'autres régions du corps.

Bien que les études en laboratoire fournissent des preuves encourageantes, des recherches menées sur le terrain sont nécessaires (Theurel & Desbrosses, 2019), car elles permettraient de mieux identifier les effets sur la population cible et dans un environnement de travail réel. Toutefois, ce type d'approche s'accompagne souvent d'une variabilité plus importante des résultats. Par exemple, tandis que Motmans et al. (2019) ont observé des réductions significatives de 9 à 12 % de l'activité ES avec l'exosquelette Laevo V2.5 lors de tâches de préparation de commandes dans une fromagerie, Amandels et al. (2019) n'ont pas pu constater un tel bénéfice dans des postes de travail multitâches en atelier, lors de l'utilisation du Laevo V2.4.

Au-delà de l'efficacité biomécanique, la réussite de la mise en œuvre des exosquelettes professionnels dépend également de leur acceptation par les travailleurs en conditions réelles de travail. L'acceptation est une évaluation pragmatique a posteriori qui émerge de l'utilisation réelle d'une technologie, dès la première interaction entre l'utilisateur et le dispositif, et qui reflète l'intention de continuer à l'utiliser (Wioland et al., 2024; Alexandre et al., 2018). Dans cette perspective, Bobillier Chaumon, (2021) conçoit « l'acceptation située » comme le processus par lequel une technologie est testée dans son contexte d'utilisation réel, permettant aux utilisateurs d'évaluer concrètement ses avantages, ses limites et sa pertinence pour leur activité et leurs projets personnels. Peu d'études de terrain ont examiné l'acceptation en conditions réelles de travail, et les résultats rapportés restent contextuels et parfois contradictoires (Thevenot et al., 2025; Graham et al., 2009; Jakob et al., 2023).

À notre connaissance, aucune étude n'a encore examiné l'utilisation d'exosquelettes professionnels de dos dans des conditions de travail réelles dans l'industrie aéronautique. Par conséquent, la présente étude vise à évaluer les effets biomécaniques de l'utilisation de l'exosquelette passif rigide de dos Laevo FLEX lors de tâches d'ajustage, ainsi qu'à explorer son acceptation par les travailleurs. Nous avons émis l'hypothèse que l'exosquelette réduirait l'activité des muscles érecteurs du rachis et l'inconfort perçu au dos, sans affecter la cinématique du tronc.

2 Matériels et méthodes

2.1 Participants

Dix travailleurs volontaires de sexe masculin (42 ± 9 ans, 176 ± 7 cm et 76 ± 13 kg) ont été recrutés pour cette étude. La taille de cet échantillon a été estimée en se basant sur une taille d'effet de d = 0,89 concernant l'activité des muscles érecteurs du rachis lors de l'utilisation de l'exosquelette Laevo FLEX durant la tâche simulée POLI de l'expérience en laboratoire (Albouy et al., 2025). Une analyse de puissance *a priori* utilisant G*Power pour une hypothèse directionnelle (test de Wilcoxon, paires appariées, unilatéral) a montré que, pour obtenir une puissance statistique de 0,80 (α = 0,05) avec cette taille d'effet, un minimum de 10 participants était nécessaire. Cependant, en raison des contraintes de production, toutes les tâches n'ont pas pu être réalisées par tous les participants (8 à 10 personnes selon la tâche). De plus, la disponibilité des opérateurs n'a pas permis de recruter davantage de participants.

Tous les participants étaient des employés à temps plein d'une entreprise française spécialisée dans la fabrication de systèmes d'atterrissage pour avions. Leur ancienneté moyenne dans leur poste actuel était de 9,4 ± 7,0 ans, tandis que leur expérience globale en tant que polisseurs était de 18,9 ± 9,8 ans. Seuls des participants masculins ont été inclus, car aucune femme n'était employée à des tâches de polissage au sein de l'entreprise au moment de l'étude. Aucun des volontaires n'a signalé de troubles musculosquelettiques susceptibles de l'empêcher d'effectuer des activités d'ajustage. L'approbation éthique a été obtenue auprès du comité d'éthique (2024-A02531-46), et tous les participants ont donné leur consentement éclairé par écrit avant de participer à l'étude.

2.2 Exosquelette

L'exosquelette passif rigide de dos Laevo FLEX (Laevo B.V., Pays-Bas) a été testé dans le cadre de la présente étude. Ce dispositif fournit un couple d'assistance autour de son articulation principale (Figure 39), qui est alignée avec le grand trochanter de l'utilisateur. Ce couple est généré par un système à ressort à gaz intégré dans un mécanisme de pivot au niveau de l'articulation de la hanche. Le soutien est transmis aux cuisses et au haut du corps grâce à des supports incurvés au niveau des cuisses et à un gilet textile servant d'interface thoracique. Le dispositif est disponible en une seule taille qui peut être adaptée à différentes morphologies à l'aide d'éléments interchangeables, et sa masse varie de 2,5 à 4 kg selon la configuration. Bien qu'il n'y ait pas de possibilité de débrayage de l'assistance, les interfaces situées au niveau des cuisses peuvent être temporairement positionnées sur le côté si nécessaire. Pour cette étude, l'exosquelette a été ajusté à la morphologie de chaque

participant conformément aux recommandations du fabricant, et le ressort à gaz de rigidité moyenne a été systématiquement utilisé.

Afin de garantir une familiarisation adéquate, chaque participant a porté l'exosquelette pendant quatre séances distinctes d'au moins une heure au cours de ses tâches professionnelles habituelles avant les séances expérimentales (Favennec, Frère, et al., 2024).

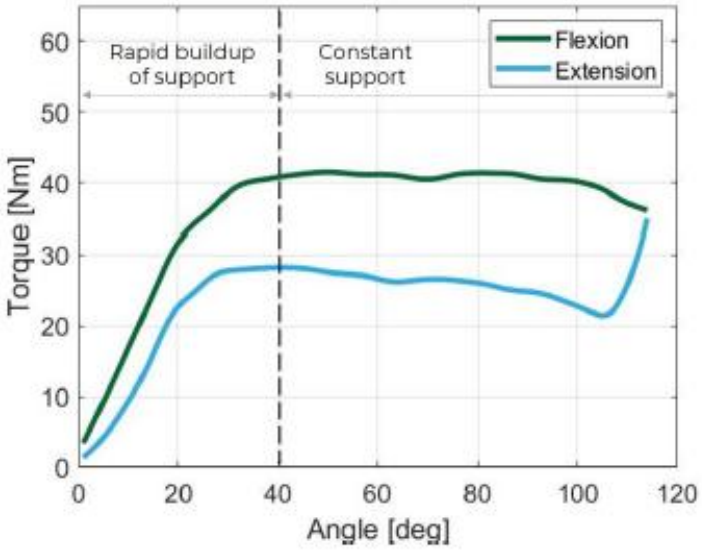


Figure 39. Courbes couple-angle du Laevo FLEX avec le ressort à gaz de rigidité moyenne. Les données proviennent de l'entreprise Laevo (Van Harmelen et al., 2022).

2.3 Tâches expérimentales

L'étude a été menée dans des postes de travail dédiés à l'ajustage de trains d'atterrissage, où différentes pièces transitent par les cabines à différentes étapes du processus. Comme détaillé au chapitre 2, le processus d'ajustage consiste à nettoyer, inspecter, et polir des pièces aéronautiques. En raison de la précision et de l'accessibilité requises, ces tâches impliquent souvent des postures inconfortables, et des lombalgies sont fréquemment rapportées.

La cabine d'ajustage comprend un espace central pour un chariot sur lequel la pièce était placée. Cette pièce était la tige principale du train d'atterrissage d'un avion moyen-courrier, en forme de T (Figure 40), mesurant 140 × 128 cm avec un diamètre de 17 cm. Le fût de la pièce était positionné à 93 cm du sol sur un chariot mesurant 178 × 60 cm. Les pieds des opérateurs ne pouvaient pas être placés directement sous la pièce en raison de la présence du chariot. La pièce pouvait être tournée sur le chariot, ce qui permettait à l'opérateur de travailler avec l'essieu à l'horizontale ou à la verticale selon la tâche à accomplir. Il y avait suffisamment d'espace pour se déplacer autour de la pièce. La paroi arrière de la cabine était équipée d'un système d'aspiration des poussières, et les opérateurs évitaient de se positionner entre la source de poussière (par exemple la meuleuse) et cette paroi

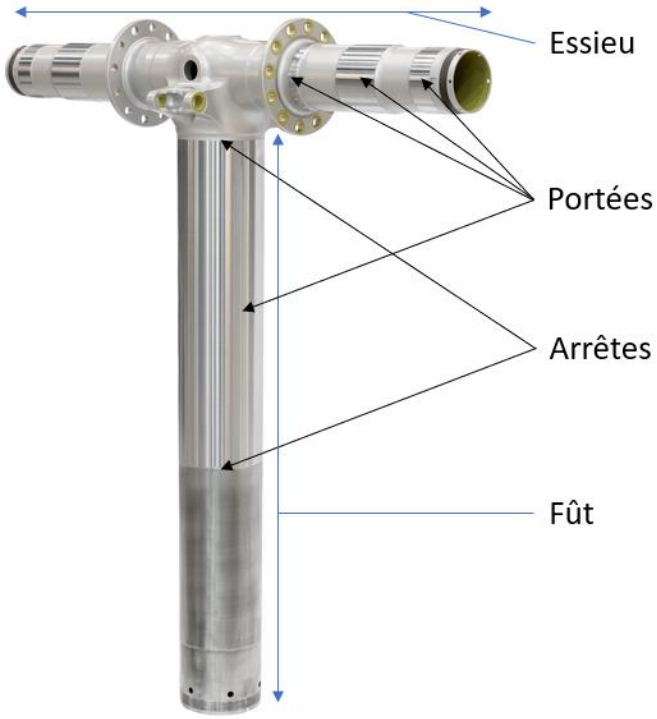


Figure 40. Tige principale du train d'atterrissage.

d'aspiration.

L'analyse ergonomique de l'activité d'ajustage (Chapitre 2) a permis d'identifier sept tâches clés décrites ci-dessous (Figure 41), selon les critères suivants : but opérationnel (rayonnage, brossage, inspection), emplacement de la pièce (intérieur/extérieur, fût/essieu) et caractéristiques posturales (angle de flexion du tronc, travail statique ou dynamique et orientation frontale ou latérale de la tâche).

Tâche 1 – Rayonnage de l’extérieur du fût (RAYO-EXT-FUT)

Cette tâche consiste à lisser deux bords chromés (« casser les arrêtes ») à l'aide d'une meuleuse pneumatique équipée d'un manchon abrasif cylindrique ou en forme de cigare (35 cm, 2 kg). L'objectif est d'éviter d'endommager le joint lors de l'assemblage tout en préservant la surface grenaillée. Une attention particulière est nécessaire pour éviter tout débordement sur les surfaces chromées, maintenir l'effet de grenaillage en évitant d’appliquer une pression excessive et suivre le sens de rotation de la meuleuse afin d'obtenir un rayon approprié. L'opérateur travaille généralement de côté par rapport à la pièce, en alternant d'un côté à l'autre. L'opération exige une grande précision, ce qui nécessite de travailler avec les yeux proches de la pièce et augmente par conséquent la flexion du tronc. La tâche nécessite donc une flexion modérée du tronc vers l'avant, maintenue dans une posture quasi statique.

Tâche 2 – Brossage de l’extérieur du fût (BROS-EXT-FUT)

Cette tâche consiste à éliminer les marques laissées par le rayonnage et à affiner le rayon des arrêtes du fût. Les opérateurs brossent les zones rayonnées pour éliminer les marques résiduelles et effectuent un léger polissage afin d'obtenir une surface propre et lisse, à l'aide d'une meuleuse pneumatique équipée d'une brosse abrasive (35 cm, 2 kg). L'opérateur travaille généralement de côté par rapport à la pièce, en alternant d'un côté à l'autre. La tâche nécessite une flexion modérée du tronc vers l'avant, maintenue dans une posture quasi statique et prolongée.

Tâche 3 – Brossage de l’extérieur des essieux (BROS-EXT-ESS)

Cette tâche consiste à matifier les surfaces chromées de l’essieu afin de faciliter l'inspection visuelle et d'éliminer les éventuels nodules de chrome. Le brossage se limite aux zones chromées, sans enlèvement important de matière, afin de préserver l'intégrité du dépôt de chrome. Une meuleuse pneumatique équipée d'une brosse abrasive est utilisée (35 cm, 2 kg). L'opérateur travaille face à la pièce, en effectuant quelques pas au cours du brossage, et fait tourner l'essieu pour brosser le côté opposé. La tâche implique une flexion modérée du tronc, maintenue pendant de courtes périodes et répétée, combinée à des inclinaisons latérales.

Tâche 4 – Brossage de l’intérieur du fût (BROS-INT-FUT)

Cette tâche consiste à brosser légèrement le redan chromé à l'intérieur du fût afin de préparer la surface pour une future inspection visuelle. L'opération consiste en un nettoyage mécanique sans altération du dépôt chromé. Une grande meuleuse pneumatique équipée d'une brosse abrasive est

utilisée (190 cm, 5.5 kg). L'opération consiste en un mouvement circulaire de la meuleuse à l'intérieur de la pièce, sans déplacement de l'opérateur. La tâche nécessite l'utilisation d'une meuleuse relativement encombrante, avec une flexion intense et répétée du tronc vers l'avant en fonction de la durée de la tâche (une ou plusieurs répétitions, chacune maintenue pendant au moins 5 secondes).

Tâche 5 – Inspection visuelle de l'intérieur du fût (INSP-INT-FUT)

Cette tâche consiste à inspecter visuellement l'intérieur du fût, en particulier le redan central chromé, afin de vérifier la qualité du revêtement et de détecter des piqûres ou rayures. Une canne équipée d'une lampe et d'un miroir réglable est utilisée (156 cm, 1 kg). L'opérateur travaille généralement de côté par rapport à la pièce. La tâche nécessite une flexion intense du tronc vers l'avant, maintenue dans une posture statique.

Tâche 6 – Inspection visuelle de l'extérieur du fût (INSP-EXT-FUT)

Cette tâche consiste à inspecter l'extérieur du fût afin de détecter les non-conformités de surface telles que des piqûres, des traces de chrome brut, des phénomènes de festonnage ou de faïençage du revêtement. La pièce est examinée segment par segment à l'aide d'une lampe standard ou d'une lampe circulaire avec une loupe centrale. L'opérateur effectue de nombreux pas, se déplaçant sur toute la longueur de la pièce, et travaille face à celle-ci. La tâche implique une flexion du tronc, quasi statique, légère à modérée.

Tâche 7 – Inspection visuelle de l'extérieur des essieux (INSP-EXT-ESS)

Cette tâche consiste à inspecter les zones chromées de l'essieu et le dessus des colliers afin de détecter tout défaut de surface. L'opérateur examine chaque côté de l'essieu à l'aide d'une lampe néon ou d'une lampe circulaire avec loupe interne, en inspectant les trois portées chromées d'un côté (Figure 40), en se déplaçant autour de la pièce pour vérifier l'absence de piqûres, de festons, de faïençage ou de traces anormales, puis en tournant la pièce pour inspecter l'autre côté. Les essieux sont positionnés verticalement pendant cette tâche, de sorte que les surfaces à inspecter se trouvent à un niveau plus élevé, ce qui réduit la flexion vers l'avant du tronc requise par rapport à INSP-EXT-FUT. La tâche implique une flexion du tronc quasi statique, et l'opérateur travaille face à la pièce, en se déplaçant autour de l'essieu.

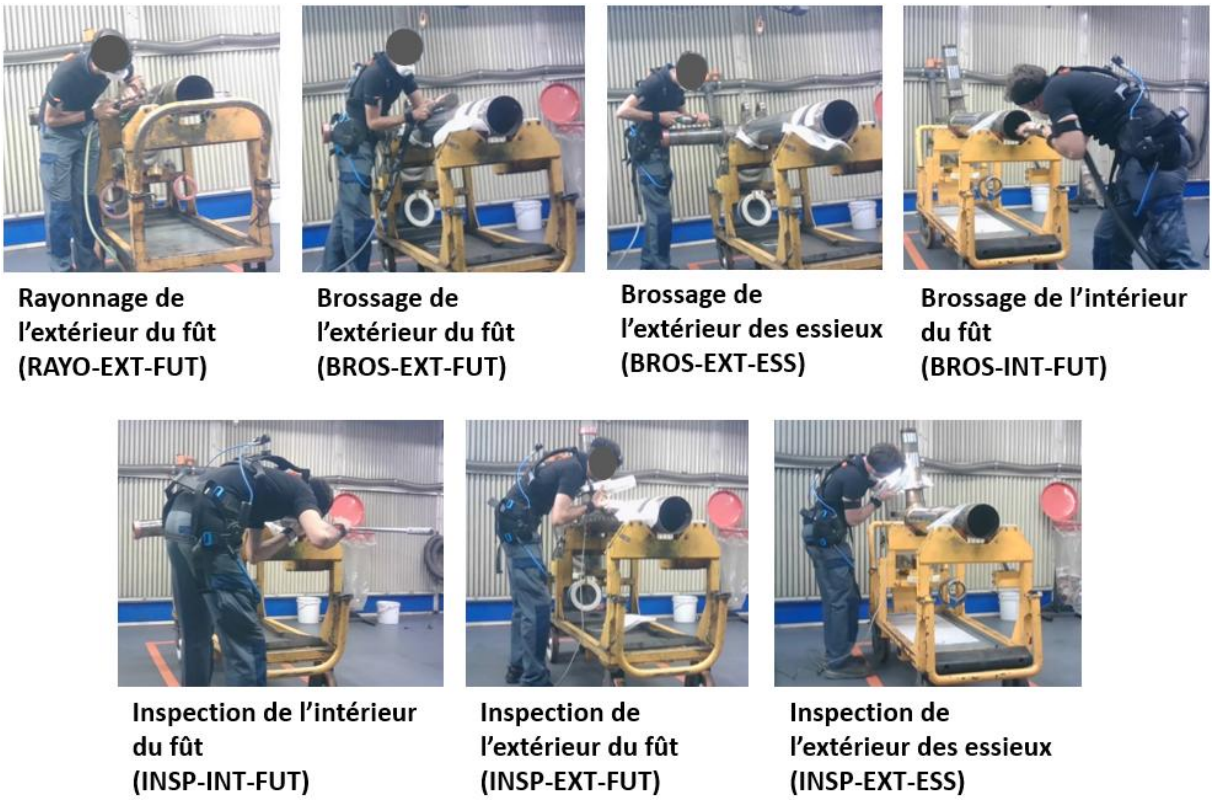


Figure 41. Les sept tâches d'ajustage sélectionnées pour l'étude.

Les participants ont effectué ces tâches, selon leurs pratiques habituelles, dans deux conditions expérimentales : avec l'exosquelette (EXO) et sans (Sans EXO). L'ordre des conditions a fait l'objet d'un contrebalancement complet. Une pause d'au moins 10 minutes a été accordée aux sujets entre chaque condition.

2.4 Acquisition et analyse des données

Lors des sessions expérimentales, l'opération complète d'ajustage a duré en moyenne 30 ± 16 minutes avec l'exosquelette et 33 ± 15 minutes sans (différence non significative ; p = 0,36). Au cours de cette opération, les tâches décrites précédemment ont généralement été réalisées en séquences continues. Dans certains cas, une tâche a été effectuée en deux séquences distinctes (par exemple, inspection de l'intérieur du fût (INSP-INT-FUT) avant le brossage (BROS-INT-FUT), puis nouvelle inspection), selon l'organisation de l'ajusteur. L'ordre des tâches était identique pour chaque participant d'une condition à l'autre. Les données ont été recueillies sous forme d'enregistrements discrets d'une durée allant de quelques secondes à environ 3 minutes. Tous les enregistrements correspondants ont été concaténés afin d'enrichir les données disponibles pour chaque tâche. Par ailleurs, certaines tâches n'ont pas été réalisées par tous les opérateurs, n'étant pas toujours requises.

Ainsi, jusqu'à deux participants n'ont pas effectué une ou plusieurs tâches. La durée des enregistrements analysés pour les tâches d'intérêt est présentée dans le Tableau 12 et ne présente aucune différence significative.

Tableau 12. Durée d'acquisition et nombre d'opérateurs par tâche et par condition expérimentale.

Tâche	Condition expérimentale	Temps d'acquisition (s)	Taille d'échantillon
RAYO-EXT-FUT	Sans EXO	123,2 ± 75,9	9
	EXO	131,3 ± 104,6	
BROS-EXT-FUT	Sans EXO	168,7 ± 148,3	10
	EXO	109,0 ± 81,4	
BROS-EXT-ESS	Sans EXO	142,3 ± 63,6	8
	EXO	110,2 ± 47,3	
BROS-INT-FUT	Sans EXO	48,4 ± 59,0	9
	EXO	56,8 ± 77,4	
INSP-INT-FUT	Sans EXO	46,4 ± 30,3	10
	EXO	43,0 ± 29,3	
INSP-EXT-FUT	Sans EXO	203,8 ± 115,7	9
	EXO	223,2 ± 166,0	
INSP-EXT-ESS	Sans EXO	91,9 ± 44,1	8
	EXO	97,5 ± 55,9	

Les systèmes d'acquisition électromyographique et cinématique, décrits ci-dessous, ont été synchronisés entre eux et avec une webcam (Trust Trino HD 720p, Trust International B.V., Dordrecht, Pays-Bas ; 1280×720 px, 30 images par seconde) filmant la zone de travail. Cette configuration a permis une initiation et une interruption rapides des enregistrements, et a rendu possible la segmentation manuelle des acquisitions en tâches d'intérêt lors de l'analyse des données.

2.4.1 Électromyographie

L'activité neuromusculaire des muscles érecteurs spinaux thoraciques (TES) et lombaires (LES) a été enregistrée bilatéralement à l'aide d'un système d'électromyographie (EMG) sans fil (Trigno™,

Wireless Duo, Delsys Inc., Natick, MA, États-Unis). Avant la mise en place des électrodes, la peau a été rasée, abrasée et nettoyée à l'alcool conformément aux recommandations du SENIAM (Hermens & Freriks, 1997). La qualité du signal EMG a été vérifiée avant l'enregistrement, en s'assurant que le niveau de bruit de base était inférieur à 2 µV. Les signaux EMG ont été échantillonnés à 2048 Hz. Aucune contraction volontaire maximale (MVC) n'a été effectuée à des fins de normalisation. Les deux principales raisons à cela étaient que, i) de telles évaluations n'étaient pas pratiques sur le terrain, et ii) pour des raisons éthiques, on ne pouvait demander aux travailleurs que d'effectuer leurs activités habituelles. Cependant, la procédure EMG non normalisée utilisée dans cette étude pour les comparaisons d'amplitude intra-individuelles et intra-musculaires est considérée comme acceptable (Besomi et al., 2020).

Le traitement du signal et l'analyse des données ont été effectués à l'aide d'un script personnalisé dans MATLAB (R2023a, The MathWorks Inc., Natick, MA, États-Unis). Les signaux EMG ont été filtrés à l'aide d'un filtre passe-bande de 30 à 450 Hz, de type Butterworth d'ordre 4 appliqué de manière bidirectionnelle, afin de supprimer les artéfacts liés au rythme cardiaque (Drake & Callaghan, 2006). Pour chaque tâche, l'ensemble des acquisitions d'un même participant dans une même condition a été concaténé. Pour chaque jeu de données concaténé, la valeur quadratique moyenne (Root Mean Square - RMS) a été calculée. Les valeurs des muscles gauche et droit ont été moyennées pour les résultats présentés ci-dessous, afin d'obtenir une estimation globale de la sollicitation des muscles érecteurs du rachis et de permettre des comparaisons intra-sujets cohérentes entre les conditions EXO et Sans EXO, y compris pour les tâches impliquant des postures asymétriques.

2.4.2 Cinématique

Les données cinématiques tridimensionnelles ont été enregistrées à 100 Hz à l'aide d'un système de mesure inertielle (IMU) disponible dans le commerce (MVN Awinda, Xsens Technologies, Enschede, Pays-Bas) en mode « Haut du corps, sans les mains ». Neuf IMU ont été placées sur la tête, le sternum, le bassin, et de manière bilatérale sur les épaules, les bras et les avant-bras. Le positionnement des capteurs a suivi les recommandations du fabricant, tandis que l'IMU pelvienne a été fixée à une ceinture à l'aide de Velcro pour plus de stabilité. La procédure d'étalonnage recommandée par Xsens a été effectuée avant chaque condition.

Le post-traitement des données a été effectué à l'aide de MATLAB (The MathWorks Inc., Natick, MA, États-Unis). Pour chaque tâche, l'angle moyen de flexion du tronc, défini comme l'angle du tronc par rapport à l'axe vertical, calculé à partir de l'IMU montée sur le sternum (T8), a été calculé sur l'ensemble de l'acquisition. En outre, le pourcentage de temps passé dans les intervalles angulaires

de flexion du tronc, couramment utilisés en ergonomie pour décrire la posture du tronc, a été calculé : < 5°, 5-20°, 20-60° et > 60° (AFNOR, 2008; McAtamney & Corlett, 1993).

2.4.3 Inconfort perçu

L'inconfort perçu au niveau des membres inférieurs, du torse et du dos a été évalué à l'aide d'une échelle de Borg CR10 (Borg, 1982; Albouy et al., 2025). Après chaque condition, les participants ont été invités à évaluer leur inconfort perçu pour chacune de ces trois zones corporelles.

2.4.4 Acceptation de l'exosquelette

L'acceptation du dispositif par les travailleurs a été évaluée à l'aide de plusieurs dimensions, chacune comprenant plusieurs items, tirées du questionnaire élaboré par Wioland et al. (2024), qui repose sur une échelle de Likert à cinq points. Sur la base de leurs conclusions concernant les utilisateurs ou anciens utilisateurs d'exosquelettes passifs, trois dimensions directement ou indirectement associées à l'acceptation ont été retenues : la facilité d'utilisation perçue (six items), les affects (trois items) et les performances en matière de santé et de sécurité (cinq items). En outre, la dernière question portait sur l'intention des participants de continuer à utiliser l'exosquelette, considérée comme un indicateur direct de l'acceptation. Le questionnaire a été initialement développé et validé en français (Wioland et al., 2024) et a été administré en français dans la présente étude, tous les participants étant de langue maternelle française. Le questionnaire complet est présent en annexe (section 2).

Les réponses au questionnaire ont été analysées de manière descriptive et présentées dans un tableau indiquant la répartition du nombre de réponses entre les cinq options de l'échelle de Likert.

2.5 Analyse statistique

Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide des logiciels MATLAB (The MathWorks Inc., Natick, MA, États-Unis) et JASP (JASP Team, version 0.19.1.0, 2023). L'inspection des données avec le test de Shapiro-Wilk a révélé que l'hypothèse de normalité requise pour le test t de Student sur échantillons appariés n'était pas systématiquement respectée pour les données EMG, cinématiques et relatives à l'inconfort perçu. Par conséquent, des tests de Wilcoxon ont été appliqués pour comparer les conditions EXO et Sans EXO. Afin de contrôler l'inflation du risque d'erreur de type I (faux positifs) liée aux comparaisons multiples entre les sept tâches, les valeurs de p ont été ajustées à l'aide de la procédure de Holm–Bonferroni pour la durée des tâches, les variables EMG et les variables cinématiques. Le seuil de significativité statistique a été fixé à $p < 0,05$. La taille d'effet a été estimée à

l'aide de la corrélation bisériale de rang (r), les valeurs |r| étant interprétées comme des effets faibles (0,1 - 0,3), moyens (0,3 - 0,5) ou importants (≥ 0,5). Les résultats sont présentés sous forme de médiane et d'intervalle interquartile (IQR).

3 Résultats

3.1 Électromyographie

Après correction de Holm-Bonferroni, l'activité neuromusculaire des ESL a été significativement réduite par l'exosquelette lors des tâches RAYO-EXT-FUT (p = 0,024 ; r = 0,96), BROS-INT-FUT (p = 0,030 ; r = 0,91), INSP-INT-FUT (p = 0,007 ; r = 1,00) et INSP-EXT-FUT (p = 0,030 ; r = 0,91) (Figure 42). Les pourcentages de réduction par sujet pour ces tâches sont présentés dans le Tableau 13 et montrent des médianes allant de -7,3 % à -24,8 %. L'activité des muscles ESL n'a pas été significativement réduite lors des tâches BROS-EXT-FUT, BROS-EXT-ESS et INSP-EXT-ESS. L'activité des muscles TES n'a pas été significativement influencée par l'exosquelette (Figure 43).

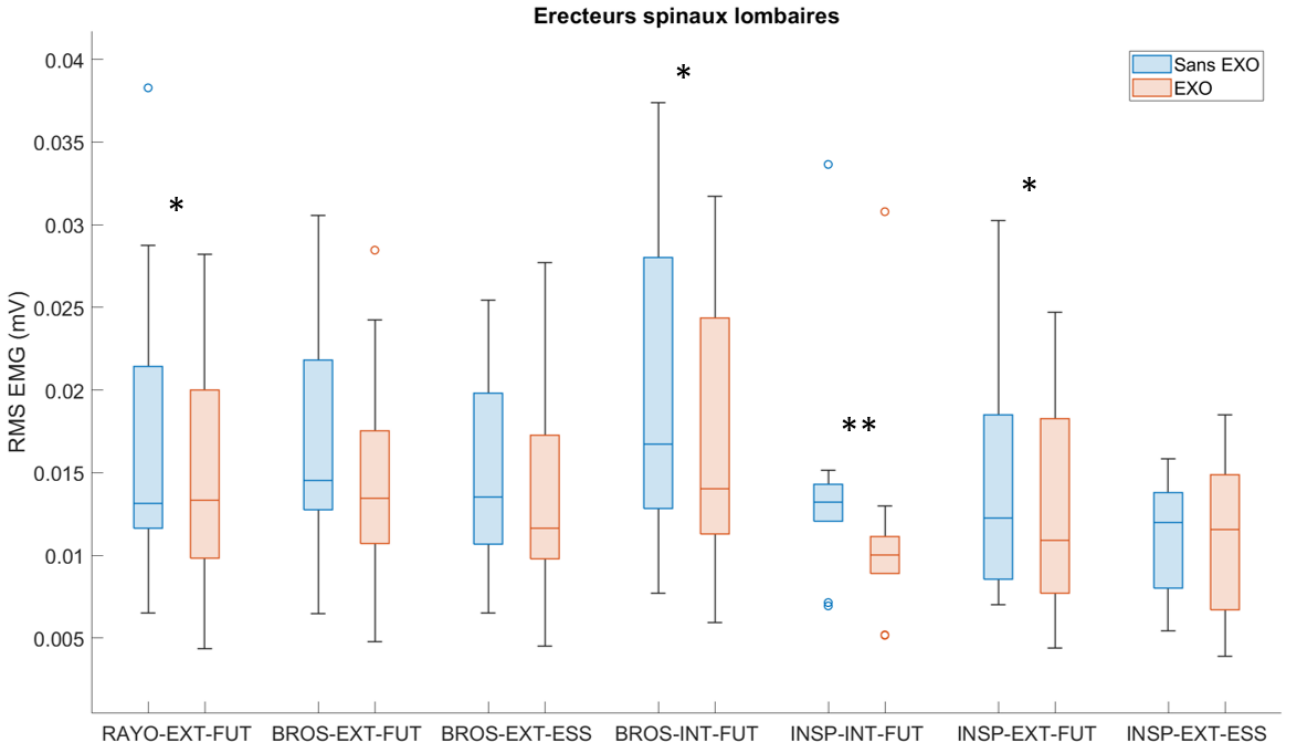


Figure 42. Amplitude EMG (mV) des muscles érecteurs spinaux lombaires dans les conditions Sans EXO (bleu) et EXO (rouge), pour chacune des sept tâches. Dans le diagramme en boîte, la ligne centrale représente la médiane (barre horizontale colorée), les bords de la boîte correspondent aux 25e et 75e percentiles, les moustaches s'étendent jusqu'aux valeurs extrêmes ne constituant pas des valeurs aberrantes, et les valeurs aberrantes (o) sont représentées individuellement. Les astérisques indiquent des différences significatives entre les conditions (: p < 0,05 ; ** : p < 0,01 ; *** : p < 0,001).*

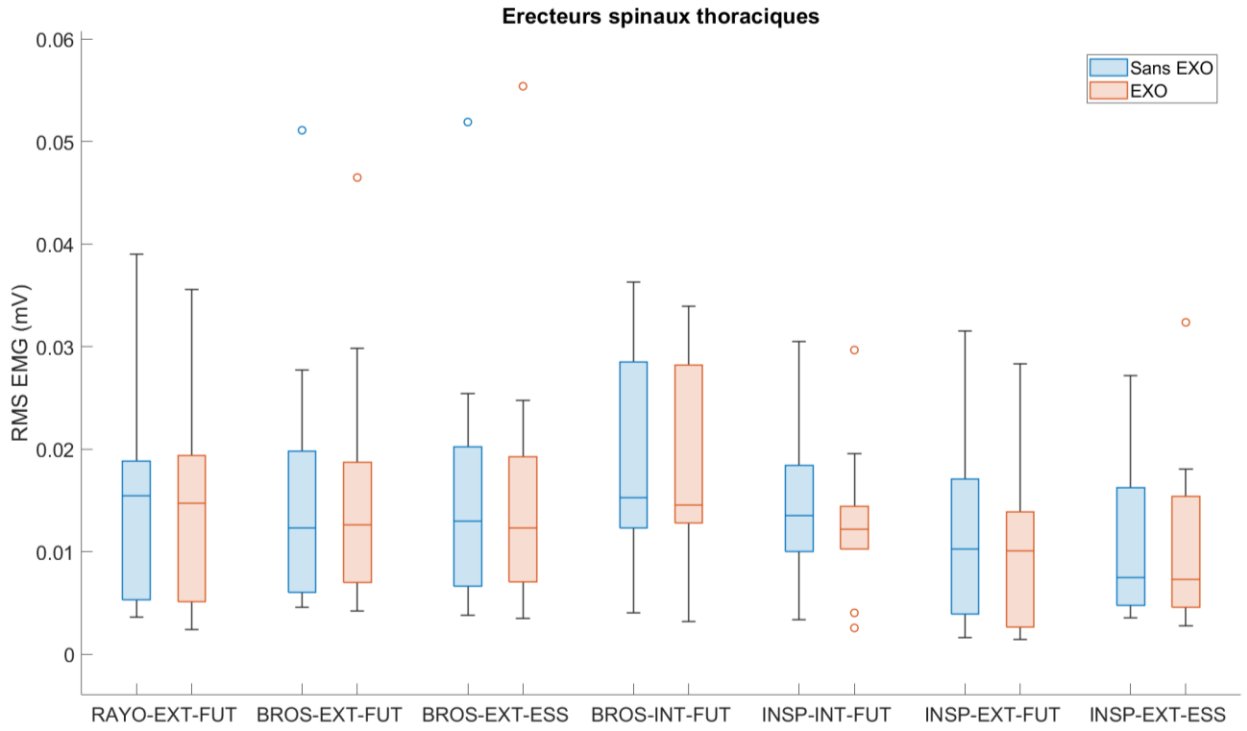


Figure 43. Amplitude EMG (mV) des muscles érecteurs spinaux thoraciques dans les conditions Sans EXO (bleu) et EXO (rouge), pour chacune des sept tâches. Dans le diagramme en boîte, la ligne centrale représente la médiane (barre horizontale colorée), les bords de la boîte correspondent aux 25e et 75e percentiles, les moustaches s'étendent jusqu'aux valeurs extrêmes ne constituant pas des valeurs aberrantes, et les valeurs aberrantes (o) sont représentées individuellement. Les astérisques indiquent des différences significatives entre les conditions (: p < 0,05 ; ** : p < 0,01 ; *** : p < 0,001).*

Tableau 13. Variation de l'activité EMG en pourcentage RMS des muscles érecteurs spinaux lombaires entre les conditions Sans EXO et EXO pour chaque participant. La dernière ligne présente la médiane et l'écart interquartile (IQR) pour l'ensemble des participants. Un tiret (–) indique les tâches non réalisées par le participant.

Participant	RAYO-EXT-FUT (%)	BROS-INT-FUT (%)	INSP-INT-FUT (%)	INSP-EXT-FUT (%)
1	-2.7	-21.2	-26.4	5.4
2	-1.8	-6	-32.5	-5.4
3	-14.3	-11.4	-20.6	–
4	-7.3	-15.2	-27.8	-17
5	-4.9	-4.8	-24	-11.5
6	-49	7.2	-25.6	-37.7
7	-36	-16.5	-8.5	-18.3
8	–	-16	-14.2	-10.8
9	2.7	–	-13.8	-1.8
10	-32.9	-23.3	-27.3	-37.5
Médiane (IQR)	-7.3 (30.2)	-15.2 (10.5)	-24.8 (11.3)	-11.5 (12.9)

3.2 Cinématique

L'angle moyen de flexion du tronc a montré des variations comprises entre 2,5° et 12,7° selon les tâches (Tableau 14). Toutefois, seule la tâche BROS-EXT-FUT a entraîné une réduction significative de 5,2° (p = 0,028 ; r = 0,96). Aucun effet significatif n'a été observé sur le pourcentage de temps passé dans les différents intervalles d'angle de flexion du tronc.

Tableau 14. Médiane ± IQR de l'angle moyen de flexion du tronc et du pourcentage de temps passé dans les intervalles d'angle de flexion du tronc, dans les conditions Sans EXO et EXO, pour chaque tâche. Les astérisques indiquent des différences significatives entre les conditions (: p < 0,05 ; ** : p < 0,01 ; *** : p < 0,001).*

Tâche	Condition	Angle du tronc (°)	% Temps < 5°	% Temps 5°-20°	% Temps 20°-60°	% Temps > 60°
RAYO-EXT-FUT	Sans EXO	27.1 ± 11.5	0.9 ± 4.7	11.1 ± 17.4	75.8 ± 32.7	0.0 ± 0.8
	EXO	32.1 ± 11.9	1.4 ± 8.7	15.4 ± 13.0	75.8 ± 17.6	0.0 ± 2.0
BROS-EXT-FUT	Sans EXO	27.8 ± 10.9	0.0 ± 0.3	19.0 ± 24.8	80.0 ± 25.0	0.0 ± 0.1
	EXO	22.6 ± 14.7*	0.2 ± 0.8	31.9 ± 43.0	67.8 ± 82.2	0.0 ± 0.0
BROS-EXT-ESS	Sans EXO	29.1 ± 12.5	1.8 ± 3.0	14.2 ± 39.8	81.7 ± 43.1	0.0 ± 0.0
	EXO	21.9 ± 8.9	0.9 ± 3.5	32.6 ± 39.9	66.5 ± 55.3	0.0 ± 0.0
BROS-INT-FUT	Sans EXO	58.6 ± 28.4	0.0 ± 0.0	6.4 ± 10.6	48.9 ± 64.4	46.1 ± 72.6
	EXO	45.9 ± 17.8	0.0 ± 0.0	6.3 ± 5.3	66.2 ± 55.6	13.6 ± 59.5
INSP-INT-FUT	Sans EXO	73.2 ± 9.7	0.0 ± 0.0	1.6 ± 1.0	8.0 ± 9.8	90.1 ± 8.7
	EXO	66.3 ± 10.7	0.0 ± 0.0	1.4 ± 2.4	8.2 ± 7.3	90.4 ± 12.6
INSP-EXT-FUT	Sans EXO	30.5 ± 12.7	0.5 ± 3.7	21.6 ± 37.9	58.7 ± 60.2	0.8 ± 3.6
	EXO	22.7 ± 17.8	2.4 ± 7.2	32.0 ± 43.7	60.2 ± 61.2	0.0 ± 1.3
INSP-EXT-ESS	Sans EXO	21.8 ± 17.2	4.0 ± 29.5	28.1 ± 24.2	57.4 ± 57.6	0.0 ± 0.0
	EXO	19.3 ± 18.3	5.6 ± 39.6	24.1 ± 31.7	52.4 ± 74.8	0.0 ± 0.0

3.3 Inconfort perçu

Aucune différence significative n'a été observée concernant l'inconfort perçu entre les conditions Sans EXO et EXO (Figure 44). Néanmoins, une tendance non significative à la réduction de l'inconfort perçu au niveau du dos a été observée avec l'exosquelette, le score médian passant de « faible » à « très faible » (p = 0,091 ; r = 0,64). L'inconfort perçu au niveau des membres inférieurs et du tronc n'a pas été impacté par le port de l'exosquelette (p = 0,526 ; r = 0,28 et p = 0,588 ; r = 0,33 respectivement).

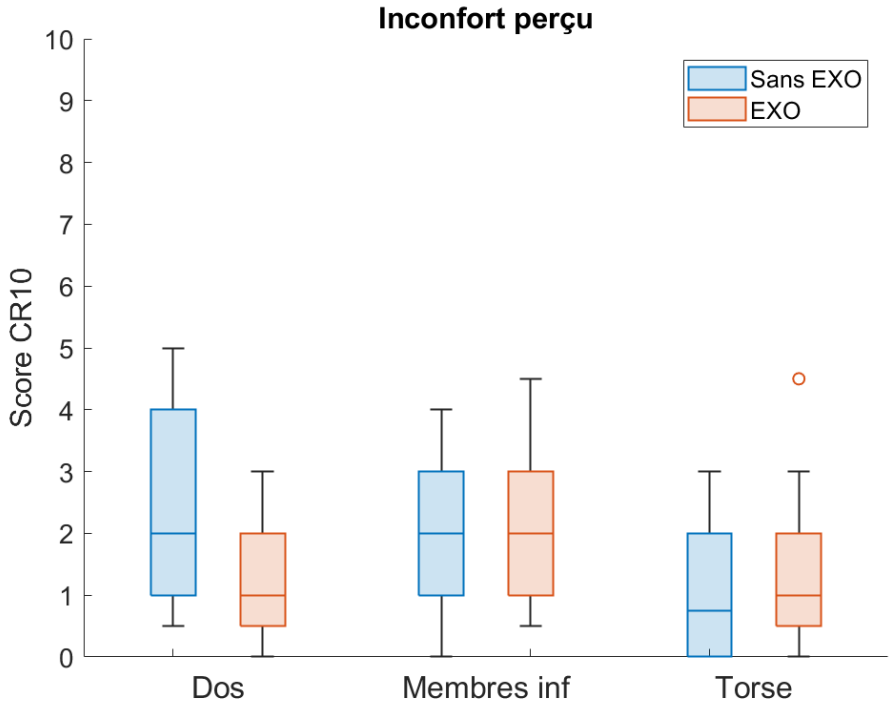


Figure 44. Scores d'inconfort (échelle de Borg CR10) pour le dos, les membres inférieurs et le tronc dans les conditions Sans EXO (bleu) et EXO (rouge). Dans le diagramme en boîte, la ligne centrale représente la médiane, les bords de la boîte correspondent aux 25ᵉ et 75ᵉ percentiles, les moustaches s'étendent jusqu'aux valeurs extrêmes ne constituant pas des valeurs aberrantes, et les valeurs aberrantes (o) sont représentées individuellement.

3.4 Acceptation de l'exosquelette

La Figure 45 présente la répartition des réponses au questionnaire d'acceptation. Pour chaque item, le tableau indique le nombre de réponses pour chaque option de l'échelle de Likert. Cinq travailleurs sur dix se sont déclarés favorables ou très favorable à l'utilisation de l'exosquelette dans les mois à venir. La plupart des participants ont évalué positivement la « facilité d'utilisation perçue ». Les participants se sont également montrés neutres ou positifs concernant les « affects ». Enfin, les réponses concernant les aspects « santé et sécurité » étaient plus disparates.

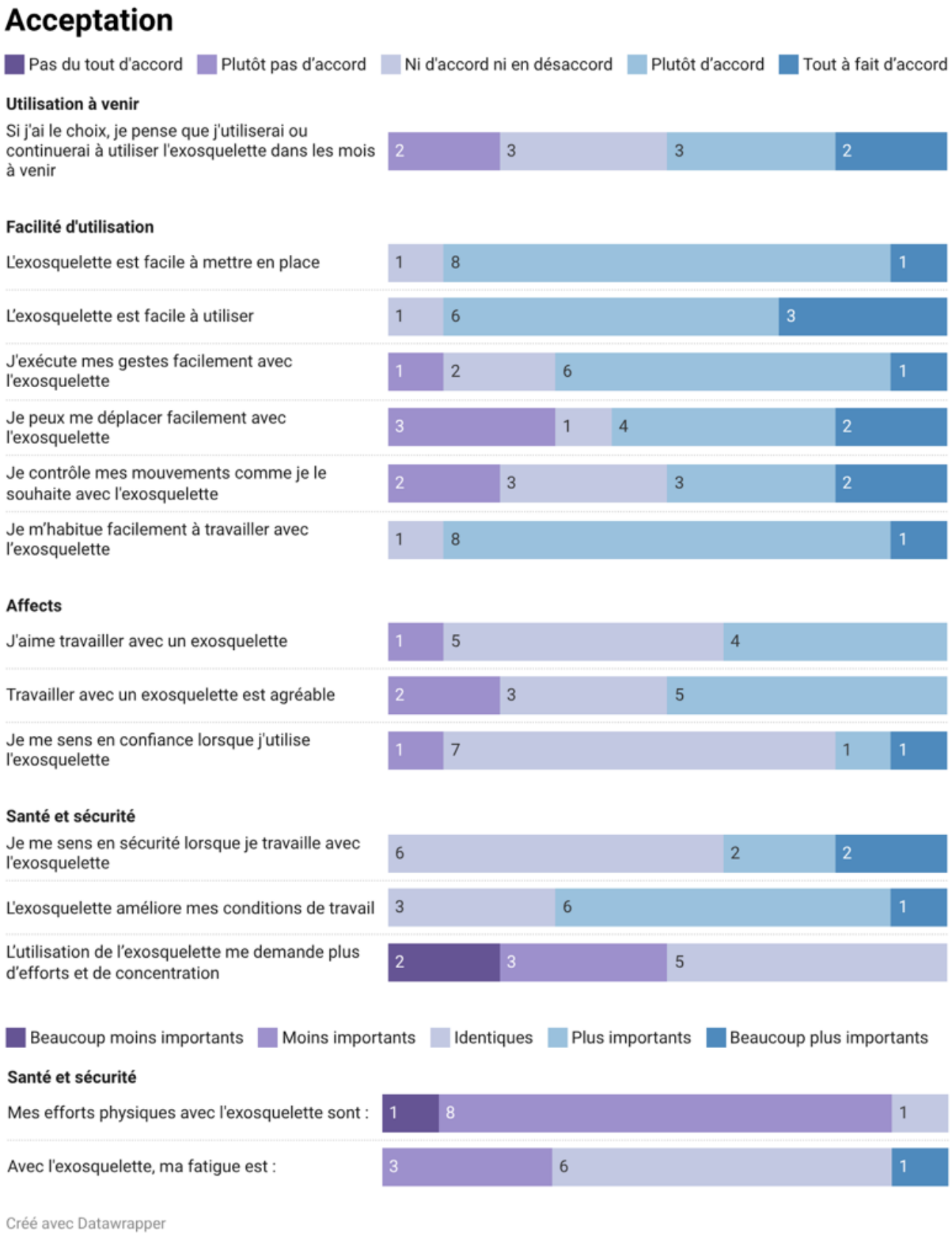


Figure 45. Répartition des réponses pour chaque item du questionnaire d'acceptation (échelle de Likert à cinq points).

4 Discussion

L'objectif de cette étude était d'évaluer les effets de l'exosquelette passif de dos Laevo FLEX sur l'activité des muscles érecteurs du rachis, la cinématique du tronc et l'inconfort perçu, ainsi que d'évaluer l'acceptation de ce dispositif par les travailleurs effectuant des tâches d'ajustage aéronautique dans des conditions de travail réelles. Les principaux résultats montrent que i) l'activité des érecteurs spinaux lombaires a été significativement réduite de 7 à 25 % lors de l'utilisation de l'exosquelette pendant quatre des sept tâches, ii) la flexion moyenne du tronc était significativement plus faible avec l'exosquelette durant l'une des sept tâches, iii) l'inconfort perçu n'a pas été significativement affecté par l'utilisation de l'exosquelette et iv) l'acceptation du Laevo FLEX était modérée, mais globalement positive.

4.1 Assistance de l'exosquelette et soulagement du dos

Les résultats EMG ont montré une réduction de 7 % à 25 % de l'activité des érecteurs spinaux lombaires lors du port du Laevo FLEX, avec des effets importants dans toutes les tâches sauf l'inspection de l'extérieur des essieux. Ces réductions étaient statistiquement significatives pour quatre des sept tâches. Ces réductions sont conformes à celles rapportées par les revues de littérature sur les exosquelettes de dos, qui décrivent des diminutions globales de 6 % à 61 %, souvent considérées comme un signe de réduction de l'exposition aux facteurs de risque de lombalgie (De Looze et al., 2016; Kermavnar et al., 2021; Theurel & Desbrosses, 2019). Plus précisément, des études évaluant les versions antérieures du Laevo lors de tâches standardisées de maintien de la flexion du tronc en laboratoire ont montré des réductions de l'activité des muscles érecteurs du rachis de 11 % à 57 % (Bosch et al., 2016; Koopman et al., 2019; Madinei et al., 2020b). Les réductions observées dans la présente étude semblent également plus importantes que celles rapportées dans des études terrain précédentes (Amandels et al., 2019; Motmans et al., 2019). En effet, avec des versions différentes du Laevo V2, Motmans et al. (2019) ont constaté des réductions significatives de 9 à 12 % de l'activité des érecteurs du rachis lors de tâches de préparation de commandes impliquant une flexion répétée et/ou prolongée du tronc supérieure à 30°, tandis qu'Amandels et al. (2019) ont rapporté des réductions non significatives dans plusieurs tâches en atelier qui nécessitaient de se pencher et de se baisser fréquemment pour ranger des articles. De même, Thamsuwan et al. (2020) n'ont observé aucun effet significatif lors d'activités agricoles nécessitant de se pencher ou de s'accroupir fréquemment, ainsi que de soulever des charges lourdes.

Trois principales explications peuvent être avancées pour interpréter les réductions plus importantes observées dans la présente étude. Premièrement, le Laevo FLEX pourrait fournir

théoriquement un couple d'assistance plus élevé et/ou une plage angulaire de soutien plus large. En effet, selon le fabricant (Van Harmelen et al., 2022), ce modèle délivre un couple d'assistance plus élevé que les versions précédentes du Laevo (Laevo V2). Des études comparatives ont également fait état de réductions plus importantes de l'activité musculaire du dos avec le Laevo FLEX par rapport à d'autres exosquelettes de dos (Albouy et al., 2025 ; Refai et al., 2024). Ensuite, le type d'assistance fourni par le dispositif ainsi que l'amplitude de mouvement effectivement prise en charge par l'exosquelette pourraient être particulièrement adaptés aux activités d'ajustage, impliquant des flexions du tronc répétées et/ou prolongées. Enfin, l'expertise des participants pourrait expliquer en partie ces effets plus marqués. En effet, comparé à notre étude en laboratoire sur des tâches d'ajustage simulées, les réductions observées ici en conditions réelles de travail sont légèrement plus importantes. Par exemple, pendant la tâche de rayonnage extérieur, l'activité médiane des muscles érecteurs du rachis a diminué de 10 % sur le terrain contre 8 % en laboratoire, tandis que pendant la tâche d'inspection de l'intérieur du fût, les réductions ont atteint 25 % contre 10 % (non significatif) en laboratoire. Les opérateurs de la présente étude étaient des ajusteurs expérimentés, ils avaient donc une plus grande expertise de la tâche et probablement des mouvements plus homogènes que les participants des études en laboratoire. Cette expertise pourrait avoir réduit la variabilité des mouvements (R. G. Cohen & Sternad, 2009; Madeleine & Madsen, 2009) et, par conséquent, la variabilité des effets observés, rendant l'assistance de l'exosquelette plus apparente. Ces résultats suggèrent que les conditions de travail réelles ne nuisent pas à l'efficacité de l'exosquelette et pourraient même renforcer les effets. Cette observation est cohérente avec une étude antérieure portant sur un autre exosquelette de dos, le CORFOR, qui a montré une réduction de 7,5 % de l'activité des muscles érecteurs du rachis chez des opérateurs expérimentés lors d'une tâche de préparation de commandes sur le terrain (Thevenot et al., 2025), ce qui correspondait aux résultats obtenus sur une tâche standardisée en laboratoire (Schwartz et al., 2021).

Les réductions de l'amplitude EMG observées sont peu susceptibles d'être attribuées à des modifications cinématiques, puisque le port de l'exosquelette n'a entraîné une diminution significative de la flexion du tronc (5,2°) que lors de la tâche BROS-EXT-FUT. La diminution de l'activité musculaire mise en évidence dans cette étude est donc principalement liée à l'assistance fournie par l'exosquelette. Globalement, ces faibles modifications cinématiques sont en accord avec les résultats de l'étude réalisée en laboratoire sur les tâches simulées d'ajustage avec le Laevo FLEX. De plus, les rares études terrain ayant mesuré des paramètres cinématiques du tronc n'ont pas non plus mis en évidence de changements notables (Motmans et al., 2019; Thevenot et al., 2025). Par ailleurs, les études en laboratoire portant sur d'autres versions du Laevo présentent des résultats hétérogènes concernant la cinématique globale (Baltrusch et al., 2019; Bosch et al., 2016; Luger et al., 2021;

Schwartz et al., 2021). Par exemple, tandis que Bosch et al. (2016) et Schwartz et al. (2021) ont rapporté une augmentation faible mais significative de la flexion du tronc avec l'exosquelette (≈ 5°), Baltrusch et al., (2019) n'ont observé aucun effet significatif sur l'amplitude de mouvement du tronc.

En cohérence avec ces diminutions de l'activité des ESL et conformément à notre hypothèse initiale, une réduction de l'inconfort perçu au dos était attendue. Bien que la différence ne soit pas significative, la médiane des scores d'inconfort perçu au dos a diminué lors du port du Laevo FLEX, passant de « faible » à « très faible ». De manière similaire, les valeurs les plus élevées ont également diminué, le troisième quartile passant de « modérément élevée » à « faible ». Le niveau globalement faible de l'inconfort perçu au dos rapporté par les participants, ainsi que l'absence de différences significatives, peuvent en partie s'expliquer par la méthode d'évaluation utilisée. Contrairement à d'autres études où l'inconfort perçu est évaluée immédiatement après chaque tâche expérimentale (Albouy et al., 2025; Kim et al., 2018), les participants de la présente étude l'ont évalué à la fin de la phase d'ajustage, en considérant l'ensemble des tâches. Cette méthode d'évaluation a probablement atténué les différences perçues entre les conditions en lissant les scores d'inconfort sur l'ensemble de la phase d'ajustage.

L'absence d'effet significatif sur l'inconfort du tronc et des membres inférieurs est un résultat positif, suggérant que le transfert des charges exercées par l'exosquelette vers ces zones n'a provoqué que peu ou pas d'inconfort perceptible. Ce résultat contraste avec plusieurs études antérieures, menées en laboratoire ou sur le terrain, qui ont rapporté un inconfort perçu au niveau du torse avec les versions précédentes de l'exosquelette Laevo (Alemi et al., 2020; Amandels et al., 2019; Bosch et al., 2016). Contrairement aux anciens modèles dotés d'une plaque pectorale rigide, le Laevo FLEX possède une enveloppe textile souple, ce qui peut améliorer le confort perçu. Ainsi, combinée à une diminution significative de l'activité musculaire et à l'absence d'augmentation de l'inconfort, la réduction de la flexion moyenne plaide en faveur de l'utilisation de l'exosquelette.

4.2 Efficacité de l'exosquelette selon les tâches

Des réductions significatives de l'activité des ESL n'ont été observées que pour quatre tâches. Les caractéristiques différentes des tâches, induisant des amplitudes de flexion du tronc et une variabilité posturale différentes, pourrait influencer l'efficacité de l'exosquelette et expliquer l'absence de diminution significative de l'activité musculaire pour trois tâches. L'efficacité de l'exosquelette est théoriquement déterminée par son profil couple-angle fourni par le fabricant (Figure 39). Le Laevo FLEX délivre une assistance marquée à partir d'environ 20° de flexion du tronc et atteint un plateau autour de 30°. En dessous de 20°, une assistance peut néanmoins être présente, générée progressivement dès le début de la flexion.

Les tâches de polissage extérieur, incluant le rayonnage et le brossage (RAYO-EXT-FUT, BROS-EXT-FUT, BROS-EXT-ESS), ainsi que l'inspection de l'extérieur du fût (INSP-EXT-FUT), ont présenté des résultats cinématiques similaires : elles se caractérisaient par une flexion modérée du tronc (25–30° en moyenne), avec 60 à 80 % du temps passé entre 20° et 60°, le reste se situant principalement entre 5° et 20°. L'exosquelette fournissait donc une assistance pendant la majeure partie de la tâche, mais avec une variabilité interindividuelle importante, comme le suggère l'intervalle interquartile (Tableau 14). Parmi ces tâches, bien que deux n'aient pas atteint la significativité statistique, les valeurs EMG présentaient globalement des distributions similaires et les réductions de l'activité des érecteurs spinaux lombaires étaient d'ampleur comparable.

À l'inverse, les tâches concernant l'intérieur du fût (BROS-INT-FUT et INSP-INT-FUT) impliquaient une flexion du tronc nettement plus importante, avec des valeurs moyennes respectivement supérieures à 45° et 66°, ainsi qu'une variabilité posturale plus restreinte (Tableau 14). Les participants ont passé moins de 7 % du temps en dessous de 20° de flexion du tronc, ce qui signifie que l'exosquelette fonctionnait dans sa plage d'assistance pendant la quasi-totalité de la tâche pour l'ensemble des opérateurs. Cette exposition prolongée à des flexions du tronc élevées a maximisé l'action mécanique du dispositif, entraînant des tailles d'effet plus importantes et des réductions significatives de l'activité musculaire.

À l'inverse, l'inspection visuelle de l'extérieur des essieux (INSP-EXT-ESS) n'a pas montré de réduction de l'activité musculaire. Cette tâche nécessitait une flexion du tronc plus faible (environ 20°). Bien que les valeurs médianes indiquent que la majorité du temps était passée dans l'intervalle 20°-60°, la variabilité très élevée (Tableau 14), notamment en dessous de 5°, suggère que plusieurs opérateurs restaient en position érigée durant une part importante de la tâche et ne bénéficiaient donc pas de manière constante de l'assistance mécanique de l'exosquelette.

4.3 Acceptation de l'exosquelette

Dans l'ensemble, la moitié des participants (cinq sur dix) a exprimé une opinion favorable à l'utilisation future de l'exosquelette dans les mois à venir, trois ont fait part de sentiments mitigés et seuls deux se sont montrés défavorables. Les participants étaient conscients que l'objectif du projet était l'évaluation biomécanique de l'exosquelette. Il est donc possible que les réponses « ni d'accord ni en désaccord » reflètent une attitude attentiste, les participants réservant leur jugement jusqu'à ce que les résultats de l'étude soient disponibles. Comparés à des travaux antérieurs, nos résultats apparaissent plus nuancés. Thevenot et al. (2025) ont rapporté que 8 participants sur 10 étaient

favorables à une utilisation future de l'exosquelette CORFOR. Cependant, dans leur étude, les participants avaient été recrutés parmi des travailleurs ayant déjà utilisé le dispositif pendant une période prolongée (226 ± 204 jours en moyenne, médiane de 90 jours). Cela signifie que si certains avaient une expérience limitée, d'autres étaient des utilisateurs réguliers ou de longue date, et donc plus susceptibles d'être favorables à la poursuite de son utilisation. Cette expérience préalable pourrait expliquer les niveaux d'acceptation plus élevés rapportés dans cette étude. À l'inverse, Wioland et al. (2024), qui ont étudié une population plus proche de la nôtre (exosquelettes passifs, utilisateurs et anciens utilisateurs, n = 87), ont observé qu'environ la moitié des répondants (50,6 %) étaient favorables, tandis que 44,8 % étaient défavorables et 4,6 % exprimaient un avis mitigé. Ces résultats concordent avec les taux d'acceptation observés dans la présente étude et suggèrent que des niveaux d'acceptation similaires pourraient être attendus dans une étude à plus grande échelle ou lors d'un déploiement de l'exosquelette pour des tâches similaires.

Cependant, il est difficile de prédire dans quelle mesure l'exosquelette serait accepté dans d'autres contextes. Le niveau d'acceptation pourrait être plus faible si les travailleurs n'étaient pas aussi impliqués qu'ils l'étaient dans le présent projet. Ici, le poste de travail des participants a fait l'objet une analyse ergonomique, les participants ont pris connaissance des résultats de l'étude en laboratoire, puis ont porté le dispositif pendant au moins quatre sessions d'une heure afin de se familiariser avec celui-ci. Selon Dufraisse et al. (2025), la dynamique d'adoption de tels dispositifs est liée à la disparition cognitive de l'exosquelette et à l'émergence d'une fusion cognitive entre l'utilisateur et l'exosquelette. Ils ont montré que la « *Readiness-To-Hand* », décrite comme l'utilisation fluide d'un outil nécessitant une attention consciente minimale, et le « *Sense of Ownership* », qui désigne la conviction selon laquelle un objet est perçu comme faisant partie de soi, augmentaient respectivement jusqu'à la troisième et la cinquième session. L'usage répété semble ainsi déplacer l'attention des utilisateurs vers la tâche et la performance, les utilisateurs expérimentés obtenant des scores plus élevés sur ces deux dimensions que les novices. Dans la même logique, Fleps et al. (2026) ont démontré qu'une démarche d'intégration complète, combinant des informations théoriques sur l'anatomie, des techniques ergonomiques de base pour la manutention et une phase de familiarisation avec l'exosquelette, était associée à une meilleure acceptation et à des durées d'utilisation plus longues pour un exosquelette de membre supérieur.

Une analyse approfondie des dimensions du questionnaire apporte des informations complémentaires. Les réponses concernant la facilité d'utilisation perçue étaient globalement positives, bien que trois participants aient exprimé un désaccord avec l'affirmation « Je peux me déplacer facilement avec l'exosquelette ». En ce qui concerne la dimension « Santé et sécurité », les

résultats étaient également favorables, neuf participants ayant déclaré une réduction de l'effort lors du port de l'exosquelette. Cependant, seuls trois participants ont rapporté une réduction de la fatigue. Étant donné que les ajusteurs effectuent ces tâches de manière répétée tout au long de la journée de travail, il est plausible que la courte période d'utilisation de l'exosquelette ait été insuffisante pour qu'ils perçoivent un changement significatif dans leur fatigue globale. Pour la dimension « Affects », de nombreux participants ont choisi « Ni d'accord ni en désaccord », bien que les réponses tendent globalement vers l'accord.

Dans l'ensemble, ces résultats sont encourageants, d'autant plus qu'ils sont corroborés par des résultats biomécaniques convaincants. Cette combinaison de résultats subjectifs et objectifs suggère que les ajusteurs pourraient être enclins à utiliser des exosquelettes à l'avenir. Néanmoins, des recherches complémentaires avec un échantillon plus large seront nécessaires pour consolider ces résultats et mieux caractériser l'acceptation des exosquelettes dans le secteur aéronautique.

4.4 Limites

Plusieurs limites doivent être prises en compte dans cette étude. Tout d'abord, étant donné la taille d'échantillon relativement faible, des études futures incluant un plus grand nombre de participants devraient être menées afin de confirmer les présents résultats. De plus, en raison de l'organisation interne de l'entreprise, seuls des participants masculins ont été recrutés. La généralisation des résultats aux travailleuses demeure donc incertaine. En outre, un seul exosquelette, le Laevo FLEX, a été évalué. Les conceptions et profils d'assistance variant fortement d'un dispositif à l'autre (Madinei et al., 2020a; Refai et al., 2024; Albouy et al., 2025), les résultats obtenus ne peuvent pas être directement transférés à d'autres modèles. Une autre limite concerne la période de familiarisation. Dans cette étude, elle a été définie selon Favennec, Frère, et al. (2024), qui ont rapporté que la cinématique du dos, les performances et la pression perçue de l'exosquelette évoluaient au cours des premières séances avant de se stabiliser après la troisième ou quatrième séance, selon la variable considérée. Cependant, il est possible qu'un exosquelette rigide de dos tel que le Laevo FLEX nécessite une période d'adaptation plus longue. De plus, certains paramètres non examinés dans l'étude susmentionnée, en particulier les aspects subjectifs (inconfort perçu, acceptation...), pourraient nécessiter davantage de temps pour se stabiliser. Par conséquent, les valeurs obtenues ici pourraient ne pas refléter pleinement les perceptions à long terme lors d'une utilisation prolongée.

5 Conclusion

Cette étude met en évidence le potentiel des exosquelettes de dos pour réduire l'activité neuromusculaire des érecteurs du rachis lors de tâches d'ajustage dans l'industrie aéronautique. Les résultats pourraient être transposés à d'autres secteurs d'ajustage et à d'autres tâches impliquant des flexions répétées ou prolongées du tronc. En outre, la participation de travailleurs d'âges variés et l'évaluation combinée de mesures biomécaniques et de l'acceptation de l'exosquelette contribuent à la représentativité des résultats. En conséquence, nous recommandons l'utilisation du Laevo FLEX pour ce type de tâches. Cependant, compte tenu des différences interindividuelles dans les résultats actuels et du manque de connaissances sur l'adaptation à long terme à l'utilisation de l'exosquelette, des études supplémentaires sont nécessaires pour déterminer dans quelle mesure le port d'un exosquelette devrait devenir systématique.

Chapitre 5 - Discussion générale et perspectives

Ce travail de thèse a permis d'analyser l'activité d'ajustage, mettant en évidence des contraintes biomécaniques au niveau du dos liées à des tâches requérant des flexions du tronc et à du port de charge occasionnel. Cette analyse a conduit à la sélection de quatre exosquelettes potentiellement compatibles et pertinents pour ce cas d'étude. La première étude, menée en laboratoire, a permis de comparer ces dispositifs selon des paramètres biomécaniques et subjectifs, lors de tâches simulées d'ajustage comprenant des flexions statiques et du port de charges de 13 et 21 kg. L'exosquelette passif rigide Laevo FLEX est le seul à avoir entraîné une réduction significative à la fois de l'activité neuromusculaire et de l'inconfort perçu au niveau du dos, sans causer d'effets indésirables. Son évaluation en condition réelle de travail, objet de la deuxième étude, a montré des réductions de 7 à 25 % de l'activité des muscles érecteurs spinaux lombaires dans plusieurs tâches représentatives et fréquentes d'ajustage. Ces résultats étaient associés à une tendance à la réduction de l'inconfort perçu et à une acceptation du dispositif globalement positive.

1 Comparaison des résultats en laboratoire et sur le terrain

La réalisation de deux études, en laboratoire et en situation réelle, permet de comparer les effets de l'exosquelette Laevo FLEX sur des tâches similaires réalisées dans chacun des environnements, notamment sur deux tâches statiques induisant des flexions du tronc de différentes amplitudes.

La tâche POLI, qui simulait le rayonnage de l'extérieur du fût (RAYO-EXT-FUT), induisait une flexion modérée du tronc, quasi-statique. En laboratoire, la valeur médiane de la flexion du tronc était d'environ 40° (± 20°), contre environ 30° (± 11°) en situation réelle. Le port de l'exosquelette a conduit à des réductions significatives de l'activité des ESL dans les deux environnements, avec des amplitudes similaires : réduction médiane de 8 % en laboratoire et de 7 % sur le terrain. Ces résultats démontrent donc une bonne cohérence entre les deux études pour cette tâche.

La tâche INSPEC simulait l'inspection de l'intérieur du fût (INSP-INT-FUT), impliquant une flexion du tronc statique intense. Les angles de flexion du tronc étaient similaires entre les deux environnements, avec des valeurs médianes d'environ 66° (± 18°) en laboratoire contre 70° (± 10°) sur le terrain. Tandis que la réduction de l'activité musculaire des ESL en laboratoire n'était pas significative, avec une tendance à la réduction de 10 %, une réduction significative de 25 % a été mesurée en situation réelle. Pour expliquer cette réduction plus importante sur le terrain, nous avons émis l'hypothèse que l'expertise des ajusteurs pourrait réduire la variabilité des mouvements, rendant ainsi les effets de l'assistance de l'exosquelette plus homogènes et potentiellement plus marqués (Chapitre 4 – section 4.1). Une autre hypothèse pourrait être une moindre occurrence du phénomène de flexion-relaxation chez les participants de l'étude terrain. En effet, il semble que moins d'ajusteurs, en proportion, aient montré le phénomène de flexion-relaxation durant cette tâche, contrairement aux participants de l'étude en laboratoire. Ce phénomène, caractérisé par une réduction voire une disparition de l'activité musculaire des ESL en fin de flexion du tronc, survient à des angles de flexion variables selon les individus (Toussaint et al., 1995). La plus faible proportion de participants expérimentant la flexion-relaxation dans un échantillon est donc probablement aléatoire. Cependant, plusieurs études avancent que ce phénomène est souvent absent chez les patients lombalgiques (Gouteron et al., 2023; Nougarou et al., 2012). Certains ajusteurs ayant déjà été atteints de lombalgie, cela pourrait expliquer en partie cette différence.

Concernant l'inconfort perçu, les résultats apparaissent globalement cohérents entre les deux environnements d'étude. L'inconfort perçu au dos a été significativement réduit par le Laevo FLEX durant les tâches simulées, ce qui n'a pas été le cas sur le terrain, malgré une tendance à la réduction comparable à celle observée en laboratoire. Comme expliqué précédemment (Chapitre 3 – section 4.1), l'absence de significativité pourrait s'expliquer par la méthode d'évaluation, les ajusteurs ayant évalué leur inconfort à la fin de l'ensemble de l'activité d'ajustage, en considérant toute l'activité et non spécifiquement les tâches contraignantes. L'inconfort perçu au torse et aux jambes, non impacté par l'exosquelette durant les tâches simulées, ne l'a pas non plus été en situation réelle.

Dans l'ensemble, ces résultats montrent que les conditions terrain ne sont pas nécessairement défavorables à l'observation des effets des exosquelettes, et pourraient même les renforcer dans certains cas.

2 Etudes terrain et transférabilité des résultats

2.1 Les études terrain : une référence pour l'évaluation ?

Le cadre théorique met en évidence que, de manière générale, les exosquelettes de dos montrent des bénéfices lors de tâches impliquant des flexions du tronc, notamment des réductions de l'activité musculaire et de l'inconfort perçu (De Looze et al., 2016; Kermavnar et al., 2021; Theurel & Desbrosses, 2019). Toutefois, ces résultats concernent principalement des tâches standardisées en laboratoire. Par ailleurs, on observe une variabilité importante selon les tâches expérimentales et les modèles d'exosquelettes testés. Il est ainsi possible qu'un exosquelette ne montre pas ou peu d'effet, comme nous l'avons observé durant l'étude en laboratoire avec le BionicBack, qui n'a montré aucune réduction de l'activité musculaire et de l'inconfort perçu durant les quatre tâches expérimentales.

Les évaluations biomécaniques sont relativement coûteuses en temps, en ressources humaines, en matériel… Il est donc nécessaire d'optimiser la démarche d'évaluation. Ce que l'on attend de l'évaluation, c'est de pouvoir se projeter sur le cas d'étude et de répondre au mieux aux questions suivantes :

- L'exosquelette en question est-il efficace pour réduire les contraintes associées aux tâches ciblées, impliquant des flexions du tronc ?
- L'exosquelette sera-t-il porté par les opérateurs ? Ce qui renvoie aux questions de l'acceptation, de l'inconfort ou de la compatibilité entre le dispositif et l'activité réelle.

Pour répondre au mieux à ces questions, les études menées directement en situation de travail apparaissent comme particulièrement pertinentes. En effet, seules les études terrain permettent de coupler données objectives (EMG, cinématique) et données subjectives pertinentes, permettant une réelle projection sur l'acceptation de l'exosquelette par les travailleurs. De plus, ces études présentent l'avantage d'être réalisées directement sur la population cible, permettant de prendre en compte la variabilité interindividuelle (sexe, morphologie, âge, expertise et familiarisation aux tâches…), et la complexité de l'activité réelle, pouvant contenir une multitude de tâches.

Cependant, la mise en œuvre d'études terrain de ce type, comme celle que nous avons menée durant ce projet, reste difficile. Elle nécessite tout d'abord de disposer d'un nombre suffisant de travailleurs sur des postes similaires. Parmi ces travailleurs, il faut suffisamment de volontaires disponibles sur toute la durée du protocole et respectant les critères d'inclusion. L'expérimentation doit ensuite s'intégrer aux contraintes de production, ce qui implique notamment de libérer du temps de travail des opérateurs pour les explications concernant le protocole et le fonctionnement de l'exosquelette, l'installation des capteurs, les phases de calibration, la passation de questionnaires ou

encore les entretiens. A cela peuvent s'ajouter de nombreux imprévus, tels que des ruptures de flux, des indisponibilités d'opérateurs (congés, arrêts maladie, formations) ou des priorités opérationnelles. Ces difficultés sont décuplées si le protocole inclut plusieurs phases de familiarisation à l'exosquelette. En outre, ce type de démarche nécessite d'engager un grand nombre de personnes dans le projet (opérateurs, managers, services de santé et sécurité au travail…). Enfin, l'évaluation de paramètres objectifs en condition écologique implique de faire face aux difficultés techniques liées au déploiement d'instrumentation de laboratoire dans des environnements spécifiques. Les données recueillies nécessitent ensuite davantage de post-traitement, notamment pour la segmentation des tâches.

Il apparaît donc difficile de recommander de manière systématique le recours exclusif à des études terrain pour l'évaluation des exosquelettes, malgré leur fort intérêt. Dans ce contexte, se pose la question de savoir si, en ce qui concerne les paramètres biomécaniques, des évaluations en laboratoire sur des tâches simulées pourraient suffire. Autrement dit, il s'agit de comprendre dans quelle mesure les résultats acquis en laboratoire sont transférables au terrain.

2.2 Transférabilité des résultats biomécaniques

Cette question du transfert des résultats du laboratoire au terrain s'inscrit dans une réflexion plus large sur la transférabilité des résultats biomécaniques. En effet, au-delà de cette comparaison entre contextes d'évaluation, celle-ci peut être discutée plus globalement au regard de plusieurs sources de variabilité, liées aux caractéristiques des tâches, aux modèles d'exosquelettes et aux populations étudiées.

2.2.1 Transfert des résultats du laboratoire vers le terrain

Comme exposé dans le cadre théorique (section 3.3.1), de nombreux auteurs d'études en laboratoire soulignent comme limite la difficulté de généraliser leurs résultats à des tâches plus complexes rencontrées en situation réelle (Baltrusch et al., 2018; Madinei et al., 2020a; Schwartz et al., 2023), évoquant par exemple des conditions parfois sous-optimales (Madinei et al., 2020b) ou une plus grande variabilité dans les techniques et fréquences des tâches et mouvements (Baltrusch et al., 2018; Schwartz et al., 2023). Ces éléments sont énoncés comme des précautions à prendre dans la généralisation des résultats, mais ne sont pas basés sur des données permettant de comparer les contextes d'étude, peu de travaux ayant été réalisés en ce sens.

D'après les résultats obtenus dans le cadre du présent projet durant les expériences en laboratoire puis sur le terrain, le bénéfice de l'exosquelette, mesuré au travers des réductions de l'activité musculaire des ESL, ne semble pas être négativement impacté par la réalisation de tâches en

condition réelle. De plus, les données de cinématique et d'inconfort perçu suivaient les mêmes tendances. Ces observations sont en accord avec les résultats rapportés par Thevenot (2025), issus de deux études, une en laboratoire et une sur le terrain, évaluant les effets d'un exosquelette passif textile dans un contexte de préparation de commandes dans le secteur agro-alimentaire : tandis que les réductions d'activité musculaire observées en laboratoire (de 5 à 15 % selon les phases de levage) n'étaient pas significatives, une diminution significative de 7,5 % a été mesurée en condition réelle. Cela montre là encore des amplitudes comparables, avec davantage de significativité sur le terrain.

Il semblerait donc que si les tâches expérimentales en laboratoire reproduisent de manière suffisamment fidèle les contraintes biomécaniques clés de l'activité réelle, notamment en termes de flexion du tronc, des résultats montrant les bénéfices d'un exosquelette puissent suffire à valider l'efficacité du dispositif, d'un point de vue biomécanique. Davantage de projets similaires sont nécessaires, pour diverses tâches, dans des secteurs variés, pour appuyer ces conclusions.

2.2.2 Variabilité liée aux tâches

Au-delà du passage du laboratoire au terrain, se pose plus globalement la question de la transférabilité des résultats d'une tâche à une autre. Il peut s'agir du passage d'une tâche standardisée en laboratoire à une tâche plus complexe en condition réelle, ou encore de résultats obtenus dans un contexte spécifique, comme l'ajustage, à d'autres cas d'étude.

Pour cela, il paraît nécessaire que les tâches soient finement caractérisées. Des paramètres cinématiques, tels que les angles de flexion du tronc, les amplitudes de mouvement ou encore le pourcentage de temps passé dans certaines plages angulaires, sont les indicateurs les plus pertinents. Ces éléments peuvent être complétés par une description qualitative des postures et des mouvements requis (tâches statiques ou dynamiques, avec ou sans charge, déplacements…), ainsi que par des informations liées au but opératoire de la tâche et à ses exigences. Cette caractérisation permet de comparer des tâches *a priori* différentes, en identifiant des similitudes dans les contraintes biomécaniques qu'elles génèrent.

Par exemple, les tâches de rayonnage et de brossage de l'extérieur du fût, de brossage de l'extérieur des essieux et d'inspection de l'extérieur du fût, toutes les quatre caractérisées par une flexion du tronc modérée (environ 25-30°) et par des pourcentages de temps dans ces amplitudes de flexions relativement proches, ont montré des réductions de l'activité musculaire des ES de magnitude comparable. La distribution des valeurs EMG étaient d'ailleurs globalement similaire d'une tâche à l'autre, pour chacune des conditions. Cela montre que, lorsque des tâches impliquent des

caractéristiques proches d'un point de vue de la cinématique du tronc, les résultats EMG des ES semblent transférables.

2.2.3 Variabilité liée aux exosquelettes

Une des limites de la transférabilité des résultats est leur forte dépendance aux modèles d'exosquelettes testés. En effet, la littérature montre des variations importantes selon les dispositifs utilisés (Madinei et al., 2020b; Refai et al., 2024; Theurel & Desbrosses, 2019). Les résultats de notre étude en laboratoire illustrent cette variabilité dans les effets apportés par les quatre exosquelettes testés, allant au-delà du type de conception rigide/textile : les deux exosquelettes rigides ont montré des résultats différents en termes de réduction de l'activité neuromusculaire et c'était aussi le cas pour les deux exosquelettes textiles. Ainsi, bien que les résultats des études en laboratoire et sur le terrain permettent de recommander l'utilisation de l'exosquelette Laevo FLEX à l'ajustage, la généralisation de ces résultats à d'autres modèles reste limitée.

Cette limite rend pour le moment nécessaire l'évaluation spécifique de chaque exosquelette sur les tâches d'intérêt. Par ailleurs, le marché des exosquelettes est dynamique : de nouvelles versions d'exosquelettes existants sont développées, de nouveaux modèles apparaissent et des dispositifs existants peuvent ne plus être commercialisés (ce qui pourrait être le cas du CORFOR et du Laevo FLEX ; les entreprises les ayant développés semblent ne plus concevoir d'exosquelettes pour le moment). Une approche centrée uniquement sur les modèles apparaît donc limitée dans un environnement technologique en constante évolution.

Il semble par conséquent pertinent de chercher à lier les effets biomécaniques aux caractéristiques mécaniques des exosquelettes, notamment à la courbe couple/angle, plutôt qu'à des modèles spécifiques. Cependant, comme expliqué dans le cadre théorique (section 3.2), ces données mécaniques sont à ce jour peu accessibles ; les courbes couple/angle des dispositifs sont rarement mesurées ou communiquées, ou sur un nombre restreint de dispositifs au sein d'un même protocole. Des travaux complémentaires sont donc nécessaires, dans la continuité des études de Madinei et al. (2022) et Van Harmelen et al. (2022), pour caractériser de manière systématique les propriétés mécaniques des exosquelettes, l'idéal étant des études indépendantes mesurant cette relation couple/angle pour différents modèles avec la même méthodologie.

En outre, la connaissance du profil d'assistance de l'exosquelette testé, combinée à une caractérisation cinématique de la tâche, permet de mieux interpréter les effets observés sur l'activité musculaire. Cela nous a notamment aidés à discuter les résultats EMG observés lors des différentes

tâches d'ajustage lors de l'étude terrain. A terme, une telle approche pourrait contribuer à prédire un ordre de grandeur de l'amplitude des réductions de l'activité musculaire par un exosquelette dans des contextes variés, sur la base d'une analyse de poste préalable comme réalisée au chapitre 2.

2.2.4 Variabilité inter-individuelle

L'ampleur des réductions de l'activité des érecteurs du rachis induite par l'utilisation d'un exosquelette pourrait être influencée par les caractéristiques individuelles. Cette variabilité inter-individuelle constitue ainsi une limite potentielle à la transférabilité des résultats d'une étude à une autre. Plusieurs facteurs peuvent contribuer à cette variabilité, notamment les différences anthropométriques et cinématiques entre les participants (Koopman et al., 2019; Theurel & Desbrosses, 2019; Thevenot et al., 2025). Les stratégies opératoires, impactant les amplitudes de flexion du tronc, peuvent également influencer l'ampleur des réductions. Ces éléments soulignent l'importance d'utiliser un échantillon de taille suffisante, idéalement déterminée par un calcul *a priori*, afin de prendre en compte cette variabilité et de renforcer la robustesse des résultats.

Par ailleurs, l'existence de différences entre la population d'étude en laboratoire, généralement des participants novices, jeunes et en bonne santé, et la population d'étude sur le terrain est fréquemment avancée comme une limite à la généralisation des résultats aux travailleurs. Cette différence de population pose la question de la transférabilité des résultats vers une population potentiellement plus hétérogène en termes d'âge, de condition physique et antécédents de blessure, ainsi que vers des opérateurs expérimentés. Cette différence était présente entre notre étude en laboratoire et celle sur le terrain. Encore une fois, au vu des résultats, cela ne semble pas avoir limité l'amplitude des réductions EMG sur le terrain. Nous avons même émis l'hypothèse que l'expertise des sujets pourrait contribuer à réduire la variabilité des effets observés, rendant l'assistance de l'exosquelette potentiellement plus apparente.

Enfin, la question de la transférabilité des résultats à une population féminine ne peut être directement abordée à partir des données de cette thèse, les deux études ayant été menées uniquement sur des hommes. Bien que des études aient rapporté des effets d'interaction entre l'utilisation d'exosquelettes et le sexe sur l'activité musculaire (Alemi et al., 2020; Schwartz et al., 2023), cet effet était limité et non systématiquement retrouvé dans la littérature (Schwartz et al. 2021). En outre, il est probable que les différences observées résultent davantage d'un effet du poids du tronc, généralement plus faible chez les femmes, plutôt que d'un effet direct du sexe. De plus, lorsque des effets du sexe sont rapportés, les résultats montrent des réductions de l'activité musculaire des ES

plus importantes chez les femmes (Alemi et al., 2020; Schwartz et al., 2023). Ainsi, au vu du faible niveau de preuve de l'impact direct du sexe sur l'ampleur des résultats EMG, il apparaît raisonnable de considérer que les effets biomécaniques observés sont globalement transférables à une population féminine.

3 Exosquelettes et risques de TMS

3.1 Indicateurs du risque de TMS

3.1.1 Limites de la mesure de l'activité neuromusculaire

L'activité neuromusculaire, mesurée par électromyographie de surface, est largement utilisée pour évaluer les effets des exosquelettes sur les contraintes biomécaniques (De Bock et al., 2022; Nussbaum et al., 2019). Les réductions observées sont généralement interprétées comme une diminution de l'exposition aux facteurs de risque associés aux lombalgies (De Looze et al., 2016; Kermavnar et al., 2021; Theurel & Desbrosses, 2019). Cependant, plusieurs limites doivent être soulignées.

Premièrement, l'interprétation des variations d'activité musculaire est limitée par l'absence de seuils clairement établis. L'EMG permet de quantifier les réductions de l'activité musculaire par l'exosquelette, mais il est difficile de déterminer dans quelle mesure ces diminutions sont suffisantes pour induire un effet protecteur vis-à-vis du risque de lombalgie.

Deuxièmement, l'activité musculaire pourrait ne pas refléter l'ensemble des effets de l'assistance fournie par un exosquelette. Les résultats de l'étude en laboratoire illustrent cette limite : le phénomène de flexion-relaxation observé durant la tâche d'inspection met en évidence les limites de l'EMG pour les tâches requérant une flexion du tronc intense. Dans ces situations, une réduction soudaine, voire une disparition, de l'activité myoélectrique des érecteurs spinaux lombaires peut être observée, atténuant ou masquant les effets de l'exosquelette malgré la continuité de l'assistance. De plus, l'exosquelette BackX a significativement réduit l'inconfort perçu au dos durant les quatre tâches, mais n'a pas réduit l'activité musculaire. Bien que l'effet sur l'inconfort perçu puisse résulter d'effets contextuels, il est également possible que certains effets de l'assistance ne soient pas captés par l'électromyographie de surface. L'amplitude du signal EMG est corrélée au niveau global d'activation musculaire, mais elle ne permet pas de distinguer les contributions respectives du recrutement spatial des unités motrices (nombre d'unités recrutées) et du recrutement temporel (fréquence de décharge) (Konrad, 2006). Une variation du signal EMG peut donc refléter des stratégies neuromusculaires

différentes, sans que cela soit identifiable à partir de cette seule mesure. De plus, l'EMG de surface ne permet de détecter que l'activité des muscles superficiels, et uniquement celle des unités motrices situées sous les électrodes (Konrad, 2006). Elle ne représente donc qu'une partie de l'activité musculaire du dos et peut ne pas être représentative de l'ensemble des muscles érecteurs du rachis.

Enfin, le choix des paramètres issus du signal EMG peut également influencer l'interprétation des résultats. L'utilisation de valeurs moyennes, comme dans nos études (RMS), permet de rendre compte des contraintes musculaires globales au cours de la tâche, ce qui paraît plus pertinent pour ces approches centrées sur l'exposition cumulative. Certaines études du domaine utilisent les valeurs maximales, pour davantage refléter des contraintes ponctuelles élevées (Alemi et al., 2020; Poon et al., 2019). Cependant, cela apparaît peu adapté pour des tâches complexes, d'autant plus pour des évaluations sur le terrain caractérisées par une forte variabilité. L'utilisation de percentiles (notamment les 10ème, 50ème et 90ème percentiles) est également parfois privilégiée afin de décrire plus précisément les effets sur l'ensemble du spectre d'exposition physique (Graham et al., 2009; Jakobsen et al., 2025).

3.1.2 Apport des indicateurs subjectifs

L'intégration d'indicateurs subjectifs, tels que l'inconfort perçu, apparaît important pour compléter l'analyse biomécanique. Ces mesures permettent de faire le lien entre l'amplitude de réduction de l'activité musculaire avec le ressenti des opérateurs, et contribuent à évaluer le bénéfice des réductions d'activité musculaire malgré l'absence de seuils. Par exemple, durant l'étude en laboratoire, l'exosquelette CORFOR a significativement réduit l'activité musculaire des érecteurs du rachis durant la tâche d'inspection et la tâche de port de la pièce de 21 kg, sans entraîner de diminution significative de l'inconfort perçu au dos. Cela suggère que, malgré des effets mesurables, les participants n'ont pas perçu un niveau d'assistance suffisant. Cependant, cela ne signifie pas que la réduction de l'activité musculaire sur le long terme ne pourrait pas réduire le risque de lombalgie.

Du point de vue des TMS, l'inconfort perçu au dos constitue un indicateur pertinent, dans la mesure où il se rapproche de la définition de la lombalgie. Une étude a d'ailleurs montré que l'intensité de l'inconfort musculosquelettique pourrait être un facteur prédictif de la survenue ultérieure de lombalgies chez des travailleurs initialement asymptomatiques (Hamberg-van Reenen et al., 2008). Plus récemment, Waongenngarm et al. (2022) ont montré que l'inconfort perçu, mesuré à l'aide de l'échelle de Borg CR10, était un prédicteur de l'apparition de lombalgies sur une période de suivi de six

mois. Ils ont identifié un seuil de 3,5 comme valeur optimale pour discriminer les travailleurs à risque accru de développer ces douleurs.

Les résultats obtenus dans nos expérimentations montrent justement que l'utilisation de l'exosquelette Laevo FLEX a entraîné une diminution de l'inconfort perçu au dos, avec un passage des scores CR10 initialement supérieurs à 3,5 vers des valeurs inférieures à ce seuil pour la quasi-totalité des participants. En laboratoire, les quatre tâches expérimentales présentaient un 3ème quartile d'inconfort supérieur ou égal à 4 sans exosquelette, tandis que ces scores étaient tous inférieurs à 3,5 avec le Laevo FLEX. Sur le terrain, aucun ajusteur n'a rapporté un niveau d'inconfort perçu au dos supérieur à 3,5 (noté sur l'ensemble des tâches) avec l'exosquelette, ce qui n'était pas le cas sans.

L'utilisation d'un tel seuil permet une interprétation plus fonctionnelle des effets observés. Mis en perspective, ces résultats renforcent l'intérêt des exosquelettes comme outil de prévention primaire. Cependant, ce seuil ayant été établi dans une population de travailleurs de bureau, des études complémentaires sont nécessaires pour déterminer si ce seuil est transposable à des situations de travail impliquant des contraintes biomécaniques différentes, notamment en environnement industriel. Sans permettre d'établir un lien direct avec le risque de TMS, les paramètres subjectifs apportent des informations complémentaires essentielles, permettant d'interpréter les effets biomécaniques observés et d'évaluer l'impact des exosquelettes, au moins en termes de bien-être au travail.

3.1.3 Apport de la modélisation musculosquelettique

D'autres indicateurs biomécaniques que l'activité neuromusculaire peuvent permettre d'estimer plus directement les contraintes mécaniques appliquées au rachis lombaire, notamment à l'aide de la modélisation musculosquelettique. Il est ainsi possible d'estimer les moments de flexion-extension du tronc, ainsi que les forces de compression et de cisaillement au niveau des vertèbres lombaires. Plusieurs études ont montré que l'utilisation d'exosquelettes pouvait réduire ces contraintes, avec des réductions significatives jusqu'à −23 % des moments maximaux au niveau L5/S1 (Kermavnar et al., 2021; Favennec, Moissenet, et al., 2024) et des réductions de 6 à 22 % des forces de compression et de cisaillement lombosacrées (Kermavnar et al., 2021; Eskandari et al., 2025; Favennec, Moissenet, et al., 2024; Madinei & Nussbaum, 2023).

Une expérimentation a été conduite en ce sens durant cette thèse, dont les résultats seront exploités par la suite. Quatorze sujets ont réalisé des tâches d'ajustage simulées en laboratoire, sans et avec deux exosquelettes passifs : un rigide, le Laevo FLEX, et un passif, le CORFOR, qui avaient

montré les meilleurs résultats lors de l'étude en laboratoire. Cette étude visait à acquérir des données cinématiques, à l'aide d'un système opto-électronique, ainsi que les forces de réaction au sol, à l'aide de plateformes de force, dans un objectif de modélisation musculosquelettique sous OpenSim.

La modélisation musculosquelettique vise à estimer les contraintes mécaniques internes associées au mouvement à partir de ces données expérimentales. Elle comprend plusieurs étapes, requérant un travail conséquent. La première est la mise à l'échelle d'un modèle musculosquelettique générique pour correspondre aux caractéristiques anthropométriques du sujet. Une analyse en cinématique inverse est ensuite réalisée pour reconstruire le mouvement à partir des trajectoires des marqueurs réfléchissants posés sur le sujet durant les tâches expérimentales (Figure 46) (en minimisant par pondération les erreurs entre les marqueurs virtuels du modèle et les marqueurs expérimentaux). Vient ensuite la dynamique inverse, qui permet d'estimer les moments et forces nets au niveau des articulations. Ces forces sont ensuite distribuées entre les différents muscles grâce à la méthode d'optimisation statique, qui prend en compte divers paramètres physiologiques intégrés au modèle (force maximale des différents muscles, relations force/vitesse et force/longueur, délai électromécanique). Enfin, l'analyse des forces de réaction articulaire permet d'estimer les forces résultantes qui s'exercent au niveau des articulations en réponse à l'ensemble des actions mécaniques du modèle (muscles, charges externes, exosquelette…). Dans notre cas, ces forces correspondent aux composantes de compression et de cisaillement estimées au niveau de L5–S1.

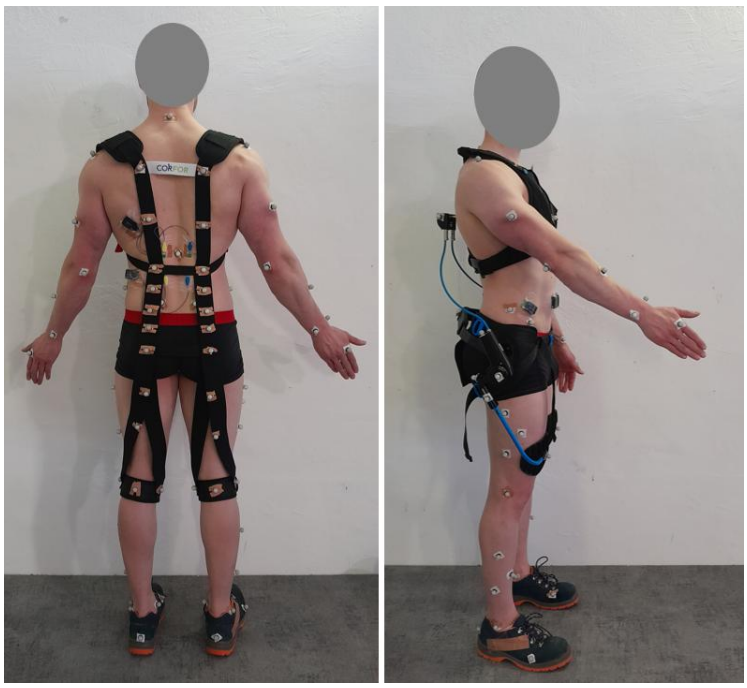


Figure 46. A gauche une vue de dos avec le CORFOR V5, à droite une vue de profil avec le Laevo FLEX. Le participant et les deux exosquelettes sont équipés de marqueurs réfléchissants.

Dans le cadre de notre étude, l'intégration de l'exosquelette CORFOR V5 se base sur le travail de Favennec, Moissenet, et al. (2024), qui a intégré l'exosquelette textile CORFOR V2 dans le modèle OpenSim « Lifting Full-Body » (LFB) initialement développé par Beaucage-Gauvreau et al. (2019). L'exosquelette est représenté comme une paire de ressorts suivant des trajectoires définies par les marqueurs fixés sur l'exosquelette et ajoutés au modèle mis à l'échelle (Figure 47). La longueur au repos et les valeurs de rigidité des élastiques ont été mesurées en parallèle de l'expérience. Dans le modèle, les forces d'assistance sont ainsi générées en fonction de l'allongement des ressorts et appliquées aux segments corporels le long de leurs trajectoires.

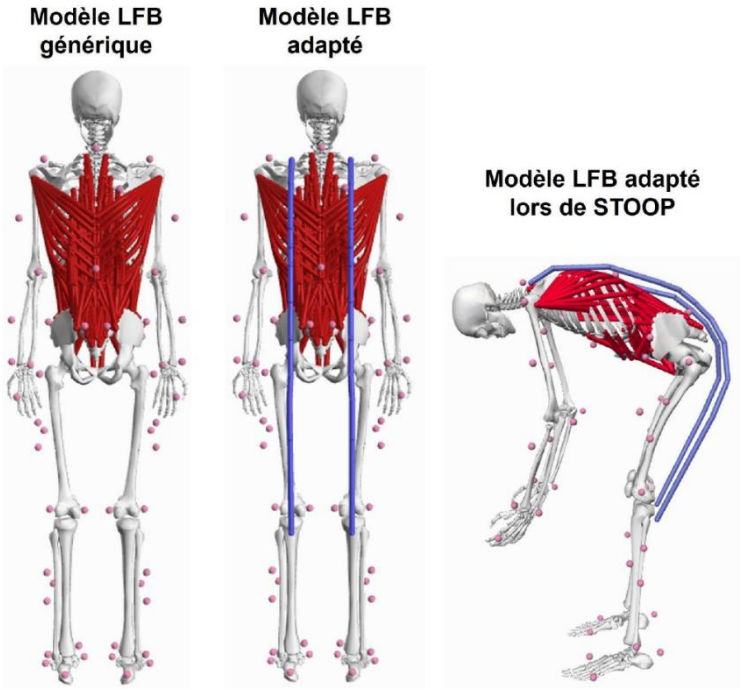


Figure 47. A gauche une vue de dos du modèle Opensim LFB (Beaucage-Gauvreau et al., 2019) ; au milieu une vue de dos du modèle LFB complété avec l'exosquelette CORFOR V2 ; à droite une vue sagittale du modèle LFB adapté lors d'une tâche de flexion du tronc (Favennec, Moissenet, et al., 2024).

Concernant l'exosquelette Laevo FLEX dans OpenSim, la modélisation reposera sur les données mécaniques fournies par le fabricant (Van Harmelen et al., 2022). L'assistance de l'exosquelette sera intégrée au modèle sous la forme d'une force de contact orthogonale au segment du tronc, au niveau de l'insertion haute des tiges, à l'arrière du plastron. L'intensité de cette force sera déterminée à partir du moment fourni par le fabricant, dépendant de l'angle de flexion de l'exosquelette, obtenu grâce aux marqueurs placés sur celui-ci.

Néanmoins, les méthodes de modélisation musculosquelettique présentent également des limites. Les contraintes estimées reposent sur des modèles et non sur des mesures directes. De plus, les forces appliquées par l'exosquelette sur les segments corporels sont généralement mesurées avant

l'expérience et non pendant la tâche. Les estimations ne prennent donc pas en compte les facteurs liés à l'interaction homme-exosquelette et ne reflètent donc pas pleinement l'assistance directement transmise aux utilisateurs. Bien qu'elles permettent d'apporter des informations complémentaires sur l'exposition aux contraintes biomécaniques, ces approches ne permettent pas non plus d'établir un lien direct avec l'apparition de lombalgies.

Ces limites des indicateurs issus de l'activité neuromusculaire, de l'inconfort perçu ou encore de la modélisation musculosquelettique soulignent le besoin d'études épidémiologiques pour évaluer directement l'impact des exosquelettes sur le risque de lombalgie. Malgré leur complexité de mise en œuvre, nécessitant des cohortes importantes d'utilisateurs et un suivi longitudinal, l'intégration progressive des exosquelettes en entreprises pourrait favoriser le développement de telles recherches.

3.2 Multifactorialité de la lombalgie

La lombalgie est reconnue d'origine multifactorielle (Hoy et al., 2012; Manchikanti, 2000). Comme détaillé dans le cadre théorique (section 2.3), les facteurs biomécaniques professionnels, tels que les postures contraignantes et les manutentions manuelles, occupent une place majeure, mais coexistent avec des facteurs individuels, des activités extraprofessionnelles, ainsi que des facteurs organisationnels et psychosociaux (Manchikanti, 2000; INRS, 2018c; Ferreira et al., 2023).

Certains de ces facteurs sont justement présents à l'ajustage, au-delà des contraintes posturales et des manutentions manuelles. Les opérateurs sont ainsi exposés à d'autres sollicitations physiques, telles que des efforts de poussée et de traction ou la station debout prolongée, qui peuvent également contribuer au risque de lombalgie et qui ne sont pas réduites par le port d'un exosquelette (Manchikanti, 2000). De plus, l'utilisation de meuleuses pneumatiques durant les tâches de rayonnage et de brossage exposent les ajusteurs à des vibrations mécaniques, qui sont reconnues comme un facteur aggravant (INRS, 2018b). Par ailleurs, les exigences de précision, de qualité ou encore de sécurité associées au travail d'ajustage impliquent des sollicitations cognitives importantes. Combinées aux contraintes physiques, elles constituent une charge de travail globale élevée. Les exigences psychologiques élevées seraient susceptibles de favoriser la lombalgie et seraient surtout un facteur de risque de passage à la chronicité (INRS, 2018b).

Bien que les études menées durant ce projet démontrent les bénéfices des exosquelettes pour réduire certaines contraintes biomécaniques, leur impact sur la prévention de la lombalgie doit être relativisé au vu de ce caractère multifactoriel. Il reste difficile d'estimer le bénéfice global de ces dispositifs sur l'apparition de lombalgies.

3.3 Effets indésirables potentiels sur les facteurs de risque

Parmi ces facteurs de risque, certains pourraient potentiellement être affectés négativement par le port d'un exosquelette. En particulier, des facteurs organisationnels et psychosociaux associés à l'apparition et à la persistance des lombalgies pourraient être concernés, tels que l'insatisfaction professionnelle, la faible latitude décisionnelle ou encore le manque de reconnaissance (Hoogendoorn, van Poppel, et al., 2000; INRS, 2018b; Manchikanti, 2000; Truchon & Langlois, 2023).

L'imposition du port d'un exosquelette, par exemple, pourrait réduire la latitude décisionnelle des opérateurs, qui constitue un facteur psychosocial important. Une intégration perçue comme contrainte pourrait également accroître l'insatisfaction au travail, le sentiment de manque de reconnaissance ou les exigences psychologiques.

4 Démarche ergonomique, acceptation et usages

4.1 Apports de la démarche

Dans le cadre de ce projet, la démarche ergonomique a constitué une étape déterminante pour assurer la pertinence des choix méthodologiques et des dispositifs évalués. L'analyse du travail d'ajustage, structurée à l'aide du modèle des cinq carrés, a permis d'identifier les principales exigences et sollicitations issues de l'activité réelle, en particulier les contraintes biomécaniques associées aux tâches impliquant des flexions du tronc. Cette phase a conduit à la pré-sélection des exosquelettes potentiellement compatibles avec les exigences du poste. Elle nous a également permis de reproduire au mieux les tâches en laboratoire et a guidé le choix des phases d'ajustage d'intérêt lors de l'expérimentation en condition réelle, ainsi que la segmentation des tâches lors du post-traitement.

Comme le souligne Daniellou (2006), le déroulement d'une intervention ergonomique n'est pas réductible à la mise en place d'un protocole standardisé. Il dépend des spécificités de la situation étudiée, des opérateurs, des contraintes organisationnelles, mais également de la personne qui conduit l'intervention et des relations qu'elle établit avec les différents acteurs du projet.

L'intervention ergonomique est donc une expérience singulière, difficilement transposable d'un projet à l'autre.

Pour autant, sans remettre en cause cette singularité, certains éléments de la démarche se sont révélés particulièrement pertinents dans le cadre de ce projet et pourraient être utilisés dans des contextes similaires. Les observations sur la durée complète d'un poste, auprès de deux opérateurs aux caractéristiques individuelles différentes, permettent de se faire une idée du déroulement d'une journée d'ajustage, bien qu'il n'existe pas de journée type (voir Chapitre 2 – section 1.4.1), et de mettre en évidence la variabilité de l'activité et des stratégies opératoires, évitant ainsi une représentation trop simplifiée du travail. Sur cette base, l'observation de tâches représentatives et fréquentes auprès d'un plus grand nombre d'opérateurs permet de consolider les analyses, de s'assurer que l'on ne généralise pas des comportements spécifiques aux deux premiers opérateurs et de potentiellement identifier de nouvelles stratégies opératoires ou contraintes. Enfin, l'implication des opérateurs tout au long du projet, à travers une démarche participative (présentation de tous les résultats au fur à mesure du projet, discussions régulières informelles), favorise leur adhésion. Elle a notamment contribué à leur participation volontaire à l'expérimentation.

4.2 Perspectives d'évolution de la démarche

Dans une perspective d'intégration des exosquelettes en milieu professionnel, cette démarche pourrait être conduite à nouveau afin d'analyser l'évolution de l'activité avec l'introduction du dispositif. En effet, le modèle des cinq carrés peut être envisagé d'un point de vue dynamique, dans une perspective diachronique, en intégrant les transformations progressives des déterminants, de l'activité et de ses effets (Prévot-Carpentier & Toupin, 2024).

À court terme, lors de la familiarisation et de l'expérimentation à l'ajustage, nous n'avons pas observé de modifications marquées des stratégies opératoires lors de l'utilisation de l'exosquelette. Sur des périodes plus longues, des évolutions (bénéfiques ou non) pourraient néanmoins apparaître, notamment en termes d'appropriation du dispositif, de réorganisation du travail ou d'adaptation des techniques de travail. Une telle démarche permettrait également d'analyser plus finement l'influence de la variabilité interindividuelle sur l'impact de l'exosquelette, ainsi que de mieux comprendre les choix d'adoption ou de rejet du dispositif par les opérateurs, selon les phases d'ajustage. Dans ce cadre, le maintien d'un dialogue avec les opérateurs est essentiel.

4.3 Perception du risque et acceptation

Dans le questionnaire évaluant l'acceptation complété à la fin de l'expérimentation sur le terrain, un item absent du questionnaire de Wioland et al., (2025) a été ajouté : « Actuellement, dans mon travail, je suis exposé à des risques de lombalgie ». Cet ajout visait à explorer l'hypothèse selon laquelle la perception du risque pourrait influencer l'acceptation de l'exosquelette.

Il est en effet plausible que les individus qui se perçoivent comme fortement exposés un risque de lombalgie soient plus enclins à vouloir utiliser l'exosquelette. La perception des risques par les travailleurs pourrait donc être corrélée à leur acceptation, à l'image d'autres dispositifs ou mesures de prévention. Par exemple, dans le domaine de la santé publique, Brewer et al., (2007) ont observé que les perceptions du risque spécifiques à un danger sont des prédicteurs du comportement vaccinal. En santé au travail, Tsakiris et al., (2025) ont montré que les agriculteurs ayant une perception élevée des risques avaient davantage recours aux EPI. De même, Man et al., (2021) ont mis en évidence que la perception du risque influence positivement l'intention de porter des EPI, tels que les harnais de sécurité, chaussures de sécurité, casques, gants ou protections auditives. Ces résultats suggèrent que ce mécanisme pourrait être transposable au contexte des exosquelettes, selon une logique similaire : la perception du risque favorise la reconnaissance du bénéfice, induisant une l'intention d'usage plus importante.

Afin de tester cette hypothèse, nous avons réalisé une corrélation de Spearman sur les données issues des réponses aux questions « Actuellement, dans mon travail, je suis exposé à des risques de lombalgie » et « Si j'ai le choix, je pense que je continuerai à utiliser l'exosquelette dans les mois à venir ». Les résultats ont montré une relation positive forte et statistiquement significative ($p < 0,05$) entre l'exposition perçue au risque de lombalgie et l'acceptation de l'exosquelette ($r = 0,732$;

p = 0,016) (Figure 48). Les participants se percevant comme les plus exposés aux lombalgies étaient donc davantage susceptibles de vouloir continuer à utiliser l'exosquelette.

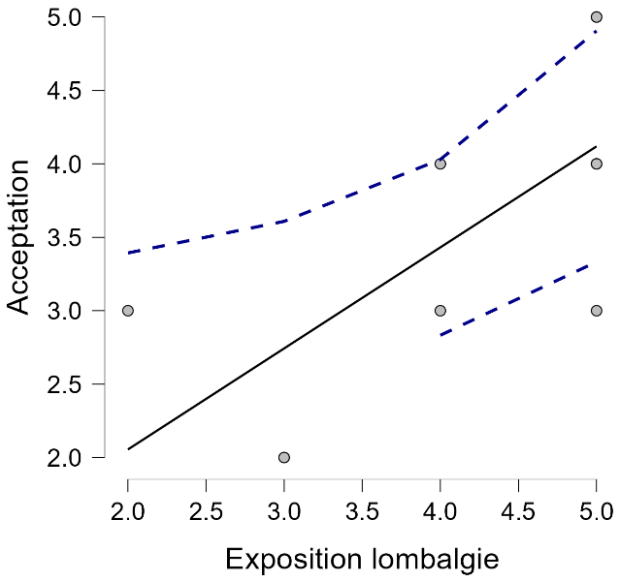


Figure 48. Corrélation entre la perception de l'exposition aux risques de lombalgie et l'acceptation de l'exosquelette. Les points représentent les réponses individuelles, la ligne noire correspond à la droite de régression et les lignes pointillées bleues à l'intervalle de confiance à 95 %. Échelle de Likert : 1 = Pas du tout d'accord ; 2 = Plutôt pas d'accord ; 3 = Ni d'accord ni en désaccord ; 4 = Plutôt d'accord ; 5 = Tout à fait d'accord). Certains points sont superposés en raison de réponses identiques.

Au vu de la faible taille de l'échantillon, ces résultats doivent être considérés comme exploratoires et être interprétés avec prudence. À notre connaissance, aucune étude n'a quantifié directement cette relation dans le champ des exosquelettes. Ce résultat suggère que la perception de l'exposition aux contraintes physiques pourrait constituer un déterminant de l'acceptation, et mériterait d'être intégrée dans de futurs travaux pour enrichir les modèles explicatifs de l'adoption des exosquelettes.

4.4 Acceptation déclarée et usage réel

L'acceptation mesurée dans cette étude repose sur les réponses à l'item « Si j'ai le choix, je pense que je continuerai à utiliser l'exosquelette dans les mois à venir ». Comme défini dans le cadre théorique (section 3.4), ce terme est employé dans la mesure où les répondants ont été mis en situation d'usage du dispositif. Cependant, cette mesure correspond à une intention déclarée, formulée suite à une utilisation de courte durée, comprenant les quatre séances de familiarisation et l'expérimentation. Les réponses reflètent donc une projection dans un usage futur, et non une mesure de l'adoption réelle. Il serait par conséquent intéressant de comparer les résultats du questionnaire, qui montrait cinq ajusteurs favorables ou très favorables, trois neutres et deux défavorables, avec le

nombre d'ajusteurs utilisant réellement l'exosquelette plusieurs semaines ou mois plus tard. Cela permettrait d'évaluer dans quelle mesure les intentions exprimées à court terme constituent un bon indicateur de l'utilisation réelle.

Cette distinction entre intention d'usage et usage réel renvoie au caractère dynamique de l'acceptation. En effet, l'acceptabilité d'une technologie est susceptible d'évoluer au fil du temps, en fonction de l'expérience accumulée et des contraintes rencontrées. L'approche de l'acceptation située souligne ainsi que les transformations de l'activité initiale induites par la technologie ont des incidences sur son acceptation, certains facteurs ne se révélant qu'en situation réelle et prolongée d'utilisation (Wioland et al., 2019).

L'étude de Hensel & Keil (2019) dans le secteur automobile a montré que, malgré une intention d'utilisation initialement élevée d'un exosquelette passif rigide, l'acceptation a diminué au cours des quatre semaines d'essai. Cette évolution s'expliquait notamment par l'apparition d'inconfort et des problèmes ergonomiques, pouvant contrebalancer, voire dépasser, les bénéfices perçus en termes de réduction de l'effort physique.

Ces éléments suggèrent que les mesures d'acceptation réalisées à l'issue d'une utilisation de courte durée pourraient surestimer l'adoption réelle à long terme. Il apparaît donc pertinent de compléter ces évaluations par des suivis longitudinaux, permettant de comparer les intentions de continuité d'usage avec les usages effectifs, ainsi que d'analyser les fréquences et durées d'utilisation selon les situations de travail.

4.5 Acceptation et usages au-delà de la prévention primaire

En lien avec la corrélation observée entre la perception du risque de lombalgie et l'acceptation de l'exosquelette, on peut supposer que l'acceptation serait plus élevée chez les travailleurs sujets, ou ayant été sujets, à des lombalgies. Lorsque le besoin est directement ressenti, les bénéfices potentiels du dispositif apparaissent davantage.

Dans cette perspective, au-delà de leur rôle en prévention primaire, les exosquelettes pourraient présenter un intérêt dans des logiques de prévention secondaire et tertiaire, notamment dans le cadre du maintien dans l'emploi et de la gestion des lombalgies. En plus des bénéfices biomécaniques mis en évidence, les exosquelettes pourraient limiter les risques de chronicisation en agissant sur certaines dimensions psychosociales. En assistant le travailleur durant des tâches contraignantes, ils pourraient contribuer à limiter les comportements de catastrophisation ou de

kinésiophobie, et participer à rompre le cycle peur-évitement (Figure 3). Cela favoriserait la reprise d'activité et limiterait les risques de déconditionnement, qui comprend des altérations physiques, psychologiques et sociales (Cherin & de Jaeger, 2011a; Petit, 2025), susceptibles d'augmenter la douleur, les risques de récidive et le passage à la chronicité (INRS, 2018b). Dans cette optique, l'utilisation d'un exosquelette pourrait soutenir le retour et/ou le maintien dans l'emploi et prévenir les situations d'isolement ou de désinsertion professionnelle, en facilitant une reprise plus précoce de l'activité. Le recours à un exosquelette dans une logique de maintien dans l'emploi nécessite toutefois un avis médical préalable, en particulier pour s'assurer que la lombalgie n'est pas spécifique, c'est-à-dire liée à une pathologie identifiable nécessitant une prise en charge distincte.

Dans ces cas de retour à l'emploi, l'utilisation de l'exosquelette étant temporaire, les utilisateurs pourraient se montrer plus enclins à tolérer certaines contraintes associées au dispositif. Cela pourrait donc également renforcer son acceptation dans ces contextes spécifiques.

5 Conclusion générale

Cette thèse a permis de fournir à l'entreprise des éléments objectifs pour orienter les stratégies de prévention de la lombalgie et a contribué à alimenter l'état de l'art sur l'influence des exosquelettes de dos lors de tâches de flexion du tronc, communes à de nombreux secteurs industriels.

L'analyse du travail d'ajustage a mis en évidence des contraintes posturales importantes et a servi de base à la mise en œuvre des protocoles des deux études d'évaluation. Associée à la revue de la littérature et des exosquelettes existants, elle a nous a permis de présélectionner plusieurs exosquelettes.

L'étude menée en laboratoire contribue à l'état des connaissances sur les effets biomécaniques des exosquelettes passifs, en comparant plusieurs dispositifs au sein d'un même protocole expérimental. Les résultats obtenus ont montré une forte variabilité selon les tâches et les exosquelettes, démontrant notamment que la réduction de l'activité neuromusculaire ne dépend pas uniquement de la conception rigide ou textile des exosquelettes. Parmi les dispositifs évalués, le Laevo FLEX est le seul à avoir réduit significativement à la fois l'activité neuromusculaire et l'inconfort perçu au dos, sans entraîner d'effets indésirables, tels que des sur-sollicitations musculaires, des modifications de la cinématique ou un inconfort plus important.

La seconde étude, réalisée durant l'activité d'ajustage, apporte des connaissances quant à l'efficacité des exosquelettes en situation réelle de travail. Le Laevo FLEX a montré des réductions de

l'activité des muscles érecteurs spinaux lombaires dans plusieurs tâches représentatives et fréquentes d'ajustage. Ces résultats, associés à une tendance à la réduction de l'inconfort perçu et à une acceptation du dispositif globalement positive, mettent en évidence le potentiel de cet exosquelette pour améliorer les conditions de travail et contribuer à la prévention des lombalgies dans les activités aux caractéristiques similaires.

Plus largement, les résultats de ces études montrent que les conditions de terrain ne sont pas nécessairement défavorables à l'observation des effets des exosquelettes. Ils suggèrent également que des résultats biomécaniques obtenus en laboratoire, lors de tâches simulées reproduisant fidèlement les contraintes de l'activité réelle, peuvent être transférables au terrain.

Plusieurs perspectives de recherche se dégagent de ces travaux. Il apparaît notamment nécessaire de mieux caractériser les propriétés mécaniques des exosquelettes, pour faciliter la généralisation des résultats d'un modèle à l'autre. De plus, des études basées sur la modélisation musculosquelettique permettraient d'estimer de façon complémentaire les contraintes mécaniques appliquées au rachis lombaire lors de ces tâches. Enfin, l'intégration de nouveaux déterminants tels que la perception de l'exposition aux risques, ainsi que des suivis longitudinaux comparant les résultats des questionnaires d'acceptation et les usages effectifs, pourraient enrichir les modèles explicatifs de l'adoption des exosquelettes.

Bibliographie

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

AFNOR. (2008). *NF EN 1005-4+A1 : Sécurité des machines – Performance physique humaine – Partie 4 : Évaluation des postures et mouvements lors du travail en relation avec les machines.* Association française de normalisation (AFNOR). Afnor EDITIONS. https://www.boutique.afnor.org/fr-fr/norme/nf-en-10054-a1/securite-des-machines-performance-physique-humaine-partie-4-evaluation-des-/fa160745/32230

Albouy, T., Lebel, K., & Bérenger, L. T. (2022). *Effects of a passive back assistance exoskeleton for load carrying and trunk bending tasks* [Preprint]. In Review. https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-2324739/v1

Albouy, T., Mornieux, G., Chin, E., & Zare, M. (2025). Biomechanical effects of soft and rigid passive back occupational exoskeletons during load-carrying and static trunk bending tasks in the aeronautics industry. *Wearable Technologies*, *6*, e50. https://doi.org/10.1017/wtc.2025.10029

Albouy, T., Zare, M., Chin, E., & Mornieux, G. (2026). Field assessment of a passive back exoskeleton in the aeronautics industry : Biomechanical responses and worker acceptance. *Ergonomics*, *0*(0), 1-15. https://doi.org/10.1080/00140139.2026.2690386

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

Alemi, M. M., Madinei, S., Kim, S., Srinivasan, D., & Nussbaum, M. A. (2020). Effects of Two Passive Back-Support Exoskeletons on Muscle Activity, Energy Expenditure, and Subjective

Assessments During Repetitive Lifting. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, *62*(3), 458-474. https://doi.org/10.1177/0018720819897669

Alexandre, B., Reynaud, E., Osiurak, F., & Navarro, J. (2018). Acceptance and acceptability criteria : A literature review. *Cognition, Technology & Work*, *20*(2), 165-177. https://doi.org/10.1007/s10111-018-0459-1

Amandels, S., Eyndt, H. O. het, Daenen, L., & Hermans, V. (2019). Introduction and Testing of a Passive Exoskeleton in an Industrial Working Environment. In S. Bagnara, R. Tartaglia, S. Albolino, T. Alexander, & Y. Fujita (Éds.), *Proceedings of the 20th Congress of the International Ergonomics Association (IEA 2018)* (p. 387-392). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-96083-8_51

Article L4121-1—Code du travail—Légifrance. (s. d.). Consulté 30 mars 2026, à l'adresse https://www.legifrance.gouv.fr/codes/article_lc/LEGIARTI000035640828/

Article L4161-1—Code du travail—Légifrance. (s. d.). Consulté 29 mars 2026, à l'adresse https://www.legifrance.gouv.fr/codes/article_lc/LEGIARTI000035640694

Asadi, H., Yu, D., & Mott, J. H. (2019). Risk factors for musculoskeletal injuries in airline maintenance, repair & overhaul. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *70*, 107-115.

Ashta, G., Finco, S., Battini, D., & Persona, A. (2023). Passive Exoskeletons to Enhance Workforce Sustainability : Literature Review and Future Research Agenda. *Sustainability*, *15*(9), Article 9. https://doi.org/10.3390/su15097339

Assurance Maladie. (2023). *Rapport annuel 2023 – Risques professionnels*. Caisse Nationale d'Assurance Maladie. https://www.assurance-maladie.ameli.fr/etudes-et-donnees/2023-rapport-annuel-assurance-maladie-risques-professionnels#download

Assurance Maladie. (2025, novembre 14). *Lombalgie ou mal de dos, de quoi parle-t-on ?* https://www.ameli.fr/assure/sante/themes/lombalgie-aigue/comprendre-lombalgie

Atain-Kouadio, J.-J., & Sghaier, A. (2017). *Les robots et dispositifs d'assistance physique : État des lieux et enjeux pour la prévention* (Research Report Notes scientifiques et Techniques NS 354;

p. 44 p.). Institut National de Recherche et de Sécurité (INRS). https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01808404

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*.

Baltrusch, S. J., van Dieën, J. H., van Bennekom, C. A. M., & Houdijk, H. (2018). The effect of a passive trunk exoskeleton on functional performance in healthy individuals. *Applied Ergonomics*, *72*, 94-106. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.04.007

Barthelme, J., Sauter, M., Mueller, C., & Liebers, F. (2021). Association between working in awkward postures, in particular overhead work, and pain in the shoulder region in the context of the 2018 BIBB/BAuA Employment Survey. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *22*, 624. https://doi.org/10.1186/s12891-021-04482-4

Bartlett, R., Wheat, J., & Robins, M. (2007). Is movement variability important for sports biomechanists? *Sports Biomechanics*, *6*(2), 224-243. https://doi.org/10.1080/14763140701322994

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

Bernard, B. P., & Putz-Anderson, V. (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*. https://certisafety.com/pdf/mdwf97-141.pdf

Besomi, M., Hodges, P. W., Clancy, E. A., Van Dieën, J., Hug, F., Lowery, M., Merletti, R., Søgaard, K., Wrigley, T., Besier, T., Carson, R. G., Disselhorst-Klug, C., Enoka, R. M., Falla, D., Farina, D., Gandevia, S., Holobar, A., Kiernan, M. C., McGill, K., … Tucker, K. (2020). Consensus for

experimental design in electromyography (CEDE) project : Amplitude normalization matrix. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *53*, 102438. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102438

Black, P. H. (2002). Stress and the inflammatory response : A review of neurogenic inflammation. *Brain, Behavior, and Immunity*, *16*(6), 622-653. https://doi.org/10.1016/S0889-1591(02)00021-1

Bobillier Chaumon, M.-E. (2021). Exploring the Situated Acceptance of Emerging Technologies in and Concerning Activity : Approaches and Processes. In *Digital Transformations in the Challenge of Activity and Work* (p. 237-256). John Wiley & Sons, Ltd. https://doi.org/10.1002/9781119808343.ch18

Borg, G. a. V. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *14*(5), 377.

Bosch, T., van Eck, J., Knitel, K., & de Looze, M. (2016). The effects of a passive exoskeleton on muscle activity, discomfort and endurance time in forward bending work. *Applied ergonomics*, *54*, 212-217.

Brewer, N. T., Chapman, G. B., Gibbons, F. X., Gerrard, M., McCaul, K. D., & Weinstein, N. D. (2007). Meta-analysis of the relationship between risk perception and health behavior : The example of vaccination. *Health Psychology*, *26*(2), 136-145. https://doi.org/10.1037/0278-6133.26.2.136

Brière, J., & Fouquet, N. (2024). *Prévalence de troubles musculo-squelettiques en France, dans la population générale et dans la population des actifs occupés selon la catégorie socioprofessionnelle et le secteur d'activité.* (p. 66) [Report, Santé publique France]. https://hal-lara.archives-ouvertes.fr/hal-04523952

Brouwer, N. P., Kingma, I., van Dijk, W., & van Dieën, J. H. (2023). Exposure to inclined trunk postures in surgical staff. *Journal of Biomechanics*, *161*, 111833. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111833

Burdorf, A., & Sorock, G. (1997). Positive and negative evidence of risk factors for back disorders. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, *23*(4), 243-256.

Burton, A. K. (2005). How to prevent low back pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology, Non-Specific Low Back Pain*, *19*(4), 541-555. https://doi.org/10.1016/j.berh.2005.03.001

Cardoso, A., Colim, A., & Sousa, N. (2020). The Effects of a Passive Exoskeleton on Muscle Activity and Discomfort in Industrial Tasks. In P. M. Arezes, J. S. Baptista, M. P. Barroso, P. Carneiro, P. Cordeiro, N. Costa, R. B. Melo, A. S. Miguel, & G. Perestrelo (Éds.), *Occupational and Environmental Safety and Health II* (p. 237-245). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-030-41486-3_26

Cherin, P., & de Jaeger, C. (2011a). La lombalgie chronique : Actualités, prise en charge thérapeutique. *Médecine & Longévité*, *3*(3), 137-149. https://doi.org/10.1016/j.mlong.2011.08.002

Cherin, P., & de Jaeger, C. (2011b). La lombalgie chronique : Actualités, prise en charge thérapeutique. *Médecine & Longévité*, *3*(3), 137-149. https://doi.org/10.1016/j.mlong.2011.08.002

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

Cohen, R. G., & Sternad, D. (2009). Variability in motor learning : Relocating, channeling and reducing noise. *Experimental Brain Research*, *193*(1), 69-83. https://doi.org/10.1007/s00221-008-1596-1

Cohen, S. P., Argoff, C. E., & Carragee, E. J. (2008). Management of low back pain. *BMJ*, *337*, a2718. https://doi.org/10.1136/bmj.a2718

Crea, S., Beckerle, P., Looze, M. D., Pauw, K. D., Grazi, L., Kermavnar, T., Masood, J., O'Sullivan, L. W., Pacifico, I., Rodriguez-Guerrero, C., Vitiello, N., Ristić-Durrant, D., & Veneman, J. (2021).

Occupational exoskeletons : A roadmap toward large-scale adoption. Methodology and challenges of bringing exoskeletons to workplaces. *Wearable Technologies*, *2*, e11. https://doi.org/10.1017/wtc.2021.11

da Costa, B. R., & Vieira, E. R. (2010). Risk factors for work-related musculoskeletal disorders : A systematic review of recent longitudinal studies. *American Journal of Industrial Medicine*, *53*(3), 285-323. https://doi.org/10.1002/ajim.20750

Daniellou, F. (2005). The French-speaking ergonomists' approach to work activity : Cross-influences of field intervention and conceptual models. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, *6*(5), 409-427. https://doi.org/10.1080/14639220500078252

Daniellou, F. (2006). Entre expérimentation réglée et expérience vécue. *Activités*, *03*(1). https://doi.org/10.4000/activites.1835

De Bock, S., Ghillebert, J., Govaerts, R., Tassignon, B., Rodriguez-Guerrero, C., Crea, S., Veneman, J., Geeroms, J., Meeusen, R., & De Pauw, K. (2022). Benchmarking occupational exoskeletons : An evidence mapping systematic review. *Applied Ergonomics*, *98*, 103582. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2021.103582

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

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. https://doi.org/10.1016/j.ergon.2018.08.013

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

Dolan, P., & Adams, M. A. (1993). The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the erector spinae muscles during bending and lifting activities. *Journal of Biomechanics*, *26*(4), 513-522. https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90013-5

Drake, J. D. M., & Callaghan, J. P. (2006). Elimination of electrocardiogram contamination from electromyogram signals : An evaluation of currently used removal techniques. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *16*(2), 175-187. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.07.003

Dufraisse, M., Atain Kouadio, J.-J., Hayot, C., Desbrosses, K., Clerc-Urmès, I., Morel, O., Rémy, O., Wioland, L., & Cegarra, J. (2025). Embodiment of Occupational Exoskeletons as Developing a Sense of Ownership and Readiness-To-Hand : Laboratory and Field Explorations. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 00187208251368269. https://doi.org/10.1177/00187208251368269

Ehrlich, G.E. (2003). *Low back pain.* World Health Organization. https://iris.who.int/handle/10665/269016

Elfering, A., & Mannion, A. F. (2008). Epidemiology and Risk Factors of Spinal Disorders. In N. Boos & M. Aebi (Éds.), *Spinal Disorders : Fundamentals of Diagnosis and Treatment* (p. 153-173). Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-540-69091-7_6

Elprama, S. A., Vannieuwenhuyze, J. T. A., De Bock, S., Vanderborght, B., De Pauw, K., Meeusen, R., & Jacobs, A. (2020). Social Processes : What Determines Industrial Workers' Intention to Use Exoskeletons? *Human Factors*, *62*(3), 337-350. https://doi.org/10.1177/0018720819889534

Eskandari, A. H., Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., & Larivière, C. (2025). Effect of a back-support exoskeleton on internal forces and lumbar spine stability during low load lifting task. *Applied Ergonomics*, *123*, 104407. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2024.104407

Eurofound. (2012). Fifth European working conditions survey. In *European Foundation for the Improvement of Living and Working Conditions, Ed.* Publications Office of the European Union.

European Agency for Safety and Health at Work., IKEI., & Panteia. (2019). *Work-related musculoskeletal disorders : Prevalence, costs and demographics in the EU.* Publications Office. https://data.europa.eu/doi/10.2802/66947

Falzon, P., & Mas, L. (2007). Les objectifs de l'ergonomie et les objectifs des ergonomes. *Ergonomie des produits et des services, Actes du 42e Congrès de la SELF. Toulouse: Octarès*. https://www.ergonomie-self.org/wp-content/uploads/2019/06/acte-71-self-2007.pdf

Fan, X., & Straube, S. (2016). Reporting on Work-Related Low Back Pain : Data Sources, Discrepancies and The Art of Discovering Truths. *Pain Management*, *6*(6), 553-559. https://doi.org/10.2217/pmt.16.8

Farina, D., Merletti, R., & Enoka, R. M. (2014). The extraction of neural strategies from the surface EMG : An update. *Journal of Applied Physiology*, *117*(11), 1215-1230. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00162.2014

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

Favennec, A., Moissenet, F., Frère, J., & Mornieux, G. (2024). Effects of a soft back exoskeleton on lower lumbar spine loads during manual materials handling : A musculoskeletal modelling study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1-9. https://doi.org/10.1080/10255842.2024.2422925

Ferreira, M. L., Luca, K. de, Haile, L. M., Steinmetz, J. D., Culbreth, G. T., Cross, M., Kopec, J. A., Ferreira, P. H., Blyth, F. M., Buchbinder, R., Hartvigsen, J., Wu, A.-M., Safiri, S., Woolf, A. D., Collins, G. S., Ong, K. L., Vollset, S. E., Smith, A. E., Cruz, J. A., … March, L. M. (2023). Global, regional, and national burden of low back pain, 1990–2020, its attributable risk factors, and projections to 2050 : A systematic analysis of the Global Burden of Disease Study 2021. *The Lancet Rheumatology*, *5*(6), e316-e329. https://doi.org/10.1016/S2665-9913(23)00098-X

Fleps, M., Hörandel, M., Fischer, M., Krell-Roesch, J., Senn, P., Boes, K., & Hildebrand, C. (2026). Effects of different implementation approaches on the acceptability of a passive exoskeleton for workplace health promotion : An intervention study using the MATE-XT®. *Applied Ergonomics*, *130*, 104625. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2025.104625

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

Gallagher, S. (2005). Physical limitations and musculoskeletal complaints associated with work in unusual or restricted postures : A literature review. *Journal of Safety Research*, *36*(1), 51-61. https://doi.org/10.1016/j.jsr.2004.12.001

Gonsalves, N. J., Ogunseiju, O. O., Akanmu, A. A., & Nnaji, C. A. (2021). Assessment of a passive wearable robot for reducing low back disorders during rebar work. *J. Inf. Technol. Constr.*, *26*, 936-952.

Gouteron, A., Tabard-Fougère, A., Bourredjem, A., Casillas, J.-M., Armand, S., & Genevay, S. (2022). The flexion relaxation phenomenon in nonspecific chronic low back pain : Prevalence, reproducibility and flexion–extension ratios. A systematic review and meta-analysis. *European Spine Journal*, *31*(1), 136-151. https://doi.org/10.1007/s00586-021-06992-0

Gouteron, A., Tabard-Fougère, A., Moissenet, F., Bourredjem, A., Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Laroche, D., & Armand, S. (2023). Sensitivity and specificity of the flexion and extension relaxation ratios to identify altered paraspinal muscles' flexion relaxation phenomenon in nonspecific chronic low back pain patients. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *68*, 102740.

Govaerts, R., De Bock, S., Provyn, S., Vanderborght, B., Roelands, B., Meeusen, R., & De Pauw, K. (2024). The impact of an active and passive industrial back exoskeleton on functional performance. *Ergonomics*, *67*(5), 597-618. https://doi.org/10.1080/00140139.2023.2236817

Govaerts, R., Tassignon, B., Ghillebert, J., Serrien, B., De Bock, S., Ampe, T., El Makrini, I., Vanderborght, B., Meeusen, R., & De Pauw, K. (2021). Prevalence and incidence of work-related musculoskeletal disorders in secondary industries of 21st century Europe : A

systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *22*(1), 751. https://doi.org/10.1186/s12891-021-04615-9

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. *Applied Ergonomics*, *40*(5), 936-942. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2009.01.006

Hamberg-van Reenen, H. H., van der Beek, A. J., Blatter, B. M., van der Grinten, M. P., van Mechelen, W., & Bongers, P. M. (2008). Does musculoskeletal discomfort at work predict future musculoskeletal pain? *Ergonomics*, *51*(5), 637-648. https://doi.org/10.1080/00140130701743433

HAS. (2019). *Prise en charge du patient présentant une lombalgie commune*. Haute Autorité de Santé. https://www.has-sante.fr/jcms/c_2961499/fr/prise-en-charge-du-patient-presentant-une-lombalgie-commune

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

Hensel, R., & Keil, M. (2019). Subjective Evaluation of a Passive Industrial Exoskeleton for Lower-back Support : A Field Study in the Automotive Sector. *IISE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, *7*(3-4), 213-221. https://doi.org/10.1080/24725838.2019.1573770

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.

Hoogendoorn, W. E., Bongers, P. M., de Vet, H. C. W., Ariëns, 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. https://doi.org/10.1136/oem.59.5.323

Hoogendoorn, W. E., Bongers, P. M., de Vet, H. C. W., Douwes, M., Koes, B. W., Miedema, M. C., Ariëns, G. A. M., & Bouter, L. M. (2000). Flexion and Rotation of the Trunk and Lifting at Work Are Risk Factors for Low Back Pain : Results of a Prospective Cohort Study. *Spine*, *25*(23), 3087.

Hoogendoorn, W. E., van Poppel, M. N. M., Bongers, P. M., Koes, B. W., & Bouter, L. M. (2000). Systematic Review of Psychosocial Factors at Work and Private Life as Risk Factors for Back Pain. *Spine*, *25*(16), 2114.

Hoy, D., Bain, C., Williams, G., March, L., Brooks, P., Blyth, F., Woolf, A., Vos, T., & Buchbinder, R. (2012). A systematic review of the global prevalence of low back pain. *Arthritis & Rheumatism*, *64*(6), 2028-2037. https://doi.org/10.1002/art.34347

INRS. (2018a). *Lombalgie. Effets sur la santé—Risques—INRS*. https://www.inrs.fr/risques/lombalgies/effets-sur-la-sante.html

INRS. (2018b). *Lombalgie. Facteurs de risques—Risques—INRS*. https://www.inrs.fr/risques/lombalgies/facteurs-risques.html

INRS. (2018c). *Lombalgie. Prévention—Risques—INRS*. https://www.inrs.fr/risques/lombalgies/prevention.html

INRS. (2018d). *Pratique d'exercices physiques au travail et prévention des TMS - Revue de la littérature—Article—INRS*. https://www.inrs.fr/media.html?refINRS=TC%20161

INRS. (2021). *Travail en horaires atypiques. Ce qu'il faut retenir—Risques—INRS*. https://www.inrs.fr/risques/travail-horaires-atypiques/ce-qu-il-faut-retenir.html

INRS. (2025a). *Démarche de prévention des troubles musculosquelettiques (INRS, ED6518)*. https://licence.publishpaper.com/publications/d7ad1608-bf06-4946-b6ee-9655275be2b9

INRS. (2025b). *Troubles musculosquelettiques (TMS). Ce qu'il faut retenir—Risques—INRS*. https://www.inrs.fr/risques/tms-troubles-musculosquelettiques/ce-qu-il-faut-retenir.html

Iwakiri, K., Miki, K., & Sasaki, T. (2025). Effect of manual handling weight for lifting and carrying on the severity of acute occupational low back pain. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, *98*(6), 507-513. https://doi.org/10.1007/s00420-025-02148-5

Jakob, M., Balaguier, R., Park, H., & Trask, C. (2023). Addressing Exoskeleton Implementation Challenges : Case Studies of Non-Acceptance in Agriculture. *Journal of Agromedicine*, *28*(4), 784-796. https://doi.org/10.1080/1059924X.2023.2236605

Jakobsen, L. S., Samani, A., Desbrosses, K., de Zee, M., Steinhilber, B., & Madeleine, P. (2025). Effects of 24-weeks in-field use of a back-supporting exoskeleton on biomechanics, work intensity and musculoskeletal discomfort : A randomized controlled trial among logistic workers. *Applied Ergonomics*, *125*, 104469. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2025.104469

JASP Team. (2023). *JASP Team* (Version 0.19.1.0) [Logiciel]. https://jasp-stats.org/

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

Kahl, C., & Cleland, J. A. (2005). Visual analogue scale, numeric pain rating scale and the McGill pain Questionnaire : An overview of psychometric properties. *Physical Therapy Reviews*, *10*(2), 123-128. https://doi.org/10.1179/108331905X55776

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

Khan, M. I., Bath, B., Boden, C., Adebayo, O., & Trask, C. (2019). The association between awkward working posture and low back disorders in farmers : A systematic review. *Journal of Agromedicine*, *24*(1), 74-89. https://doi.org/10.1080/1059924X.2018.1538918

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. *Applied ergonomics*, *89*, 103194.

Kim, S., Nussbaum, M. A., Mokhlespour Esfahani, M. I., Alemi, M. M., Alabdulkarim, S., & Rashedi, E. (2018). Assessing the influence of a passive, upper extremity exoskeletal vest for tasks requiring arm elevation : Part I – "Expected" effects on discomfort, shoulder muscle activity, and work task performance. *Applied Ergonomics*, *70*, 315-322. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.02.025

Konrad, P. (2006). *The ABC of EMG : A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Version 1.4. Scottsdale, Arizona: Noraxon USA*. Inc.

Koo, M., & Yang, S.-W. (2025). Likert-Type Scale. *Encyclopedia*, *5*(1). https://doi.org/10.3390/encyclopedia5010018

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

Kozinc, Ž., Baltrusch, S., Houdijk, H., & Šarabon, N. (2021). Short-Term Effects of a Passive Spinal Exoskeleton on Functional Performance, Discomfort and User Satisfaction in Patients with Low Back Pain. *Journal of Occupational Rehabilitation*, *31*(1), 142-152. https://doi.org/10.1007/s10926-020-09899-7

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

Lee, T.-H. (2021). The effects of handle height, load's CoG height and load on lifting tasks. *Applied Ergonomics*, *91*, 103294. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103294

Leplat, J., & Cuny, X. (1983). *Introduction à la psychologie du travail*. FeniXX.

Linton, S. J., Buer, N., Vlaeyen, J., & Hellsing, A.-L. (2000). Are fear-avoidance beliefs related to the inception of an episode of back pain? A prospective study. *Psychology & Health*, *14*(6), 1051-1059. https://doi.org/10.1080/08870440008407366

Linton, S. J., & Van Tulder, M. W. (2001). Preventive Interventions for Back and Neck Pain Problems : What is the Evidence? *Spine*, *26*(7), 778-787. https://doi.org/10.1097/00007632-200104010-00019

Lohne, F. K., Xu, K., Fimland, M. S., Palarea-Albaladejo, J., & Redzovic, S. (2024). Association between musculoskeletal pain and exposures to awkward postures during work : A compositional analysis approach. *Annals of Work Exposures and Health*, *68*(5), 522-534. https://doi.org/10.1093/annweh/wxae027

Lowe, B. D., Billotte, W. G., & Peterson, D. R. (2019). ASTM F48 Formation and Standards for Industrial Exoskeletons and Exosuits. *IISE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, *7*(3-4), 230-236. https://doi.org/10.1080/24725838.2019.1579769

Luger, T., Bär, M., Seibt, R., Rieger, M. A., & Steinhilber, B. (2023). Using a Back Exoskeleton During Industrial and Functional Tasks—Effects on Muscle Activity, Posture, Performance, Usability, and Wearer Discomfort in a Laboratory Trial. *Human Factors*, *65*(1), 5-21. https://doi.org/10.1177/00187208211007267

Luger, T., Bär, M., Seibt, R., Rimmele, 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. *Applied Ergonomics*, *97*, 103530. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2021.103530

Madeleine, P., & Madsen, T. M. T. (2009). Changes in the amount and structure of motor variability during a deboning process are associated with work experience and neck–shoulder discomfort. *Applied Ergonomics*, *40*(5), 887-894. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2008.12.006

Madinei, S., Alemi, M. M., Kim, S., Srinivasan, D., & Nussbaum, M. A. (2020a). Biomechanical assessment of two back-support exoskeletons in symmetric and asymmetric repetitive lifting with moderate postural demands. *Applied Ergonomics*, *88*, 103156. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103156

Madinei, S., Alemi, M. M., Kim, S., Srinivasan, D., & Nussbaum, M. A. (2020b). Biomechanical evaluation of passive back-support exoskeletons in a precision manual assembly task:“Expected” effects on trunk muscle activity, perceived exertion, and task performance. *Human factors*, *62*(3), 441-457.

Madinei, S., Kim, S., Park, J.-H., Srinivasan, D., & Nussbaum, M. A. (2022). A novel approach to quantify the assistive torque profiles generated by passive back-support exoskeletons. *Journal of Biomechanics*, *145*, 111363. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111363

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

Major, M.-È., & Vézina, N. (2011). Élaboration d’un cadre de référence pour l’étude des stratégies : Analyse de l’activité et étude de cas multiples dans deux usines de crabe. *Perspectives interdisciplinaires sur le travail et la santé*, (13-2). https://doi.org/10.4000/pistes.1843

Man, S. S., Alabdulkarim, S., Chan, A. H. S., & Zhang, T. (2021). The acceptance of personal protective equipment among Hong Kong construction workers : An integration of technology acceptance model and theory of planned behavior with risk perception and safety climate. *Journal of Safety Research*, *79*, 329-340. https://doi.org/10.1016/j.jsr.2021.09.014

Manchikanti, L. (2000). Epidemiology of low back pain. *Pain physician*, *3*(2), 167-192.

Marras, W. S. (2000). Occupational low back disorder causation and control. *Ergonomics*, *43*(7), 880-902. https://doi.org/10.1080/001401300409080

Marras, W. S., Ferguson, S. A., Burr, D., Schabo, P., & Maronitis, A. (2007). Low Back Pain Recurrence in Occupational Environments. *Spine*, *32*(21), 2387. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181557be9

Mayer, D., Siebert, T., Hasenmaier, J., & Stutzig, N. (2025). Biomechanical analysis of different lifting speeds when using an active exoskeleton. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, *13*. https://doi.org/10.3389/fbioe.2025.1685634

McAtamney, L., & Corlett, E. N. (1993). RULA : A survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Applied ergonomics*, *24*(2), 91-99.

Menegon, F. A., & Fischer, F. M. (2012). Musculoskeletal reported symptoms among aircraft assembly workers : A multifactorial approach. *Work*, *41*(Supplement 1), 3738-3745.

Meyer, J. P. (2014). Évaluation subjective de la charge de travail. *INRS, Référence en santé au travail*, (139). https://www.inrs.fr/dam/inrs/CataloguePapier/DMT/TI-TM-33.pdf

Michel, C., Institut national de santé publique du Québec, & Direction des risques biologiques et de la santé au travail. (2010). *Portrait national des troubles musculo-squelettiques (TMS) 1998-2007 TMS sous surveillance*. Direction des risques biologiques et de la santé au travail, Institut national de santé publique Québec : Agences de la santé et des services sociaux, Directions de santé publique. http://collections.banq.qc.ca/ark:/52327/2006867

Miura, K., Kadone, H., Koda, M., Abe, T., Endo, H., Murakami, H., Doita, M., Kumagai, H., Nagashima, K., Fujii, K., Noguchi, H., Funayama, T., Kawamoto, H., Sankai, Y., & Yamazaki, M. (2018). The hybrid assisted limb (HAL) for Care Support, a motion assisting robot providing exoskeletal lumbar support, can potentially reduce lumbar load in repetitive snow-shoveling movements. *Journal of Clinical Neuroscience*, *49*, 83-86. https://doi.org/10.1016/j.jocn.2017.11.020

Motmans, R., Debaets, T., & Chrispeels, S. (2019). Effect of a Passive Exoskeleton on Muscle Activity and Posture During Order Picking. In S. Bagnara, R. Tartaglia, S. Albolino, T. Alexander, & Y. Fujita (Éds.), *Proceedings of the 20th Congress of the International Ergonomics Association*

(IEA 2018) (p. 338-346). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-96083-8_45

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

Nelson, N. A., & Hughes, R. E. (2009). Quantifying relationships between selected work-related risk factors and back pain : A systematic review of objective biomechanical measures and cost-related health outcomes. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *39*(1), 202-210. https://doi.org/10.1016/j.ergon.2008.06.003

Nielsen, J. (1994). *Usability Engineering*. Morgan Kaufmann.

NIOSH. (2024, août 12). *About Hierarchy of Controls*. Hierarchy of Controls. https://www.cdc.gov/niosh/hierarchy-of-controls/about/index.html

Nogueira, H. C., Diniz, A. C. P., Barbieri, D. F., Padula, R. S., Carregaro, R. L., & de Oliveira, A. B. (2012). Musculoskeletal disorders and psychosocial risk factors among workers of the aircraft maintenance industry. *Work*, *41*(Supplement 1), 4801-4807. https://doi.org/10.3233/WOR-2012-0767-4801

Nougarou, F., Massicotte, D., & Descarreaux, M. (2012). Detection method of flexion relaxation phenomenon based on wavelets for patients with low back pain. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, *2012*(1), 151. https://doi.org/10.1186/1687-6180-2012-151

Nourollahi, M., Afshari, D., & Dianat, I. (2018). Awkward trunk postures and their relationship with low back pain in hospital nurses. *Work (Reading, Mass.)*, *59*(3), 317-323. https://doi.org/10.3233/WOR-182683

Nussbaum, M. A., Lowe, B. D., de Looze, M., Harris-Adamson, C., & Smets, M. (2019). An Introduction to the Special Issue on Occupational Exoskeletons. *IISE Transactions on Occupational*

Ergonomics and Human Factors, *7*(3-4), 153-162. https://doi.org/10.1080/24725838.2019.1709695

Omoniyi, A., Trask, C., Milosavljevic, S., & Thamsuwan, O. (2020). Farmers' perceptions of exoskeleton use on farms : Finding the right tool for the work(er). *International Journal of Industrial Ergonomics*, *80*, 103036. https://doi.org/10.1016/j.ergon.2020.103036

OMS. (2023). *Lombalgie*. https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/low-back-pain

Pailleux, J.-Y., Coutarel, F., Coquil, X., Cerf, M., & Lusson, J.-M. (2023). Une approche globale pour mieux comprendre les situations de travail en agriculture : L'outil" Schéma des 5 carrés Transaé". *NOV'AE-Ingénierie et savoir-faire innovants*, (régulier 02 NOV'AE), 1-12.

Petit, A. (2025). Chapitre 3 : Troubles musculosquelettiques. In C. Bègue & A. Petit, *Santé au travail en médecine générale : Repérer, évaluer et prendre en charge*. Elsevier Health Sciences. https://books.google.com/books?hl=fr&lr=&id=FJ0pEQAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=Troubles+musculosquelettiques+Audrey+Petit+Sant%C3%A9+au+travail+en+m%C3%A9decine+g%C3%A9n%C3%A9ral&ots=TbUVEkTioS&sig=6T9iHtg5ZVC6Q2doKHYVZ9kJ5hE

Petit, A., & Roquelaure, Y. (2013). *Recommandations de bonnes pratiques pour la surveillance médico-professionnelle du risque lombaire pour les travailleurs exposés à des manipulations de charges Argumentaire scientifique* [PhD Thesis, Rouen: Société Française de la Médecine du Travail]. https://hal-lara.archives-ouvertes.fr/hal-03347696/document

Plouvier, S., Renahy, E., Chastang, J. F., Bonenfant, S., & Leclerc, A. (2008). Biomechanical strains and low back disorders : Quantifying the effects of the number of years of exposure on various types of pain. *Occupational and Environmental Medicine*, *65*(4), 268-274. https://doi.org/10.1136/oem.2007.036095

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.

Prévot-Carpentier, M., & Toupin, C. (2024). Le modèle de double régulation de l'activité : Un modèle-guide pour la formation en ergonomie à l'Université. *Perspectives interdisciplinaires sur le travail et la santé*, (26-3). https://doi.org/10.4000/130lc

Rashedi, E., Kim, S., Nussbaum, M. A., & Agnew, M. J. (2014). Ergonomic evaluation of a wearable assistive device for overhead work. *Ergonomics*, *57*(12), 1864-1874. https://doi.org/10.1080/00140139.2014.952682

Refai, M. I. M., Moya-Esteban, A., van Zijl, L., van der Kooij, H., & Sartori, M. (2024). Benchmarking commercially available soft and rigid passive back exoskeletons for an industrial workplace. *Wearable Technologies*, *5*, e6.

Reimeir, B., Calisti, M., Mittermeier, R., Ralfs, L., & Weidner, R. (2023). Effects of back-support exoskeletons with different functional mechanisms on trunk muscle activity and kinematics. *Wearable Technologies*, *4*, e12. https://doi.org/10.1017/wtc.2023.5

Ribeiro, D. C., Aldabe, D., Abbott, J. H., Sole, G., & Milosavljevic, S. (2012). Dose–response relationship between work-related cumulative postural exposure and low back pain : A systematic review. *The Annals of Occupational Hygiene*, *56*(6), 684-696. https://doi.org/10.1093/annhyg/mes003

Santos, W., Rojas, C., Isidoro, R., Lorente, A., Dias, A., Mariscal, G., Benlloch, M., & Lorente, R. (2025). Efficacy of Ergonomic Interventions on Work-Related Musculoskeletal Pain : A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Clinical Medicine*, *14*(9), 3034. https://doi.org/10.3390/jcm14093034

Saraceni, N., Kent, P., Ng, L., Campbell, A., Straker, L., & O'Sullivan, P. (2020). To Flex or Not to Flex? Is There a Relationship Between Lumbar Spine Flexion During Lifting and Low Back Pain? A Systematic Review With Meta-analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *50*(3), 121-130. https://doi.org/10.2519/jospt.2020.9218

Schrøder Jakobsen, L., Samani, A., Desbrosses, K., de Zee, M., & Madeleine, P. (2024). In-Field Training of a Passive Back Exoskeleton Changes the Biomechanics of Logistic Workers. *IISE*

Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors, *12*(3), 149-161. https://doi.org/10.1080/24725838.2024.2359371

Schwartz, M., Desbrosses, K., Theurel, J., & Mornieux, G. (2023). Biomechanical consequences of using passive and active back-support exoskeletons during different manual handling tasks. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *20*(15), 6468.

Schwartz, M., Theurel, J., & Desbrosses, K. (2021). Effectiveness of soft versus rigid back-support exoskeletons during a lifting task. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *18*(15), 8062.

Segerstrom, S. C., & Miller, G. E. (2004). Psychological Stress and the Human Immune System : A Meta-Analytic Study of 30 Years of Inquiry. *Psychological Bulletin*, *130*(4), 601-630. (2004-15935-004). https://doi.org/10.1037/0033-2909.130.4.601

SFMT, INRS. (2013). *Surveillance médico-professionnelle du risque lombaire pour les travailleurs exposés à des manipulations de charges—Article—INRS*. https://www.inrs.fr/media.html?refINRS=TM%2030

Simonet, P., Caroly, S., & Clot, Y. (2011). Méthodes d'observation de l'activité de travail et prévention durable des TMS. Action et discussion interdisciplinaire entre clinique de l'activité et ergonomie. *Activités*, *8*(8-1). https://journals.openedition.org/activites/2481

Steffens, D., Maher, C. G., Pereira, L. S. M., Stevens, M. L., Oliveira, V. C., Chapple, M., Teixeira-Salmela, L. F., & Hancock, M. J. (2016). Prevention of Low Back Pain : A Systematic Review and Meta-analysis. *JAMA Internal Medicine*, *176*(2), 199-208. https://doi.org/10.1001/jamainternmed.2015.7431

Stock, S., Nicolakakis, N., Messing, K., Turcot, A., & Raiq, H. (2013). Quelle est la relation entre les troubles musculo-squelettiques (TMS) liés au travail et les facteurs psychosociaux ? *Perspectives interdisciplinaires sur le travail et la santé*, (15-2). https://doi.org/10.4000/pistes.3407

Stock, S., Vézina, N., Seifert, A. M., Tissot, F., & Messing, K. (2006). *Les troubles musculo-squelettiques, la détresse psychologique et les conditions de travail au Québec : Relations complexes dans un monde du travail en mutation*. https://doi.org/10.3406/oss.2006.1118

Sullivan, G. M., & Artino, A. R. (2013). Analyzing and Interpreting Data From Likert-Type Scales. *Journal of Graduate Medical Education*, *5*(4), 541-542. https://doi.org/10.4300/JGME-5-4-18

Thamsuwan, O., Milosavljevic, S., Srinivasan, D., & Trask, C. (2020). Potential exoskeleton uses for reducing low back muscular activity during farm tasks. *American Journal of Industrial Medicine*, *63*(11), 1017-1028. https://doi.org/10.1002/ajim.23180

Theurel, J., & Desbrosses, K. (2019). Occupational Exoskeletons : Overview of Their Benefits and Limitations in Preventing Work-Related Musculoskeletal Disorders. *IISE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, *7*(3-4), 264-280. https://doi.org/10.1080/24725838.2019.1638331

Thevenot, C. (2025). Influence de l'utilisation du dispositif d'assistance physique CORFOR® sur les contraintes articulaires et neuromusculaires lors d'une tâche de préparation de commandes manuelle du secteur agroalimentaire [Thesis, Université de Lorraine]. In *Theses.fr*. https://theses.fr/2025LORR0085

Thevenot, C., Pierre, X., & Mornieux, G. (2025). Effects of an occupational soft-back exoskeleton during order picking : A field study in logistics. *Ergonomics*, 1-14. https://doi.org/10.1080/00140139.2024.2447867

Toussaint, H. M., de Winter, A. F., de Haas, Y., de Looze, M. P., Van Dieën, J. H., & Kingma, I. (1995). Flexion relaxation during lifting : Implications for torque production by muscle activity and tissue strain at the lumbo-sacral joint. *Journal of biomechanics*, *28*(2), 199-210.

Toxiri, S., Näf, M. B., Lazzaroni, M., Fernández, J., Sposito, M., Poliero, T., Monica, L., Anastasi, S., Caldwell, D. G., & Ortiz, J. (2019). Back-Support Exoskeletons for Occupational Use : An Overview of Technological Advances and Trends. *IISE Transactions on Occupational*

Ergonomics and Human Factors, *7*(3-4), 237-249. https://doi.org/10.1080/24725838.2019.1626303

Truchon, M., & Langlois, L. (2023). Environnement psychosocial de travail : Un précurseur des demandes et des ressources au travail, de la santé psychologique et musculosquelettique. *Archives des Maladies Professionnelles et de l'Environnement*, *84*(2), 101764. https://doi.org/10.1016/j.admp.2023.101764

Tsakiris, P., Damalas, C. A., & Koutroubas, S. D. (2025). Risk perception and use of personal protective equipment (PPE) in pesticide use : Does risk shape farmers' safety behavior? *International Journal of Environmental Health Research*, *35*(2), 453-463. https://doi.org/10.1080/09603123.2024.2359076

Tubach, F., Leclerc, A., Landre, M.-F., & Pietri-Taleb, F. (2002). Risk Factors for Sick Leave Due to Low Back Pain : A Prospective Study. *Journal of Occupational and Environmental Medicine*, *44*(5), 451.

Van Belleghem, L. (2017). *Faut-il repenser le « schéma à 5 carrés » pour analyser le travail contemporain ?*

Van Harmelen, V., Schnieders, J., & Wagemaker, S. J. (2022). Measuring the amount of support of lower back exoskeletons. *Laevo White Paper*.

Venkatesh, V., & Davis, F. D. (2000). A Theoretical Extension of the Technology Acceptance Model : Four Longitudinal Field Studies. *Management Science*, *46*(2), 186-204. https://doi.org/10.1287/mnsc.46.2.186.11926

Villumsen, M., Samani, A., Jørgensen, M. B., Gupta, N., Madeleine, P., & Holtermann, A. (2015). Are forward bending of the trunk and low back pain associated among Danish blue-collar workers? A cross-sectional field study based on objective measures. *Ergonomics*, *58*(2), 246-258. https://doi.org/10.1080/00140139.2014.969783

Vlaeyen, J. W. S. (1999). Place du concept de «peur de bouger/(ré)apparition du mal» dans l'analyse et la réhabilitation comportementale des lombalgiques chroniques. *Douleur et Analgésie*, *12*(4), 281-288. https://doi.org/10.1007/BF03008495

Vlaeyen, J. W. S., & Linton, S. J. (2000). Fear-avoidance and its consequences in chronic musculoskeletal pain : A state of the art. *Pain*, *85*(3), 317-332. https://doi.org/10.1016/S0304-3959(99)00242-0

Wai, E. K., Roffey, D. M., Bishop, P., Kwon, B. K., & Dagenais, S. (2010). Causal assessment of occupational lifting and low back pain : Results of a systematic review. *The Spine Journal*, *10*(6), 554-566. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2010.03.033

Waongenngarm, P., van der Beek, A. J., Janwantanakul, P., Akkarakittichoke, N., & Coenen, P. (2022). Can the Borg CR-10 scale for neck and low back discomfort predict future neck and low back pain among high-risk office workers? *International Archives of Occupational and Environmental Health*, *95*(9), 1881-1889. https://doi.org/10.1007/s00420-022-01883-3

Washmuth, N. B., McAfee, A. D., & Bickel, C. S. (2022). Lifting Techniques : Why Are We Not Using Evidence To Optimize Movement? *International Journal of Sports Physical Therapy*, *17*(1), 104-110. https://doi.org/10.26603/001c.30023

Wioland, L., Atain Kouadio, J.-J., Bréard, H., Clerc-Urmès, I., & Paty, B. (2024). The Adoption of Occupational Exoskeletons : From Acceptability to Situated Acceptance, Questionnaire Surveys. *International Journal of Human–Computer Interaction*, *41*(2), 1446-1458. https://doi.org/10.1080/10447318.2024.2314359

Wioland, L., Debay, L., & Atain-Kouadio, J.-J. (2019). Acceptation des exosquelettes par les opérateurs : Étude exploratoire. *Références en santé au travail, Références en Santé au Travail*, *157*, 45-61.

Wurzelbacher, S. J., Lampl, M. P., Bertke, S. J., & Tseng, C.-Y. (2020). The effectiveness of ergonomic interventions in material handling operations. *Applied Ergonomics*, *87*, 103139. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103139

Yakin, J. (2022, décembre 15). *Pénibilité au travail : Les déménageurs, les couvreurs et ouvriers du bâtiment sont-ils vraiment équipés d'exosquelettes, comme l'affirme le sénateur François Patriat ?* Franceinfo. https://www.franceinfo.fr/replay-radio/le-vrai-du-faux/penibilite-au-travail-les-demenageurs-les-couvreurs-et-ouvriers-du-batiment-sont-ils-vraiment-equipes-d-exosquelettes-comme-l-affirme-le-senateur-francois-patriat_5514288.html

Annexes

1 Valorisation de la thèse

1.1 Article issu de l'étude en laboratoire, publié dans *Wearable Technologies* :

Wearable Technologies (2025), 6, e50
doi:10.1017/wtc.2025.10029

CAMBRIDGE UNIVERSITY PRESS

REVIEW ARTICLE

Biomechanical effects of soft and rigid passive back occupational exoskeletons during load-carrying and static trunk bending tasks in the aeronautics industry

Thomas Albouy[1,2,3], Guillaume Mornieux[1], Estelle Chin[2] and Mohsen Zare[3]

[1]DevAH, Université de Lorraine, 54000 Nancy, France
[2]Safran Landing Systems, 64400 Bidos, France
[3]ELLIADD (UR4661), UTBM, Université Marie et Louis Pasteur, 25200 Montbéliard, France
Corresponding author: Thomas Albouy; Email: thomas.albouy@univ-lorraine.fr

Received: 30 March 2025; **Revised:** 29 June 2025; **Accepted:** 01 September 2025

Keywords: Biomechanics; Exoskeletons; Exosuits; Industry; Sensors

Abstract

The manufacturing industry, notably the aeronautics sector, involves tasks presenting risks of low back pain. One of the preventive strategies could be the use of passive back exoskeletons, which have demonstrated benefits during activities involving trunk bending. This study aims to evaluate the effects of four passive back exoskeletons on trunk neuromuscular activity, kinematics, and perceived discomfort during polishing tasks simulated in a laboratory setting. Nineteen participants performed four tasks (two static bending tasks and two load-carrying tasks) without and with two soft (CORFOR and BionicBack) and two rigid (BackX and Laevo FLEX) exoskeletons. The results showed varying effects depending on the tested exoskeleton model, beyond the distinction between rigid and soft designs. Reductions in lumbar erector spinae (LES) neuromuscular activity were observed with Laevo FLEX and CORFOR during static tasks compared to the condition without exoskeleton (8–18%; $p < .05$). However, reductions in LES muscle activity were not significant during load carrying. Biceps femoris neuromuscular activity was significantly lower in the four tasks when using the Laevo FLEX, with reductions ranging from 8 to 17% ($p < .01$). The two rigid exoskeletons decreased perceived back discomfort across all tasks ($p < .05$). Finally, the BionicBack exoskeleton significantly altered participants' kinematics across all four tasks, reducing both trunk range of motion and average flexion ($p < .05$). The Laevo FLEX exoskeleton was the only one to significantly reduce both neuromuscular activity and perceived back discomfort, while causing no adverse effects, appearing advantageous when polishing in the aeronautical industry.

1. Introduction

1.1. Background and motivation

In the aeronautics industry, tasks involving material handling, maintenance, and repair present high risks for musculoskeletal injuries, particularly low back pain (LBP; Asadi et al., 2019). The development of LBP is associated with work-related risk factors, including carrying loads and sustained awkward postures such as trunk flexion (Costa da and Vieira, 2010). Studies in airline maintenance confirm that LBP is the most affected body region, with 12-month prevalence rates of 30–45% and 7-day rates of 16–27% (Menegon and Fischer, 2012; Nogueira et al., 2012). Additionally, 57% of observed tasks across

© The Author(s), 2025. Published by Cambridge University Press. This is an Open Access article, distributed under the terms of the Creative Commons Attribution licence (http://creativecommons.org/licenses/by/4.0), which permits unrestricted re-use, distribution and reproduction, provided the original article is properly cited.

https://doi.org/10.1017/wtc.2025.10029 Published online by Cambridge University Press

aeronautics work are classified as high-risk for musculoskeletal strain (Asadi et al., 2019). Beyond its impact on workers' quality of life, LBP is a leading cause of absenteeism and lost workplace productivity, affecting industrial performance (Fan and Straube, 2016; EU-OSHA, 2019).

Finding solutions to reduce physical workload in tasks that require high levels of observation, flexibility, and decision-making, such as those in the aeronautic industry, remains a significant challenge. Furthermore, preventive measures are sometimes ineffective, as certain tasks are inherently difficult to modify due to their complexity and operational constraints (De Looze et al., 2016; Govaerts et al., 2024). One of the preventive strategies to deal with LBP risks that has gained increasing attention with recent technological advancements is the use of passive exoskeletons. These non-powered assistive devices are generally classified into soft and rigid designs. Soft exoskeletons are lightweight, flexible, and composed of elastic materials and straps. In contrast, rigid exoskeletons incorporate metal or composite structural frames and spring mechanisms or torsion elements that act as hip and trunk extensors (Toxiri et al., 2019; Schwartz et al., 2021; Refai et al., 2024). Passive back exoskeletons, therefore, aim to store and release energy during bending and lifting, and have shown potential benefits in both dynamic lifting activities and prolonged static posture (De Looze et al., 2016; Theurel and Desbrosses, 2019; Kermavnar et al., 2021).

A systematic review by Kermavnar et al. (2021) reported that passive back-support exoskeletons reduced neuromuscular activity in the erector spinae (ES) by ~18% (range: 6–35%) during lifting and 36% (range: 14–61%) during static bending. They also reported reductions in hip extensor muscle activity, particularly in the biceps femoris (BF), by ~16% during lifting and 22% during static bending.

Regarding rigid exoskeletons, the BackX exoskeleton has been shown to reduce back muscle activity by up to 47% (Madinei et al., 2020b) during trunk bending tasks and by 13–22% during load-carrying tasks (Poon et al., 2019; Alemi et al., 2020; Madinei et al., 2020a). The Laevo FLEX or its earlier models demonstrate a reduction in back muscle activity ranging from 11 to 57% during trunk bending tasks (Bosch et al., 2016; Madinei et al., 2020b; Refai et al., 2024) and between 12 and 16% during load carrying (Alemi et al., 2020; Luger et al., 2021).

Few soft exoskeletons have been developed and studied to date (Toxiri et al., 2019; Kermavnar et al., 2021; Schwartz et al., 2021), but still show promising results, with reductions in muscle activity of 7–43% (Lamers et al., 2018;Schwartz et al., 2021; Thevenot et al., 2025). During load carrying, earlier versions of the CORFOR exoskeleton reduced muscle activity by about 7% (Schwartz et al., 2021; Thevenot et al., 2025) and BionicBack reduced it by about 20% during the lifting and the lowering phases (Reimeir et al., 2023).

1.2. Current limitations and research gap

The benefits of back exoskeletons vary across studies, largely due to differences in task characteristics (e.g., static vs. dynamic, trunk flexion angles, loads lifted) and exoskeleton features (Theurel and Desbrosses, 2019; Schwartz et al., 2022), notably soft or rigid. Furthermore, negative effects may appear, like discomfort (Bosch et al., 2016; Amandels et al., 2019; Alemi et al., 2020), overuse of antagonist muscles (Baltrusch et al., 2019; Koopman et al., 2019; Luger et al., 2021) or changes in the user's kinematics (Bosch et al., 2016; Baltrusch et al., 2019; Luger et al., 2021).

Testing exoskeleton performance in conditions that closely replicate real-world scenarios is, therefore, crucial for understanding their impact and validating their suitability for the task. Theurel and Desbrosses (2019) emphasize the need to expand research beyond conventional trunk flexion/extension tasks, as previous studies do not fully capture the complexity and variability of real industrial work environments. Studies performed in real-world settings or under controlled, task-relevant conditions are necessary to gain deeper insights into the effects of exoskeletons on workers in the aeronautics sector.

To our knowledge, no study to date has investigated the impact of using a back exoskeleton during tasks in the aeronautics industry. To address this gap, this study aims to evaluate the biomechanical effects of four passive back exoskeletons (including soft- and rigid-based designs) during polishing tasks simulated in a laboratory setting. We hypothesized that exoskeletons would decrease ES neuromuscular activity, reduce perceived back discomfort, and not cause adverse effects (including muscle overuse, changes in trunk, hip, and knee kinematics, or increased discomfort).

https://doi.org/10.1017/wtc.2025.10029 Published online by Cambridge University Press

2. Materials and methods

2.1. Participants

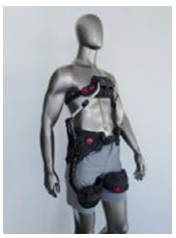
Nineteen male subjects (25 ± 7 years, 180 ± 6 cm, and 76 ± 10 kg) were recruited for this study. This sample size was estimated based on a power analysis using the effect size reported for ES neuromuscular activity in response to the CORFOR exoskeleton use (Schwartz et al., 2021), that is, likely the least assistive device, for an alpha error level of 0.05 and a power of 80%. All participants engaged in moderate physical activity at least twice a week and had no prior or current musculoskeletal disorders. The study included only male participants to eliminate potential sex-related effects (Alemi et al., 2020; Schwartz et al., 2021) and to ensure a representative sample of the target population, which, in this specific aeronautics field, consists mainly of men. The participants were university students and staff, and therefore not aeronautics professionals. They were also not familiar with exoskeletons.

To minimize the risk of neuromuscular fatigue, participants were instructed to avoid strenuous physical activity for at least 48 hr before the experiment. Ethical approval was granted by the Research Ethics Committee (CERUBFC-2023-10-05-043) and all participants provided written informed consent before participation.

2.2. Exoskeletons

Four passive back exoskeletons (Table 1) were used in this study, with selection primarily guided by the literature reviewed above regarding their documented effects. Practical aspects such as price, mass, size, adjustability, and availability were also considered.

Table 1. *Characteristics of the four exoskeletons tested in this study*

Exoskeleton model	CORFOR V5	BionicBack	BackX	Laevo FLEX
Manufacturer Web link	SIDECT www.corfor.fr	hTRIUS www.htrius.com	SuitX, Ottobock www.suitx.com	Laevo www.laevo-exoskeletons.com
Picture				
Type of mechanism	Passive Soft	Passive Soft, partially rigid	Passive Rigid	Passive Rigid
Functional mechanism	Elastic bands along the back	Elastic bands from a rigid structure to lower interfaces	Pivot at the hip, torque from a gas spring	Pivot at the hip, torque from a gas spring
Interfaces	- Shoulder straps - Straps below knees	- Shoulder straps - Thigh straps	- Chest pad - Curved pads at the thighs	- Textile vest - Curved pads at the thighs
Weight	160 g	1.18 kg	3.2 kg	2.5–4 kg
Possible disengagement	No	Yes, manual	Yes, manual	No real disengagement, but pads can be put on the side
Sizes/settings	8 sizes	One adjustable size	One adjustable size	One size with interchangeable parts
Price order	€135	€2,800	€5,900	€5,400

https://doi.org/10.1017/wtc.2025.10029 Published online by Cambridge University Press

2.2.1. Rigid exoskeletons

Two rigid passive exoskeletons were tested in this study: BackX (20ES90 = 1 model, SuitX by Ottobock, Germany) and Laevo FLEX (Laevo, The Netherlands). These devices provide torque support around their main joint, which is aligned with the trochanter major of the user. Support is delivered through thigh interfaces (curved pads) connected to a pivot mechanism at the hip, where torque is generated by a gas spring system. This torque is transmitted between the thighs and the upper body via a chest interface, enabling load support. The BackX transmits force to the upper body via a rigid chest pad, while the Laevo FLEX utilizes a textile vest.

2.2.2. Soft exoskeletons

BionicBack (hTRIUS, Germany) and CORFOR V5 (SIDECT, France) provide assistance through elastic bands inserted along the back and posterior side of the thighs. When the wearer of the device flexes the trunk, the elastic becomes constrained, storing energy, making it possible to support part of the back's efforts. Soft exoskeletons have the advantage of being lightweight, compact, and less expensive, which could facilitate deployment in companies.

2.3. Procedure

After a 10-min warm-up of the trunk and lower limb muscles, participants performed isometric maximal voluntary contractions (MVCs) and were familiarized with the experimental tasks.

Participants then performed each of the four different tasks once under each of the five experimental conditions: with the four exoskeletons ("Corfor," "BionicBack," "BackX," and "Laevo") and without any equipment ("Without exo"). The order of the conditions was randomized. A 5-min familiarization period was planned for each device, during which participants walked, performed stoop and squat flexions/extensions, trunk rotations and inclinations, and performed brief trials of the experimental tasks. All exoskeletons were adjusted to each participant's morphology, according to the manufacturers' recommendations. BackX exoskeleton's assistance was set to the "static mode" for static tasks and to the "dynamic mode" for the lifting tasks. For Laevo FLEX, the medium-stiff gas spring was used.

The four tasks described below were performed in the same order. A 1-min break was given to the subjects between each task and 10 min between each condition.

2.4. Experimental tasks

Polishing involves visual inspection and manual correction of the shape and dimensions of aeronautical parts after the milling process. These activities remain predominantly manual due to their high added value, requiring precision, adaptability in gestures, human vision, and decision-making. The improvement of tools and workstations seems to have reached its limits, but back-straining postures persist, and frequent back pain is reported. A comprehensive ergonomic job analysis, conducted by the first author, showed that polishing requires many prolonged or repeated trunk flexions at different angles, as well as occasional load carrying, which makes it a relevant case study. For the experiments, four tasks were selected to represent the diversity of operators' activities.

2.4.1. Task 1: Interior visual inspection (INSPEC)

Participants had to observe marks inside a tube using a cane fitted with a lamp (156 cm, 500 g), for 40 s. The tube was 93 cm from the ground. Participants performed the task standing with their trunk flexed (knee flexion was free), maintaining their gaze on the marks in the middle of the tube. The cane was not touching the tube (Figure 1).

2.4.2. Task 2: Exterior polishing (POLI)

The subject used a simulated grinder equipped with a force sensor and three indicator lights that illuminated according to the pressure applied (green = low, yellow = medium, and red = high). They

https://doi.org/10.1017/wtc.2025.10029 Published online by Cambridge University Press

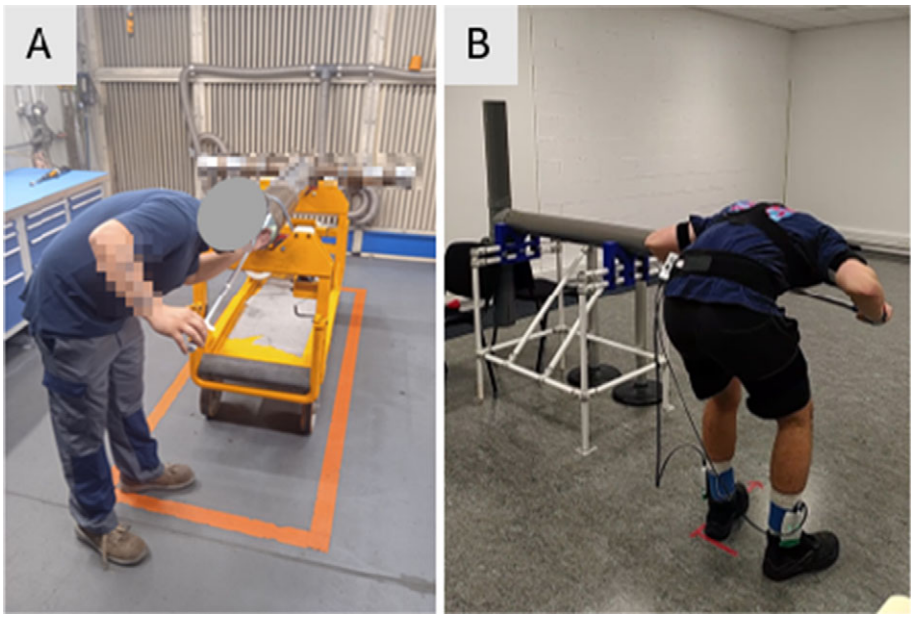


Figure 1. *INSPEC task in an ecological situation (A) and in the laboratory setting (B).*

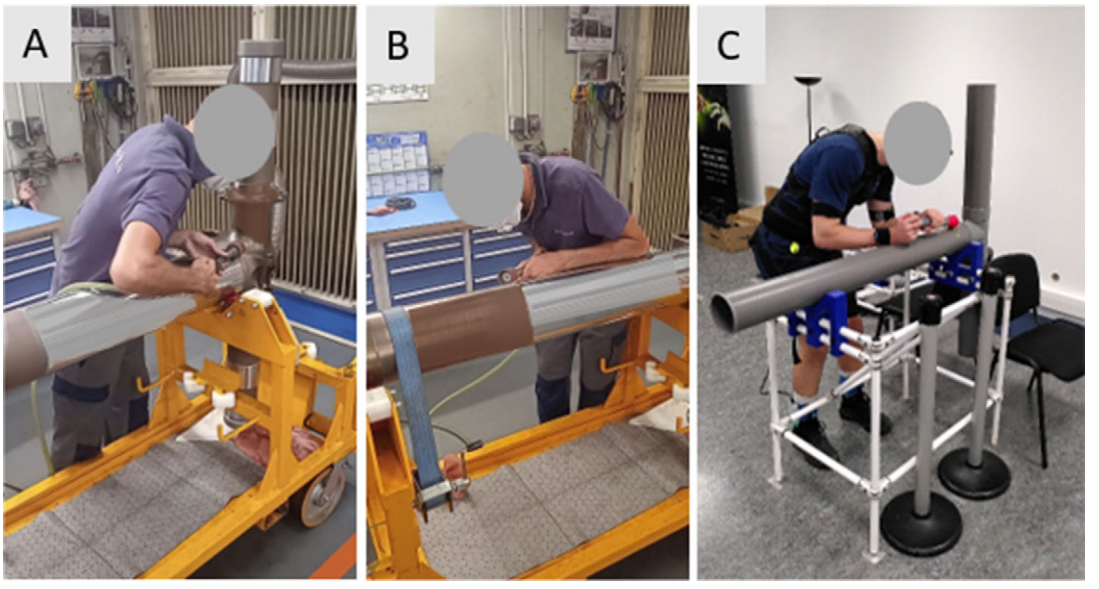


Figure 2. *POLI task in ecological situation (A and B) and in the laboratory setting (C).*

were instructed to apply pressure for 3 s on each of the 10 designated stickers placed along the tube – 4 green, 4 yellow, and 2 red – each indicating the required pressure level. Participants were allowed to lean against the tube for support. The task lasted 2 min (Figure 2).

2.4.3. Task 3 and 4: Load carrying 13 (LIFT-13) and 21 kg (LIFT-21)

The LIFT tasks involved carrying an asymmetrical load component of a landing gear. The part measured 110 cm in length, had a diameter of 8 cm, and weighed 13 kg during task 3 and 21 kg during task 4. The

https://doi.org/10.1017/wtc.2025.10029 Published online by Cambridge University Press



Figure 3. *LIFT task in an ecological situation (A) and in the laboratory setting (B).*

subject had to lift the part from a horizontal position in a support located 33 cm above the ground, and place it onto a trolley positioned at a height of 106 cm. This movement required a quarter-turn rotation and a few steps. Subsequently, the participant retrieved the part from the trolley and returned it to the initial support. These actions count as one cycle, and a total of five consecutive cycles were carried out. The lifting technique was unrestricted. The height of the support at the tibia was 38 cm, which limited knee flexion during the tasks (Figure 3).

2.5. Data acquisition and analyses

2.5.1. Electromyography

Neuromuscular activity was recorded using the TEA CAPTIV T-SENS surface electromyography (EMG) system (TEA Ergo, Nancy, France). EMG signals were measured for five muscles of the trunk and legs, bilaterally: BF, thoracic ES (TES) at T8 vertebra level, lumbar ES (LES) at L3 vertebra level, obliquus externus (OE), and rectus abdominis (RA). The term ES includes both LES and TES.

Before electrodes were applied, the skin was shaved, scrubbed, and cleaned with alcohol, in accordance with the SENIAM protocol (Hermens and Freriks, 1997). Skin preparation allowed an impedance $<5\ k\Omega$. The EMG signal was sampled at 2,048 Hz. The T-SENS filter stage, which is integrated into the CAPTIV acquisition hardware, is composed of three filters: a Notch Filter (cutoff frequency of 50 Hz), a high pass (second order; cutoff frequency of 16 Hz), and a low-pass filter (second order; cutoff frequency

https://doi.org/10.1017/wtc.2025.10029 Published online by Cambridge University Press

of 725 Hz). The T-SENS does internal root mean square (RMS) computation and transmits results at 128 Hz. The window width for RMS calculation is 78,125 ms.

At the start of the experiment, participants performed two series of isometric MVCs performed against manual resistance, separated by 2 min of recovery. One series included MVCs of all muscles in succession, with at least 30 s of rest between each. For each trial, the RMS value was calculated over successive periods of 100-ms sliding windows using a custom script in MATLAB (R2023a version, The MathWorks Inc., USA). The highest RMS value of each muscle was used as the reference value. For the four tasks, the RMS value of the trial was calculated. RMS values were expressed as a percentage of the reference value (%MVC). The results for the left and right muscles were averaged in the results presented below. To avoid any disturbance of the movement linked to the start or end of the static tasks, the first 5 and last 5 s were removed from the analysis.

2.5.2. Discomfort

Perceived discomfort in the lower limbs, torso, and back area was assessed using a Borg CR10 scale (Borg, 1982; Kim et al., 2018; Rashedi et al., 2014; Figure 4). After each task, participants were asked to rate their perceived discomfort in each of these three body areas.

2.5.3. Kinematics

Kinematics analysis was performed using a commercially available inertial measurement unit system (TEA CAPTIV T-SENS Motion, TEA Ergo, Nancy, France). Eleven motion sensors (32 g, 60 × 35 × 15 mm) were placed in the following configuration: head, upper arms, forearms, sternum, pelvis, thighs, and lower legs. The signals of the sensors were sampled at 128 Hz and synchronized with the EMG data. The system provided measurement accuracy of 2° for yaw/pitch and 0.5° for roll. It recorded triaxial acceleration ($\pm 156.96\ m \cdot s^{-2}$), angular velocity ($\pm 34.9\ rad \cdot s^{-1}$), magnetic field strength (± 0.25), and spatial orientation. Sensors were placed according to the manufacturer's guidelines, and the recommended calibration has been performed.

Angular data processing was performed using CAPTIV version L7000 software (TEA, France), which utilizes the Extended Kalman Filter method for signal refinement. Data post-processing was conducted using MATLAB. For the four tasks, the average angle was calculated over the entire acquisition, for the trunk, hips, and knees. For the LIFT tasks, the range of motion (ROM) was also calculated for these same joints. Average angles and ROMs of the right and left knees and hips were averaged bilaterally.

Borg CR10 scale –
Perceived discomfort

0	None
0,5	Very very weak
1	Very weak
2	Weak
3	Moderate
4	Somewhat strong
5	Strong
6	
7	Very strong
8	
9	
10	Very very strong
.	Maximum

Figure 4. *Borg CR10 scale (Borg, 1982).*

https://doi.org/10.1017/wtc.2025.10029 Published online by Cambridge University Press

2.6. Statistical analysis

Statistical analyses were carried out using JASP software (version 0.16.1.0). Data inspection via the Shapiro–Wilk normality test indicated that the a priori assumption of normality required for repeated-measures analysis of variance (ANOVA) was not consistently met for EMG, kinematics, and perceived discomfort values. Therefore, a Friedman test was used. The significance threshold was set at 5% ($p < .05$). When significant differences were detected, post-hoc pairwise comparison Conover tests were conducted, with p-values adjusted using the Bonferroni correction to account for multiple testing. Results are presented as median (interquartile range).

3. Results

3.1. Electromyography

Abdominal neuromuscular activity, that is, RA and OE muscles, was not significantly impacted by any exoskeleton condition during the four tasks.

The repeated-measures ANOVA revealed a significant main effect of the exoskeleton on LES ($p < .001$), TES ($p = .019$), and BF ($p < .001$) activity during INSPEC. Compared to "Without exo," Corfor significantly reduced the neuromuscular activity of LES, by 18% (Figure 5). The Conover test also showed a significant difference between BionicBack and Corfor ($p < .001$) and between BionicBack and Laevo ($p = .014$). Compared to "Without exo," Laevo tended to decrease LES activity by 10% and BionicBack tended to increase it by 11%. The Conover test did not show a significant difference in TES after Bonferroni correction. BF activity was significantly reduced with the four exoskeletons (between 12 and 17% depending on the exoskeleton).

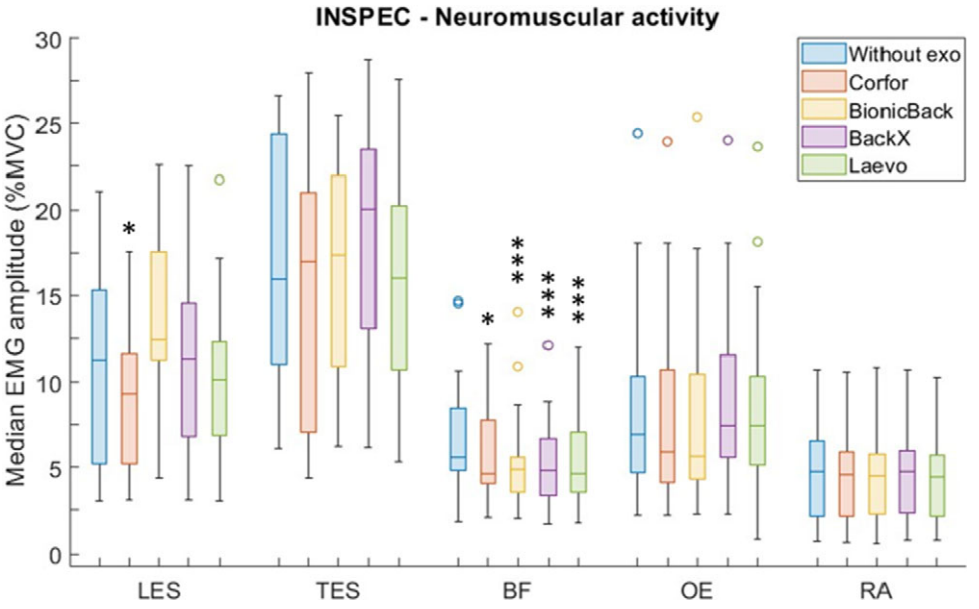


Figure 5. *Median EMG amplitude (%MVC) values of lumbar erector spinae (LES), thoracic erector spinae (TES), biceps femoris (BF), obliquus externus (OE), and rectus abdominis (RA), without exoskeleton (blue), with Corfor (red), with BionicBack (yellow), with BackX (purple), and with Laevo (green), for the INSPEC task. In the boxplot, the central mark is the median (horizontal colored bar), the edges of the box are the 25th and 75th percentiles, the whiskers extend to the most extreme data points that are not outliers, and the outliers (o) are plotted individually. Asterisks indicate a significant difference (*p < .05; **p < .01; ***p < .001) with the "Without exo" condition.*

https://doi.org/10.1017/wtc.2025.10029 Published online by Cambridge University Press

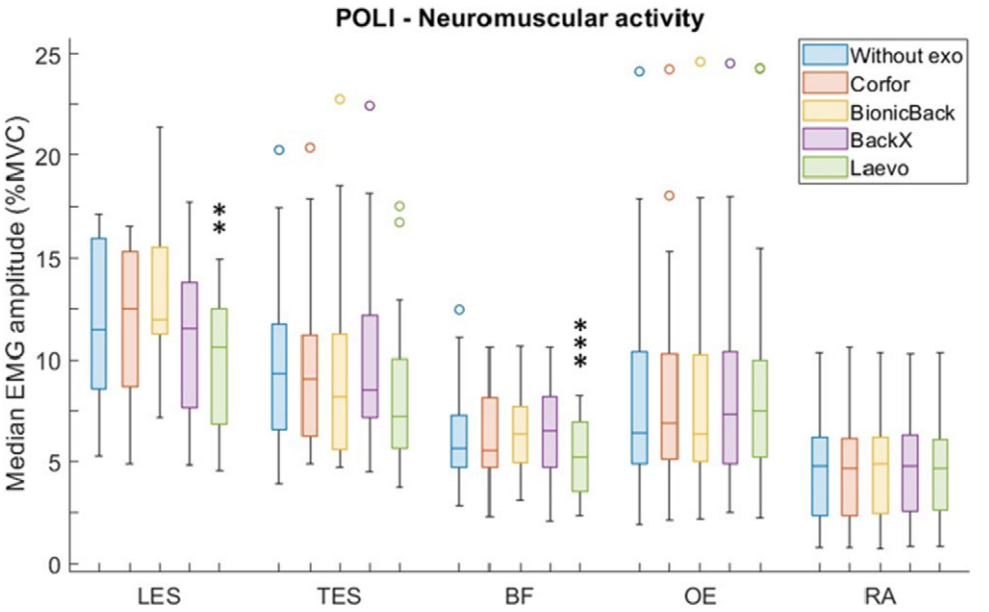


Figure 6. *Median EMG amplitude (%MVC) values of lumbar erector spinae (LES), thoracic erector spinae (TES), biceps femoris (BF), obliquus externus (OE), and rectus abdominis (RA), without exoskeleton (blue), with Corfor (red), with BionicBack (yellow), with BackX (purple), and with Laevo (green), for the POLI task. In the boxplot, the central mark is the median (horizontal colored bar), the edges of the box are the 25th and 75th percentiles, the whiskers extend to the most extreme data points that are not outliers, and the outliers (o) are plotted individually. Asterisks indicate a significant difference (*p < .05; **p < .01; ***p < .001) with the "Without exo" condition.*

The statistical analysis reported a significant main effect of the exoskeleton on LES ($p < .001$) and BF ($p < .001$) activity during POLI. Only Laevo significantly impacted the neuromuscular activity compared to "Without exo": 8% reduction on LES and BF (Figure 6). In addition, LES activity with Laevo was significantly lower than with Corfor ($p = .004$) and BionicBack ($p < .001$), and that with BackX was significantly lower than with BionicBack ($p = .020$). BF activity with Laevo was significantly lower than with three other exoskeletons: Corfor ($p = .032$), BionicBack ($p < .001$), and BackX ($p = .002$).

During LIFT-13, only BF activity was significantly influenced by the exoskeleton ($p = .004$). In detail, its activity was significantly lower by 10% with Laevo compared to "Without exo" (Figure 7). Also, BF activity with Laevo was reduced compared to BionicBack ($p = .003$) and BackX ($p = .048$). None of the four exoskeletons significantly reduced ES activity. A trend of reduced TES activity was observed with Corfor and Laevo of 13 and 15%, respectively.

Finally, during LIFT-21, TES and BF activity were significantly influenced by the exoskeleton ($p = .002$ and $p < .001$, respectively), while the neuromuscular activity of LES was not significantly reduced by exoskeletons, although medians were 7–12% lower across all four conditions (Figure 8). Corfor significantly reduced TES activity by 10%. TES activity was also significantly lower with Corfor compared to BackX ($p = .008$). Compared to "Without exo," BF activity was significantly lower by 9% with Corfor and by 11% with Laevo. BF activity was also lower in these two conditions compared to BackX ($p < .001$).

3.2. Discomfort

The repeated-measures ANOVA revealed a significant effect of the exoskeleton on back perceived discomfort ($p < .001$) during the four tasks. Especially, BackX and Laevo significantly reduced the

https://doi.org/10.1017/wtc.2025.10029 Published online by Cambridge University Press

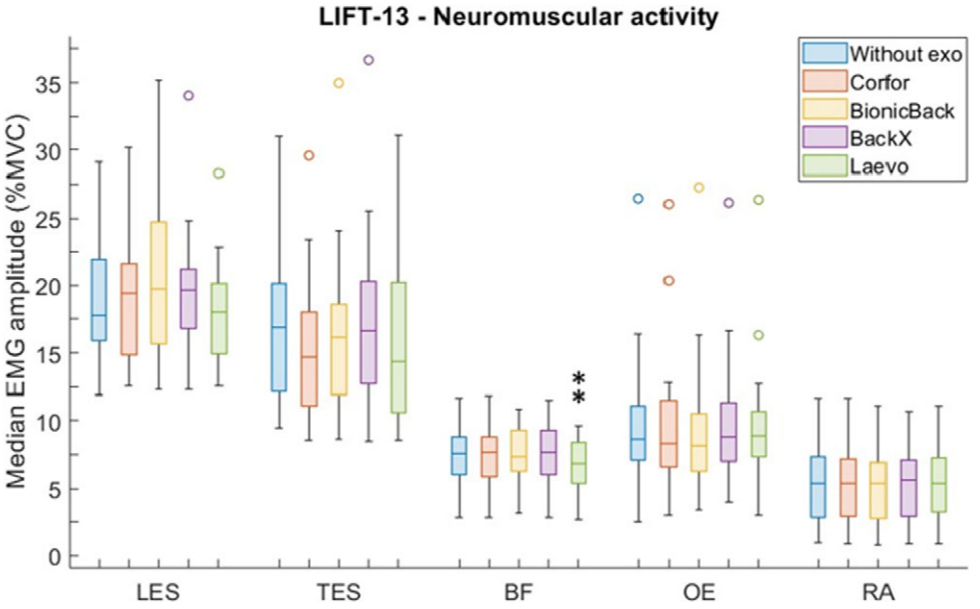


Figure 7. *Median EMG amplitude (%MVC) values of lumbar erector spinae (LES), thoracic erector spinae (TES), biceps femoris (BF), obliquus externus (OE), and rectus abdominis (RA), without exoskeleton (blue), with Corfor (red), with BionicBack (yellow), with BackX (purple), and with Laevo (green), for the LIFT-13 task. In the boxplot, the central mark is the median (horizontal colored bar), the edges of the box are the 25th and 75th percentiles, the whiskers extend to the most extreme data points that are not outliers, and the outliers (o) are plotted individually. Asterisks indicate a significant difference (*p < .05; **p < .01; ***p < .001) with the "Without exo" condition.*

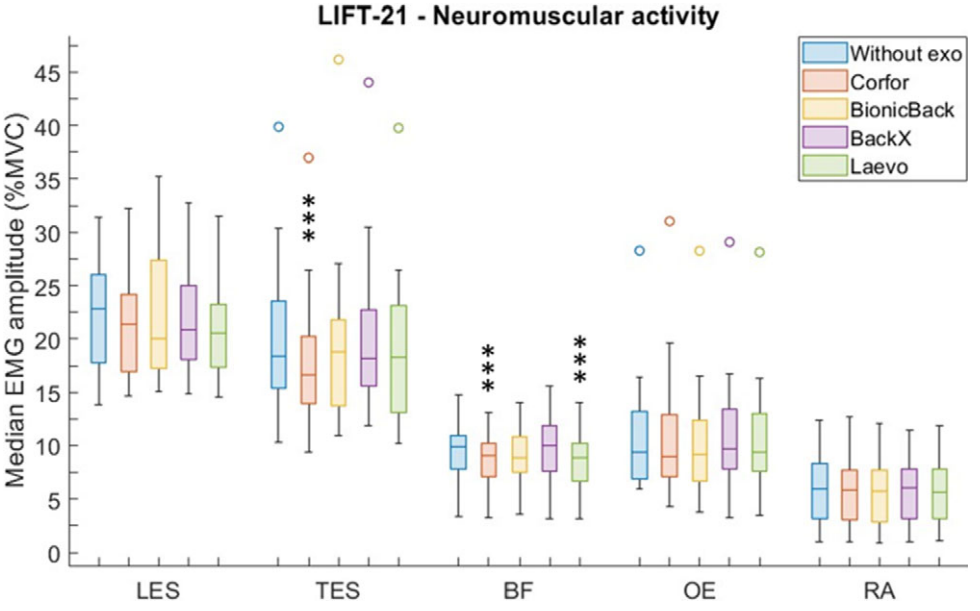


Figure 8. *Median EMG amplitude (%MVC) values of lumbar erector spinae (LES), thoracic erector spinae (TES), biceps femoris (BF), obliquus externus (OE), and rectus abdominis (RA), without exoskeleton (blue), with Corfor (red), with BionicBack (yellow), with BackX (purple), and with Laevo (green), for the LIFT-21 task. In the boxplot, the central mark is the median (horizontal colored bar), the edges of the box are the 25th and 75th percentiles, the whiskers extend to the most extreme data points that are not outliers, and the outliers (o) are plotted individually. Asterisks indicate a significant difference (*p < .05; **p < .01; ***p < .001) with the "Without exo" condition.*

https://doi.org/10.1017/wtc.2025.10029 Published online by Cambridge University Press

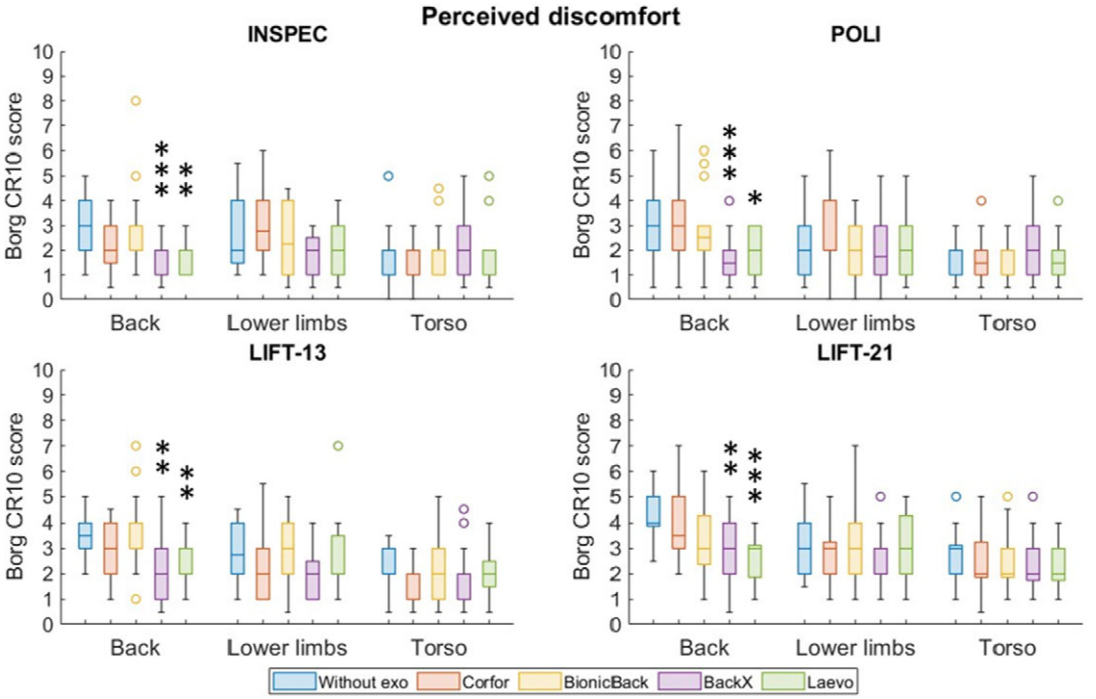


Figure 9. *Median discomfort scores (Borg CR10 scale) on back, lower limbs, and torso, without exoskeleton (blue), with Corfor (red), with BionicBack (yellow), with BackX (purple), and with Laevo (green), for the four tasks. In the boxplots, the central mark is the median, the edges of the box are the 25th and 75th percentiles, the whiskers extend to the most extreme data points that are not outliers, and the outliers (o) are plotted individually. Asterisks indicate a significant difference (*p < .05; **p < .01; ***p < .001) with the "Without exo" condition.*

perceived back discomfort in all four tasks (Figure 9). Median scores decreased from "moderate" to "weak" or "very weak" for the INSPEC and POLI tasks and from "moderate/somewhat strong" to "weak" and from "somewhat strong" to "moderate" for the LIFT-13 and LIFT-21 tasks, respectively. Despite reduced perceived back discomfort with the Corfor ("moderate" vs. "weak" during INSPEC and "moderate/somewhat strong" vs. "moderate" during LIFT-13), these values did not reach the significance level. Perceived back discomfort was significantly lower with BackX compared to BionicBack during INSPEC ($p < .001$) and with BackX compared to Corfor during POLI ($p = .003$). No significant effect was observed on perceived discomfort in the lower limbs and torso.

3.3. Kinematics

The statistical analysis reported a significant main effect of the exoskeleton on trunk, hip, and knee kinematics during INSPEC ($p < .05$) and only for trunk and hip kinematics during POLI ($p < .001$). Compared to the "Without exo" condition, Corfor, BackX, and Laevo did not significantly impact the average knee, hip, and trunk angle during the INSPEC and POLI tasks (Table 2). In contrast, BionicBack significantly reduced the trunk flexion angle and increased the hip flexion angle (and knee flexion during INSPEC).

There was also a significant main effect of the exoskeleton on trunk, hip, and knee kinematics during the lifting tasks ($p < .05$). The median of the average trunk angle in both LIFT tasks was lower with all four exoskeletons. The reduction was significant for Corfor, BionicBack, and BackX in LIFT-21 (Table 3). In

https://doi.org/10.1017/wtc.2025.10029 Published online by Cambridge University Press

Table 2. *Median (IQR) of trunk, hip, and knee average angles in flexion*

			Without Exo	Corfor	BionicBack	BackX	Laevo
INSPEC	Trunk flexion	Average Angle	66.6	56.2	44.7***	62.0	64.9
			(15.6)	*(27.0)*	*(10.1)*	*(15.4)*	*(18.5)*
	Hip flexion	Average Angle	50.5	51.7	71.7***	51.8	38.8
			(9.7)	*(15.0)*	*(11.9)*	*(23.0)*	*(28.3)*
	Knee flexion	Average Angle	22.1	25.4	30.4*	21.6	22.3
			(13.3)	*(13.4)*	*(24.6)*	*(10.0)*	*(21.1)*
POLI	Trunk flexion	Average Angle	42.3	33.3	28.5***	36.5	39.9
			(23.7)	*(18.1)*	*(15.7)*	*(18.5)*	*(20.1)*
	Hip flexion	Average Angle	14.5	13.3	27.4***	20.0	20.1
			(15.1)	*(14.8)*	*(19.4)*	*(19.5)*	*(9.3)*
	Knee flexion	Average Angle	8.7	10.5	8.6	9.7	10.8
			(9.7)	*(7.4)*	*(10.5)*	*(6.7)*	*(15.4)*

Note. Asterisks indicate a significant difference (*$p < .05$; **$p < .01$; ***$p < .001$) with the "Without exo" condition.

Table 3. *Median (IQR) of trunk, hip, and knee ROM and average angle*

			Without Exo	Corfor	BionicBack	BackX	Laevo
LIFT–13	Trunk flexion	ROM	59.5	51.7	38.1**	64.2	58.2
			(21.8)	*(23.8)*	*(24.2)*	*(21.2)*	*(11.6)*
		Average angle	32.9	21.7	18.0***	23.7	25.5
			(16.8)	*(12.2)*	*(14.0)*	*(13.9)*	*(9.0)*
	Hip flexion	ROM	97.6	95.4	102.0	86.9	85.2*
			(19.5)	*(18.6)*	*(13.7)*	*(22.4)*	*(16.5)*
		Average angle	21.3	23.9	30.5***	22.6	22.5
			(12.1)	*(12.3)*	*(4.9)*	*(13.1)*	*(8.8)*
	Knee flexion	ROM	68.8	67.4	70.0	62.2	68.5
			(15.9)	*(13.7)*	*(15.6)*	*(8.5)*	*(11.4)*
		Average angle	17.7	17.4	18.6	18.3	19.9
			(5.1)	*(5.2)*	*(8.9)*	*(7.5)*	*(7.8)*
LIFT–21	Trunk flexion	ROM	59.1	49.1	42.6*	62.5	61.2
			(24.3)	*(27.4)*	*(17.5)*	*(24.6)*	*(22.7)*
		Average angle	35.8	22.8**	18.3***	25.7*	28.3
			(16.2)	*(16.2)*	*(15.3)*	*(15.8)*	*(16.0)*
	Hip flexion	ROM	94.7	95.9	104.4	85.6	89.9
			(16.1)	*(18.3)*	*(11.5)*	*(21.7)*	*(25.8)*
		Average angle	21.4	26.4	32.5**	22.2	23.7
			(9.7)	*(12.2)*	*(8.5)*	*(9.8)*	*(9.8)*
	Knee flexion	ROM	69.0	65.5	70.2	62.3**	63.1
			(11.1)	*(13.7)*	*(13.9)*	*(10.0)*	*(11.2)*
		Average angle	18.5	17.5	17.7	19.2	18.9
			(6.5)	*(7.7)*	*(8.2)*	*(6.8)*	*(9.5)*

Note. Asterisks indicate a significant difference (*$p < .05$; **$p < .01$; ***$p < .001$) with the "Without exo" condition.

both LIFT tasks, BionicBack significantly reduced the average trunk angle and ROM, and increased the average hip angle.

4. Discussion

The present study investigated the biomechanical effects of four different passive back exoskeletons during simulated tasks specific to aeronautics. The main findings were that (i) Laevo and Corfor provided the most reduction in ES neuromuscular activity, (ii) Laevo and BackX reduced significantly back discomfort, and (iii) Laevo, Corfor, and BackX did not cause consistent adverse effects (muscle overuse, changes in kinematics, and increased discomfort).

https://doi.org/10.1017/wtc.2025.10029 Published online by Cambridge University Press

4.1. Beneficial effects

4.1.1. Reduction in neuromuscular activity

Laevo and Corfor reduced ES neuromuscular activity to some extent. Indeed, Laevo significantly reduced LES activity by 8% during the POLI task, and Corfor yielded a significant 18% reduction in LES during INSPEC and a significant 10% reduction in TES during LIFT-21.

This ES muscle relief is in line with the literature, showing varying reductions from 6 to 61% and often considered as a sign of reduced workers' exposure to physical risk factors related to LBP (De Looze et al., 2016; Theurel and Desbrosses, 2019; Kermavnar et al., 2021). However, contrary to expectations, there were rather few significant effects of exoskeletons on the ES during INSPEC. Other studies, evaluating anterior versions of the Laevo exoskeleton during static trunk bending tasks, reported 11–57% significant reductions in ES activity (Bosch et al., 2016). The use of BackX has also demonstrated a reduction in back neuromuscular activity by up to 47% (Madinei et al., 2020b). However, these studies involved lower trunk flexion angles, with values of ~40° or even less. Given the substantial trunk flexion angle ($\approx 67°$) induced during INSPEC, the lack of significant reduction in LES in the present study could be explained by the flexion-relaxation phenomenon, commonly observed at the end of trunk flexion (Toussaint et al., 1995). This phenomenon involves a sudden reduction or silence of the myoelectric activity of the LES during full trunk flexion, occurring at varying lumbar flexion angles depending on the individual. Due to the spinal extensors' relaxation, the flexion torque is then supported by the ligaments of the spine (Koopman et al., 2019; Gouteron et al., 2022). For instance, in the present study, 5 out of 19 participants had a mean EMG amplitude of LES below 5% MVC during this task. Therefore, a reduction in EMG did not necessarily imply that the load applied to the lower back was reduced. This underscores the possible limitation of using average neuromuscular activity measurements for this type of task. Consistent with this, it has been shown that peak compressive and shear forces, as well as peak ES muscle force, can be reduced by back exoskeletons even in the absence of significant changes in average ES neuromuscular activity (Favennec et al., 2024). Therefore, the absence of significant EMG differences does not rule out a potential unloading effect of the exoskeleton on passive or deep musculoskeletal structures. Another result is consistent with the flexion-relaxation hypothesis: the increase in muscle activity in the LES with the BionicBack during INSPEC could be explained by the significantly lower back flexion in this condition (median value of only 45° wrt. 67° without exoskeleton). In the BionicBack condition, some participants were no longer subject to the flexion-relaxation when they performed the task, leading to an increase in the muscle activity of the back compared with the other conditions.

Despite the effect of the Corfor on TES during LIFT 21, exoskeleton support does not appear to be sufficient to significantly reduce the neuromuscular activity of ES during lifting tasks. Other studies report more significant results on this type of task, with a reduction of ES activity by 12–24% with rigid exoskeletons (Poon et al., 2019; Alemi et al., 2020; Madinei et al., 2020a; Refai et al., 2024) and by 7–16% with soft ones (Lamers et al., 2018; Schwartz et al., 2021). Besides the differences related to the model or version of exoskeletons used in various studies, this difference could be explained mainly by the difference in experimental tasks. Indeed, most laboratory protocols typically include simple, highly controlled lifting/lowering tasks. More complex tasks like those in the present study (lifting/lowering at different heights, rotation, and a few steps) could marginalize the effects of exoskeletons on segments of the task. For instance, Luger et al. (2021), who studied a relatively complex lattice box lifting task, also did not observe any reduction in muscle activity. Similarly, Reimeir et al. (2023) observed significant reductions only by segmenting their complex load-carrying task. In addition, Schwartz et al. (2023) did not observe any significant reduction with the BackX during a dynamic lifting task with a 15 kg load. Similar to the present study, the relatively high load compared to other studies (Alemi et al. (2020) ≈ 0 and ≈ 8kg; Madinei et al. (2020a): ≈ 7kg) may explain the limited assistance provided by the exoskeleton. Indeed, as previous research suggests, increasing the load handled could reduce the benefits provided by passive systems (Abdoli-E et al., 2006).

In addition, BF neuromuscular activity was significantly lower in the four tasks when using the Laevo, with reductions ranging from 8 to 17%. Other studies observed comparable results with the Laevo use,

https://doi.org/10.1017/wtc.2025.10029 Published online by Cambridge University Press

with 8–36% reduction depending on the study (Bosch et al., 2016; Luger et al., 2021; Schwartz et al., 2023). Wearing the CORFOR yielded similar effects only for INSPEC and LIFT-21. In addition, BF activity was significantly reduced only for INSPEC with BionicBack and BackX. This shows that the exoskeleton takes over part of the hip extensor moment, which can be interpreted as an advantage of exoskeleton usage in forward bending work (Bosch et al., 2016). However, the low BF's demand in % MVC should be considered and would probably mitigate the possible benefit associated with the reduced BF recruitment ($\bar{6}$%MVC for static tasks and 7–10%MVC for LIFT in the present study).

These results show that in terms of reduction of neuromuscular activity, the observed effects do not appear to be solely specific to the rigid or soft design of the exoskeleton. The variability of exoskeleton effects across tasks and models highlights the need to assess different exoskeletons across various trunk-bending tasks that reflect real work conditions to accurately assess their potential benefits before implementation in the workplace.

4.1.2. Reduction in perceived back discomfort

The BackX and Laevo exoskeletons significantly reduced the perceived back discomfort in all four tasks. This is consistent with previous studies showing a significant decrease in perceived discomfort in the lower back with rigid exoskeletons, including earlier versions of the Laevo and BackX (Bosch et al., 2016; Baltrusch et al., 2018; Alemi et al., 2020). Corfor slightly reduced discomfort during the INSPEC and LIFT tasks, but not enough to be significant. Reductions in perceived back discomfort, mainly with rigid exoskeletons, show that they could provide relief to operators during these different polishing tasks, thereby improving well-being at work and potentially reducing the risk of LBP. Indeed, the intensity of perceived musculoskeletal discomfort has been recognized as a risk factor for the occurrence of LBP (Hamberg-van Reenen et al., 2008). Discomfort reductions also support the back muscles' relief seen previously with Laevo, and to a lesser extent with Corfor. However, the decreased back perceived discomfort with BackX was not associated with such a back-muscle activity reduction, underlying discrepancies between perceived parameters and objective parameters, which effects might be difficult to tease out if their amplitude is limited. However, BionicBack did not reduce discomfort. It is likely that the rigid part in the back, which was reported as uncomfortable, attenuated any possible back relief due to the support of the exoskeleton.

4.2. Adverse effects

The observed reductions in EMG amplitude, particularly with Laevo and Corfor, were not attributable to kinematic changes and, therefore, reflect reductions in lumbar muscle strain. Indeed, only occasional modifications were observed: reduction of hip ROM with Laevo during LIFT-13 and reduction of the trunk flexion angle with Corfor during LIFT-21, without involving any other significant modification. BackX also did not modify kinematics, but as mentioned earlier, this device did not influence ES activity.

Only BionicBack significantly impacted the participants' kinematics in all four tasks, reducing average and ROM trunk flexion. This is most likely due to the rigid part of the exoskeleton in the back, which limited lumbar flexion. This was considered restrictive and uncomfortable by several participants (a higher back discomfort score of 2 points was observed by four participants with the BionicBack). To compensate for this limitation in trunk flexion, participants flexed their knees and hips more.

Rigid exoskeletons have been suggested to induce a hyperextension of the knees, due to the force applied to the front of the thighs (Bosch et al., 2016; Luger et al., 2021). These authors hypothesized that it could lead to increased BF activity as a compensatory mechanism, potentially posing risks to the users' backs and/or knees. However, the present study did not confirm this hypothesis, as neither knee ROM nor average flexion showed hyperextension, and BF activity did not show a significant muscle increase in any of the tasks.

The abdominal muscles (RA and OE) were not impacted by the four exoskeletons in any of the tasks. The lack of overexertion of the abdominal muscles indicates that participants did not need to force against the exoskeleton during trunk flexion, as reported in other studies (Alemi et al., 2019; Baltrusch et al.,

https://doi.org/10.1017/wtc.2025.10029 Published online by Cambridge University Press

2019; Refai et al., 2024). Perceived discomfort in the lower limbs and torso was not impacted by any of the four exoskeletons, in any of the tasks. The Laevo FLEX vest, transferring force to the torso, seems more comfortable than the rigid chest pad of earlier versions, which had increased torso discomfort (Bosch et al., 2016; Amandels et al., 2019; Madinei et al., 2020a). Therefore, the four tested exoskeletons did not significantly have negative impacts on the abdominal muscles or other body regions, where points of assistance transfer of the exoskeleton are located.

4.3. Limits

This study has certain limitations that should be acknowledged. First, using the average EMG amplitude over the entire task may obscure specific effects of exoskeletons during different phases of dynamic tasks. However, this approach was considered appropriate, as effects that are not clearly detectable over the full task duration are unlikely to have a substantial impact on neuromuscular strain. Second, the participants had only a very short period to familiarize themselves with the exoskeleton. This implies a possible suboptimal use of the device, even if these devices were easy to use. Favennec et al. (2024) showed that biomechanical variables, such as thoracic kinematics or contact pressure perception, require three to four periods of 1-hr familiarization sessions to stabilize for a soft-back exoskeleton.

Another limit is that the participant sample consisted of relatively young and physically active men, which does not fully represent the broader working population. Caution is, therefore, warranted when generalizing these results to female, older, injured, and/or overweight workers.

Furthermore, the absence of adverse effects of exoskeletons during this study does not imply that none would emerge in real-world conditions. While the tasks closely resemble actual work, the short duration of the trials compared to field conditions limits their applicability. Discomfort or kinematic changes may develop over prolonged use. Therefore, in-field testing is crucial, particularly for polishing tasks and more broadly for all activities involving trunk bending.

5. Conclusion

The Laevo FLEX exoskeleton was the only one to significantly reduce both neuromuscular activity and perceived back discomfort without causing adverse effects. The CORFOR exoskeleton also led to significant reductions in neuromuscular activity, while the BackX exoskeleton notably decreased perceived back discomfort. The Laevo FLEX exoskeleton appears particularly beneficial when polishing in the aeronautical field, which contains many static trunk bending tasks and occasional load carrying. Future research in real-world settings, incorporating worker/activity-centered assessments and acceptance-related factors, is needed to confirm its effectiveness. Moreover, the effect of back exoskeletons during intense flexion tasks requires further investigation, as neuromuscular activity alone may not fully capture back strain in such conditions.

Data availability statement. Data availability is not applicable to this article as no new data were created or analyzed in this study.

Acknowledgments. The authors would like to thank Florian Girardot and the ERCOS team for their assistance in the data collection and all volunteers who participated in the study.

Authorship contribution. Conceptualization, T.A., G.M., E.C., and M.Z.; Data curation, T.A. and M.Z.; Formal analysis, T.A.; Funding acquisition, G.M., E.C., and M.Z.; Investigation, T.A.; Methodology, T.A., G.M., E.C., and M.Z.; Project administration, M.Z.; Resources, M.Z.; Software, T.A.; Supervision, M.Z.; Validation, T.A. and M.Z.; Visualization, T.A.; Writing – original draft, T.A., G.M., and M.Z.; Writing – review and editing, T.A., G.M., E.C., and M.Z.; All authors approved the final submitted draft.

Funding statement. This work was supported by the French National Association for Research and Technology (Industrial Agreement for Training through Research number 2022/1618) and Safran Landing Systems.

Competing interests. The authors declare no competing interests exist.

Ethical standard. The research meets all ethical guidelines, including adherence to the legal requirements of the study country.

https://doi.org/10.1017/wtc.2025.10029 Published online by Cambridge University Press

References

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

Alemi MM, **Geissinger J**, **Simon AA**, **Chang SE and Asbeck AT** (2019) A passive exoskeleton reduces peak and mean EMG during symmetric and asymmetric lifting. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **47**, 25–34. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.05.003.

Alemi MM, **Madinei S**, **Kim S**, **Srinivasan D and Nussbaum MA** (2020) Effects of two passive Back-support exoskeletons on muscle activity, energy expenditure, and subjective assessments during repetitive lifting. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society* **62**(3), 458–474. https://doi.org/10.1177/0018720819897669.

Amandels S, **HOh E**, **Daenen L and Hermans V** (2019) Introduction and testing of a passive exoskeleton in an industrial working environment. In Bagnara S, Tartaglia R, Albolino S, Alexander T and Fujita Y (eds), *Proceedings of the 20th Congress of the International Ergonomics Association (IEA 2018). Advances in Intelligent Systems and Computing*. Cham: Springer International Publishing, pp. 387–392. https://doi.org/10.1007/978-3-319-96083-8_51.

Asadi H, **Yu D and Mott JH** (2019) Risk factors for musculoskeletal injuries in airline maintenance, repair & overhaul. *International Journal of Industrial Ergonomics* **70**, 107–115. Available at https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169814118304529 (accessed 28 November 2024).

Baltrusch SJ, **van DJH**, **Bennekom CAM and Houdijk H** (2018) The effect of a passive trunk exoskeleton on functional performance in healthy individuals. *Applied Ergonomics* (72), 94–106. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.04.007.

Baltrusch SJ, **Van Dieën JH**, **Bruijn SM**, **Koopman AS**, **Van Bennekom CAM and Houdijk H** (2019) The effect of a passive trunk exoskeleton on metabolic costs during lifting and walking. *Ergonomics* **62**(7), 903–916. https://doi.org/10.1080/00140139.2019.1602288. Epub 2019 Apr 24. PMID: 30929608.

Bosch T, **van EJ**, **Knitel K and de LM** (2016) The effects of a passive exoskeleton on muscle activity, discomfort and endurance time in forward bending work. *Applied Ergonomics* **54**, 212–217.

Costa da BR and Vieira ER (2010) Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: A systematic review of recent longitudinal studies. *American Journal of Industrial Medicine* **53**(3), 285–323. https://doi.org/10.1002/ajim.20750.

De Looze MP, **Bosch T**, **Krause F**, **Stadler KS and O'Sullivan LW** (2016) Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load. *Ergonomics* **59**(5), 671–681. https://doi.org/10.1080/00140139.2015.1081988.

EU-OSHA (2019) *Work-Related Musculoskeletal Disorders: Prevalence, Costs and Demographics in the EU*. LU: Publications Office. https://doi.org/10.2802/66947.

Fan X and Straube S (2016) Reporting on work-related low Back pain: Data sources, discrepancies and the art of discovering truths. *Pain Management* **6**(6), 553–559. https://doi.org/10.2217/pmt.16.8.

Favennec A, **Frère J and Mornieux G** (2024) Changes in human motor behavior during the familiarization with a soft Back-support occupational exoskeleton. *Applied Sciences* **14**(3), 1160. https://doi.org/10.3390/app14031160.

Favennec A, **Moissenet F**, **Frère J and Mornieux G** (2024) Effects of a soft back exoskeleton on lower lumbar spine loads during manual materials handling: A musculoskeletal modelling study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1–9. https://doi.org/10.1080/10255842.2024.2422925.

Borg GaV (1982) Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, **14**(5), 377. Available at https://journals.lww.com/acsm-msse/abstract/1982/05000/psychophysical_bases_of_perceived_exertion.12.aspx (accessed 11 February 2025).

Gouteron A, **Tabard-Fougère A**, **Bourredjem A**, **Casillas JM**, **Armand S and Genevay S** (2022) The flexion relaxation phenomenon in nonspecific chronic low back pain: Prevalence, reproducibility and flexion–extension ratios. A systematic review and meta-analysis. *European Spine Journal*, **31**(1), 136–151. https://doi.org/10.1007/s00586-021-06992-0.

Govaerts R, **De Bock S**, **Provyn S**, **Vanderborght B**, **Roelands B**, **Meeusen R and De Pauw K** (2024) The impact of an active and passive industrial back exoskeleton on functional performance. *Ergonomics* **67**(5), 597–618. https://doi.org/10.1080/00140139.2023.2236817.

Hamberg-van Reenen HH, **Beek AJ van der**, **Blatter BM**, **Grinten MP van der**, **Mechelen W and Bongers PM** (2008) Does musculoskeletal discomfort at work predict future musculoskeletal pain? *Ergonomics*, **51**(5), 637–648. https://doi.org/10.1080/00140130701743433.

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

Kermavnar T, **de VAW**, **de LMP and 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. https://doi.org/10.1080/00140139.2020.1870162.

Kim S, **Nussbaum MA**, **Mokhlespour Esfahani MI**, **Alemi MM**, **Alabdulkarim S and Rashedi E** (2018) Assessing the influence of a passive, upper extremity exoskeletal vest for tasks requiring arm elevation: Part I – "Expected" effects on discomfort, shoulder muscle activity, and work task performance. *Applied Ergonomics* **70**, 315–322. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.02.025.

Koopman AS, **Kingma I**, **Faber GS**, **de LMP and van Dieën JH** (2019) Effects of a passive exoskeleton on the mechanical loading of the low back in static holding tasks. *Journal of Biomechanics* **83**, 97–103. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.11.033.

https://doi.org/10.1017/wtc.2025.10029 Published online by Cambridge University Press

Lamers EP, **Yang AJ and Zelik KE** (2018) Feasibility of a biomechanically-assistive garment to reduce low Back loading during leaning and lifting. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **65**(8), 1674–1680. https://doi.org/10.1109/TBME.2017.2761455.

Luger T, **Bär M**, **Seibt R**, **Rimmele P**, **Rieger MA and 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. *Applied Ergonomics* **97**, 103530. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2021.103530.

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

Madinei S, **Alemi MM**, **Kim S**, **Srinivasan D and Nussbaum MA** (2020b) Biomechanical evaluation of passive back-support exoskeletons in a precision manual assembly task:"expected" effects on trunk muscle activity, perceived exertion, and task performance. *Human Factors* **62**(3), 441–457.

Menegon FA and Fischer FM (2012) Musculoskeletal reported symptoms among aircraft assembly workers: A multifactorial approach. *Work*, **41**, 3738–3745. Available at https://content.iospress.com/articles/work/wor0088 (accessed 28 November 2024).

Nogueira HC, **Diniz ACP**, **Barbieri DF**, **Padula RS**, **Carregaro RL and de Oliveira AB** (2012) Musculoskeletal disorders and psychosocial risk factors among workers of the aircraft maintenance industry. *Work* **41**(1), 4801–4807. https://doi.org/10.3233/WOR-2012-0767-4801.

Poon N, **Engelhoven L van**, **Kazerooni H and Harris C** (2019) Evaluation of a trunk supporting exoskeleton for reducing muscle fatigue. In *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*. Los Angeles, CA: SAGE Publications Sage CA, 980–983.

Rashedi E, **Kim S**, **Nussbaum MA and Agnew MJ** (2014) Ergonomic evaluation of a wearable assistive device for overhead work. *Ergonomics* **57**(12), 1864–1874. https://doi.org/10.1080/00140139.2014.952682.

Refai MIM, **Moya-Esteban A**, **Zijl L van**, **Kooij H and Sartori M** (2024) Benchmarking commercially available soft and rigid passive back exoskeletons for an industrial workplace. *Wearable Technologies*, **5**, e6. Available at https://www.cambridge.org/core/journals/wearable-technologies/article/benchmarking-commercially-available-soft-and-rigid-passive-back-exoskeletons-for-an-industrial-workplace/FE5D724EF59E482DCD2B6BBCD80ADB29 (accessed 28 November 2024).

Reimeir B, **Calisti M**, **Mittermeier R**, **Ralfs L and Weidner R** (2023) Effects of back-support exoskeletons with different functional mechanisms on trunk muscle activity and kinematics. *Wearable Technologies* **4**, 2631–7176. https://doi.org/10.1017/wtc.2023.5.

Schwartz M, **Desbrosses K**, **Theurel J and Mornieux G** (2022) Using passive or active back-support exoskeletons during a repetitive lifting task: Influence on cardiorespiratory parameters. *European Journal of Applied Physiology* **122**(12), 2575–2583.

Schwartz M, **Desbrosses K**, **Theurel J and Mornieux G** (2023) Biomechanical consequences of using passive and active back-support exoskeletons during different manual handling tasks. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, **20**(15). Available at https://www.mdpi.com/1660-4601/20/15/6468 (accessed 28 November 2024).

Schwartz M, **Theurel J and Desbrosses K** (2021) Effectiveness of soft versus rigid back-support exoskeletons during a lifting task. *International Journal of Environmental Research and Public Health* **18**(15), 8062.

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

Thevenot C, **Pierre X and Mornieux G** (2025) Effects of an occupational soft-back exoskeleton during order picking: A field study in logistics. *Ergonomics*, 1–14. https://doi.org/10.1080/00140139.2024.2447867.

Toussaint HM, **Winter AF de**, **de Haas Y**, **Looze MP de**, **Van Dieën JH and Kingma I** (1995) Flexion relaxation during lifting: Implications for torque production by muscle activity and tissue strain at the lumbo-sacral joint. *Journal of Biomechanics*, **28**(2), 199–210. Available at https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0021929094000515 (accessed 29 November 2024).

Toxiri S, **Näf MB**, **Lazzaroni M**, **Fernández J**, **Sposito M**, **Poliero T**, **Monica L**, **Anastasi S**, **Caldwell DG and Ortiz J** (2019) Back-support exoskeletons for occupational use: An overview of technological advances and trends. *IISE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors* **7**(3), 237–249. https://doi.org/10.1080/24725838.2019.1626303.

Cite this article: Albouy T, Mornieux G, Chin E and Zare M (2025) Biomechanical effects of soft and rigid passive back occupational exoskeletons during load-carrying and static trunk bending tasks in the aeronautics industry. *Wearable Technologies*, 6, e50. doi:https://doi.org/10.1017/wtc.2025.10029

https://doi.org/10.1017/wtc.2025.10029 Published online by Cambridge University Press

1.2 Actes de congrès issus des données l'étude en laboratoire

1.2.1 Congrès de l'AHFE Nice 2024

15th International AHFE Conference Nice/France, 24-27 July 2024

Influence of passive exoskeletons on lumbar loads during a static trunk bending task specific to the aeronautics industry.

T. ALBOUY, G. MORNIEUX, E. CHIN, M. ZARE

Abstract

The prevalence of low back pain is 60 to 70% of employees (INRS, 2022). With the purpose of occupational risk preventing, research is focusing on the exoskeletons impact. While exoskeletons are expected to reduce demands related to trunk bending tasks (Bosch et al., 2016), no study has demonstrated this in the aeronautics industry. A specific aeronautics activity, i.e. polishing aeronautics parts, may cause low back pain. The present study aims to evaluate the effects of passive exoskeletons on trunk neuromuscular activity and perceived discomfort during a polishing task.

19 participants performed a polishing task, simulated in laboratory, without exoskeleton and with 4 different back exoskeletons. Participants carried out a visual internal inspection of a tube, using a cane with a lamp, for 40 seconds. Bilateral electromyographic activity of 4 trunk muscles was recorded using Captiv surface EMG. Perceived discomfort on the back and torso was assessed using a Borg CR10 scale.

The results showed a significant reduction of the mean scores of perceived back discomfort for 3 exoskeletons, from "moderate" to scores close to "low" or "very low". However, no significant effect was evaluated on torso perceived discomfort. Contrary to expectations, exoskeletons did not significantly reduce the neuromuscular activity of the spinal erectors. Also, abdominal muscles activity was kept at the same level.

The lack of reduction in neuromuscular activity of the spinal erectors is not consistent with a significant reduction in perceived discomfort, and therefore the potential relief of lumbar loads thanks to wearing an exoskeleton. Given the large trunk flexion angle (≈60°), this could be explained by the flexion-relaxation phenomenon, commonly observed at the end of trunk flexion from an erect standing

position (Bouriga, 2014). More generally, this also points to the possible lack of discrimination when using average neuromuscular activity parameters (Schwartz et al., 2021).

1.2.2 Journée scientifique de l'Ecole Doctoral BioSE

Influence of passive exoskeletons on lumbar loads during a static trunk bending task specific to the aeronautics industry.

T. ALBOUY, G. MORNIEUX, E. CHIN, M. ZARE

The manufacturing industry, notably the aeronautics sector, involves tasks presenting risks of low back pain. One of the preventive strategies could be the use of passive back exoskeletons, which have demonstrated benefits during activities involving trunk bending. This study aims to evaluate the effects of four passive back exoskeletons on trunk neuromuscular activity, kinematics and perceived discomfort, during a polishing task simulated in a laboratory setting.

Nineteen participants performed a visual internal inspection of a tube, without exoskeleton and with 4 different back exoskeletons.

The results showed a significant reduction of the mean scores of perceived back discomfort for 3 exoskeletons. Contrary to expectations, exoskeletons did not significantly reduce the neuromuscular activity of the spinal erectors. Also, abdominal muscles activity was kept at the same level.

The lack of reduction in neuromuscular activity of the spinal erectors is not consistent with a significant reduction in perceived discomfort, and therefore the potential relief of lumbar loads thanks to wearing an exoskeleton. Given the large trunk flexion angle (≈60°), this could be explained by the flexion-relaxation phenomenon, commonly observed at the end of trunk flexion from an erect standing position (Bouriga, 2014). More generally, this also points to the possible lack of discrimination when using average neuromuscular activity parameters (Schwartz et al., 2021).

Nevertheless, Laevo and Corfor exoskeletons appears to be the most promising devices for this task, according to the tendency to reduce ES activity and the significant decrease in perceived back discomfort.

Influence of passive exoskeletons on lumbar loads during a static trunk bending task specific to the aeronautics industry

T. ALBOUY[1, 2, 3] *, G. MORNIEUX[1], E. CHIN[2], M. ZARE[3]

1 - Université de Lorraine, DevAH, Nancy, France
2 - Safran Landing Systems, Bidos, France
3 - UTBM, ELLIADD-ERCOS, Belfort, France
*Contact : thomas.albouy@univ.lorraine.fr

Introduction

The prevalence of **low back pain** among French employees is estimated between 60 to 70% [1]. In the context of occupational risk prevention, research has increasingly focused on **exoskeletons**. While exoskeletons are expected to reduce the physical demands related to trunk bending tasks [2], there is a lack of empirical evidence supporting this effect within the **aeronautics industry**. One specific activity in this sector, i.e. polishing aeronautics parts, might particularly associated with low back pain. This study aims to **evaluate the effects of four passive exoskeletons on trunk neuromuscular activity, kinematics and perceived discomfort during a simulated polishing task**, in a laboratory setting.

Methods

- 19 males (age 25 ± 7 years, height 180 ± 6 cm and body mass 76 ± 10 kg)
- Experimental task : **simulated internal visual inspection** of a landing gear part. Particpants had to observe marks inside the tube using a cane fitted with a lamp, for **40 seconds**.



Real task (industrial setting)


Simulated task

- 5 conditions : **Without exo** and with each of the **4 exoskeletons**.


CORFOR


BionicBack


BackX


LAEVO Flex

- **Neuromuscular activity** was recorded using surface electromyography (EMG).
  - EMG amplitude (RMS), in % of maximum voluntary contraction (MVC).

5 muscles, bilaterally :



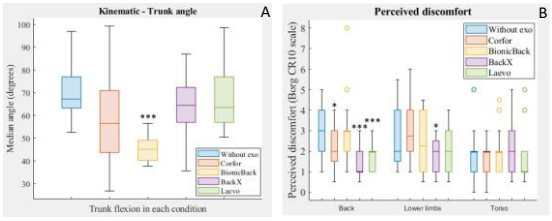
- **Mean angles** of the trunk, hips and knees was recorded with inertial measurement units (Captiv, TEA).
- After each condition, participants rate their **perceived discomfort** on 3 body areas: back, lower limbs and torso, with a Borg CR10 scale.
- Repeated measures ANOVA (Friedman), to compare the conditions **without** and **with each** exoskeleton.

References

[1] Lombalgie. Statistique—Risques—INRS (2018) (s. d.)
[2] Bosch et al. (2016). Applied ergonomics The effects of a passive exoskeleton on muscle activity, discomfort and endurance time in forward bending work. Applied ergonomics, 54, 212-217
[3] Looze and al. (2016). Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical load. Ergonomics, 59(5), 671-681
[4] Gouteron and al. (2022). The flexion relaxation phenomenon in nonspecific chronic low back pain : Prevalence, reproducibility and flexion–extension ratios. A systematic review and meta-analysis. European Spine Journal, 31(1),136-151.
[5] Koopman and al. (2019). Effects of a passive exoskeleton on the mechanical loading of the low back in static holding tasks. Journal of Biomechanics 83, 97-103

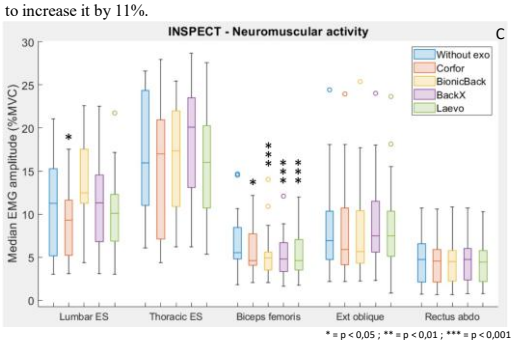
Results

- Trunk flexion was ≃ 67° without exoskeleton. Only BionicBack significantly reduced the back flexion angle (≈45°) (fig. A).
- Perceived back discomfort was significantly reduced for all exoskeletons, from "moderate" to "low" or even "very low", except for BionicBack. BackX also reduced perceived lower limbs discomfort. No significant effect was evaluated on torso perceived discomfort (fig. B).



* = p < 0,05 ; ** = p < 0,01 ; *** = p < 0,001

- LES neuromuscular activity was significantly reduced by 18% with Corfor. Other exoskeletons did not significantly decrease ES neuromuscular activity (fig. C). Laevo tended to decrease LES activity by 10% and BionicBack tended to increase it by 11%.



* = p < 0,05 ; ** = p < 0,01 ; *** = p < 0,001

- Neuromuscular activity of the biceps femoris was significantly reduce with the **4 exoskeletons** (12 to 17%).
- Abdominal muscles activity was kept at the same level.

Discussion and conclusion

The limited occurrence of significant reductions in EMG activity of the ES muscles may seem inconsistent with the significant decrease in perceived discomfort and the expected relief of lumbar loads resulting from exoskeleton use. Other studies, evaluating similar exoskeletons during static holding tasks, reported significant reductions in ES activity of 10–38% [2,3]. However, these studies involved a trunk flexion angle of approximately 40°.
Given the substantial trunk flexion angle (≈67°), the lack of significant reduction in ES in the present study could be explained by the **flexion-relaxation phenomenon**, commonly observed at the end of trunk flexion [4]. This phenomenon involves a phase of **non-activation of the spinal erector muscles**, as the load shifts from active to passive structures, occurring at varying lumbar flexion angles depending on the individual. This underscores **the possible limitations of using average neuromuscular activity measurements for this type of task** [5].
Nevertheless, **Laevo and Corfor exoskeletons appears to be the most promising devices for this task,** according to the tendency to reduce ES activity and the significant decrease in perceived back discomfort.

1.3 Article issu de l'étude terrain, publié dans *Ergonomics* :

Field Assessment of a Passive Back Exoskeleton in the Aeronautics Industry: Biomechanical Responses and Worker Acceptance

Thomas ALBOUY[1, 2, 3 *], Mohsen ZARE[3], Estelle CHIN[2], Guillaume MORNIEUX[1]

1 - Université de Lorraine, DevAH, 54000 Nancy, France

2 - Safran Landing Systems, 64400 Bidos, France

3 - Université Marie et Louis Pasteur, UTBM, ELLIADD (UR 4661), 25200 Montbéliard, France

Corresponding author:

Thomas Albouy

Address: 9 Rue Guynemer, 64400 Bidos, France

*Contact: thomas.albouy@univ-lorraine.fr

Abstract

Workers in aeronautics face high risks of low-back disorders. Although occupational passive back exoskeletons show preventive potential during trunk flexion tasks, few studies have been conducted in real workplaces. This field study aims to assess the effects of a rigid passive back exoskeleton on back neuromuscular activity, trunk kinematics and perceived discomfort, as well as the user acceptance. Ten male employees from an aeronautics manufacturer performed their routine polishing activity, later segmented into seven representative tasks, with and without the Laevo FLEX exoskeleton. The results showed significant reductions of 7% to 25% in erector spinae activity in four tasks. The average trunk flexion angle was only reduced for one task. Perceived discomfort was not significantly impacted by the exoskeleton. Acceptance was mixed but overall positive. This supports the exoskeleton's beneficial impact in aeronautical polishing tasks and more generally highlights the potential of such devices for trunk-flexion activities in real settings.

Practitioner Summary

Although occupational exoskeletons show potential to reduce low-back pain, few studies exist in real workplaces. This field study assessed biomechanical effects and acceptance while ten workers performed polishing tasks with and without a passive exoskeleton. Results showed reduced back muscle activity and a rather positive acceptance, supporting its preventive potential.

Key words: Exoskeleton, Biomechanics, Field study, Aeronautics, Electromyography

1 Introduction

With an estimated 12-month prevalence of 47% in the manufacturing industry, low-back disorders (LBDs) are among the most frequently reported work-related musculoskeletal disorders and thus, remain a major public health problem (Govaerts et al., 2021; Marras, 2000). Beyond their impact on employees' quality of life, back pain is also one of the leading causes of work absence and reduced productivity (Eurofound, 2012; Fan & Straube, 2016). In the aeronautics industry, tasks such as material handling, maintenance, repair and aircraft assembly carry high risks of LBDs (Asadi et al., 2019). For instance, studies have reported 12-month prevalence rates of 30–45% (Asadi et al., 2019; Menegon & Fischer, 2012; Nogueira et al., 2012) and 7-day rates of 16–27% (Menegon & Fischer, 2012; Nogueira et al., 2012) for low-back pain. Moreover, posture assessments indicated that over half of the tasks performed in the aeronautics industry induced high-risk of musculoskeletal disorders (MSD) (Asadi et al., 2019).

Such MSD, especially low-back disorders can be prevented by countermeasures such as workstation adaptations or organizational improvements, but are not always sufficient, as certain tasks remain inherently difficult to modify, due to their complexity and operational constraints (De Looze et al., 2016; Govaerts et al., 2024). In the aeronautics industry, polishing tasks fall into this category and frequently involve intense and/or prolonged trunk flexion, with sustained erector spinae muscles exertion (Albouy et al., 2025). Moreover, full automation is not always feasible, as many operations require observation, flexibility, and decision-making that cannot be standardized. As a result, complementary strategies, such as the use of low-back occupational exoskeletons, have gained attention as potential solutions to reduce workers' exposure to physical risk factors while maintaining operational efficiency (De Looze et al., 2016; Kermavnar et al., 2021; Theurel & Desbrosses, 2019).

Among those, passive low-back-support exoskeletons have been showed to significantly reduce neuromuscular demands: decreases in erector spinae (ES) activity of about 36% on average (range: 14–61%) during static bending, and reductions in hip extensors activity, particularly the biceps femoris, by approximately 22% (Kermavnar et al., 2021). Numerous studies have investigated for instance the Laevo exoskeleton in laboratory settings, during manual materials handling (Alemi et al., 2020; Baltrusch et al., 2019; Luger et al., 2021, 2023; Madinei et al., 2020b), or during assembly tasks and static trunk flexion (Bosch et al., 2016; Koopman et al., 2019; Madinei et al., 2020b). These studies also confirmed reduced neuromuscular activity of the erector spinae, ranging from 6% to 28% during lifting/lowering tasks and from 11% to 57% during static trunk flexion. In particular, promising results have been reported with the Laevo FLEX occupational exoskeleton in laboratory settings (Albouy et al., 2025; Refai et al., 2024). Refai et al. (2024) compared different exoskeletons during machine-

manufacturing routines including both static and dynamic tasks. The Laevo FLEX showed the best balance between reductions in ES muscle activity (up to 39%), decreased perceived exertion, and overall comfort. Moreover, Albouy et al. (2025) evaluated four passive back-support exoskeletons during simulated aeronautics polishing and manual materials handling tasks in a laboratory setting. The Laevo FLEX significantly reduced erector spinae (8%) and biceps femoris (8 to 17%) muscle activity, as well as perceived back discomfort. No adverse effects were observed, such as alterations in trunk or lower-limb kinematics, increased activation of abdominal muscles, or higher discomfort in other body regions. Accordingly, the Laevo FLEX can be seen as a suitable low-back exoskeleton for the aeronautics industry (Albouy et al., 2025), and was selected for the present field study.

While the Laevo FLEX has demonstrated its positive influence on biomechanical parameters during manual materials handling in general, further studies should confirm its potential in the aeronautics field. Moreover, although laboratory studies provide encouraging evidence, investigations conducted in real work environments are needed (Theurel & Desbrosses, 2019), as they would better identify effects for the target population and under the true working environment. However, by doing so, literature often faces larger variability in the results. For example, while Motmans et al. (2019) observed a significant 9-12% reduction in ES activity with the Laevo V2.5 exoskeleton during order-picking tasks in a cheese production facility, Amandels et al. (2019) could not report such a benefit in multi-task workstations on the shop floor, while using the Laevo V2.4.

More recently, Jakobsen et al. (2025) and Schrøder Jakobsen et al. (2024) conducted field studies on the use of passive back exoskeletons among logistics workers. These studies reported significant reductions in back muscle activity during material handling tasks, as well as a global reduction in perceived work intensity over a 24-week field trial (Jakobsen et al., 2025). While these investigations were performed in real work environments and involved actual workers, the biomechanical assessments were based on standardized material handling tasks designed to replicate work scenarios. As acknowledged by the authors, such standardized setups may limit the generalizability of the findings to occupational situations involving more complex, variable, and awkward postures.

Beyond biomechanical effectiveness, successful implementation of occupational exoskeletons also depends on workers' acceptance in real working conditions. Acceptance is an a posteriori pragmatic evaluation emerging from real use of a technology, beginning with the first interaction between the user and the device and reflecting the intention to continue using it (Wioland et al., 2024; Alexandre et al., 2018). In line with this perspective, Bobillier Chaumon, (2021) conceptualizes "situated acceptance" as the process through which a technology is tested within its real context of use, allowing users to assess its concrete benefits, limitations, and relevance for their activity and

personal projects. Few field studies have investigated acceptance under real working conditions, and reported outcomes remain context-dependent and sometimes contrasted (Thevenot et al., 2025; Graham et al., 2009; Jakob et al., 2023).

To our knowledge, no study has yet investigated the use of low-back occupational exoskeletons in real working conditions in the aeronautics industry. Therefore, the present study aims to evaluate the biomechanical effects of using the Laevo FLEX rigid passive low-back exoskeleton during real polishing tasks, as well as to explore its acceptance among workers. We hypothesized that the exoskeleton would reduce erector spinae activity and perceived back discomfort, without affecting trunk kinematics.

2 Materials and Methods

2.1 Participants

Ten male volunteer workers (42 ± 9 years, 176 ± 7 cm and 76 ± 13 kg) were recruited for this study. This sample size was estimated by considering the effect size of d = 0.89 on erector spinae muscle activity when using the Laevo FLEX exoskeleton during a laboratory-based polishing task (Albouy et al., 2025). An *a priori* power analysis using G*Power for a directional hypothesis (Wilcoxon signed-rank test, matched pairs, one-tailed) showed that, to achieve a statistical power of 0.80 (α = 0.05) with this effect size, a minimum of 10 participants was required. However, due to production requirements, not all tasks were completed by all participants (8–10 workers depending on the task). In addition, due to the operator's availability, further participants couldn't be recruited.

All participants were full-time employees of a French company specializing in the manufacture of aircraft landing systems. Their mean length of service in the current position was 9.4 ± 7.0 years, while their overall experience as polishers was 18.9 ± 9.8 years. Only male participants were included, as no women were employed in polishing tasks within the company at the time of the study. None of the volunteers reported musculoskeletal disorders that could prevent them from performing polishing activities. Ethical approval was obtained from the ethical committee (2024-A02531-46), and all participants provided written informed consent before taking part in the study.

2.2 Exoskeleton

A rigid passive low-back exoskeleton, the *Laevo FLEX* (Laevo B.V., The Netherlands), was tested in the present study. This device provides torque support around its main joint (Appendix 1), which is aligned with the user's greater trochanter. This torque is generated by a gas spring system integrated

into a pivot mechanism at the hip joint. Support is transmitted between the thighs and the upper body through curved thigh pads and a textile vest serving as the chest interface. The device is available in a single base size that can be adapted to different body dimensions using interchangeable elements, and its mass ranges from 2.5 to 4 kg depending on the configuration. Although full disengagement is not possible, the thigh pads can be temporarily positioned to the side when necessary. For this study, the exoskeleton was adjusted to each participant's morphology in accordance with the manufacturer's recommendations, and the medium-stiff gas spring was systematically used.

To ensure adequate familiarization, each participant wore the exoskeleton on at least four separate 1-hour sessions during their regular work tasks prior to the experimental sessions (Favennec, Frère, et al., 2024).

2. 3 Experimental tasks

The study was conducted in landing gear polishing workstations, where different parts passed through the booths at various stages of the process. The polishing process consists of visual inspection, cleaning, and manual correction of the shape and dimensions of aeronautical parts following the milling stage. Due to the required precision and accessibility, these tasks often involve awkward postures, and low-back pain is frequently reported.

The polishing booth includes a central space for a trolley on which the part was placed. This part was the main landing gear shaft of an airplane, T-shaped (Figure 1), measuring 140 × 128 cm with a diameter of 17 cm. The barrel of the part was positioned at 93 cm from the ground on a trolley measuring 178 × 60 cm. Operators' feet could not be positioned directly beneath the part, due to the presence of the trolley. The part could be rotated on the trolley, allowing the operator to work with the axle either horizontally or vertically depending on the task. There was sufficient space to move around the part. The back wall of the booth was equipped with a dust extraction system, and operators avoided standing between the dust source (e.g., grinder) and this suction wall.

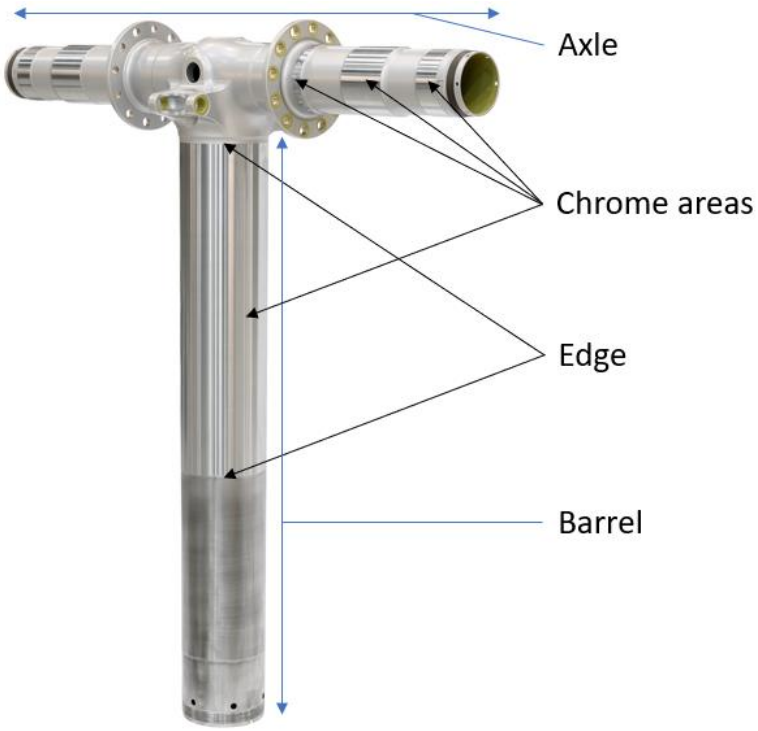


Figure 1. Aircraft landing gear shaft.

An ergonomic analysis of the polishing activity was conducted according to the following criteria: operational goal (rounding, brushing, inspection), part location (interior/exterior, barrel/axle), and posture characteristics (trunk flexion angle, static or dynamic work, and frontal or lateral orientation of the task). Based on this analysis, seven key tasks were identified and are described below (Figure 2).

Task 1 – External edge rounding of the barrel (RNDG-EXT-BAR)

This task consists of smoothing two chrome-coated edges using a pneumatic grinder equipped with a cylindrical or cigar-shaped abrasive sleeve. The objective is to prevent seal damage during assembly while preserving the shot-peened surface. Particular attention must be paid to avoid overflow onto the chrome-plated areas, to maintain the peening effect by not applying excessive pressure, and to follow the grinder's rotation direction in order to obtain a proper radius. The operator generally works side-on to the part, alternating from one side to the other.

The operation demands high precision, which requires working close to the piece and consequently increases trunk flexion. Thus, the task requires moderate forward trunk flexion, held in a quasi-static posture.

Task 2 – External barrel brushing (BRSH-EXT-BAR)

This task consists of removing marks left by the edge rounding and refining the radius of the barrel edges. Workers brush the rounded areas to eliminate residual marks and perform light polishing to

obtain a clean, smooth surface, using a pneumatic grinder equipped with an abrasive brush. The operator generally works side-on to the part, alternating from one side to the other.

The task requires a low forward trunk flexion, held in a quasi-static and prolonged posture.

Task 3 – External brushing of the chromed areas of the axles (BRSH-EXT-AXL)

This task consists of mattifying the chrome-coated surfaces to facilitate visual inspection and remove potential chrome nodules. Brushing is limited to the chromed areas, without significant material removal, in order to preserve the integrity of the chrome deposit. A pneumatic grinder equipped with an abrasive brush is used. The operator works facing the part, with occasional steps, and rotates the axle in order to inspect the opposite side.

The task involves moderate trunk flexion, maintained for short periods and repeated, combined with lateral inclinations.

Task 4 – Internal barrel brushing (BRSH-INT-BAR)

This task consists of lightly brushing the chrome redan inside the barrel to prepare the surface for future visual inspection. The operation is limited to mechanical cleaning without altering the chrome deposit. A large pneumatic grinder equipped with an abrasive brush is used. The operation involves circular motion of the grinder inside the part, with no operator displacement.

The task requires the use of a the relatively bulky grinder, with intense and repeated forward trunk flexion depending on the task duration (one or multiple repetitions, each maintained for at least 5 seconds).

Task 5 – Internal barrel visual inspection (INSP-INT-BAR)

This task consists of visually inspecting the inside of the barrel, particularly the central chrome redan, to verify coating quality and detect pitting or scratches. A rod equipped with a lamp and adjustable mirror is used (156 cm, 1 kg). The operator generally works side-on to the part.

The task requires intense forward trunk flexion, held in a static posture.

Task 6 – External barrel visual inspection (INSP-EXT-BAR)

This task consists of inspecting the exterior of the barrel to detect surface non-conformities such as pitting, raw chrome marks, scalloping, or crazing. The piece is examined segment by segment using a standard lamp or a circular lamp with a central magnifier. The operator takes many steps, moving along the length of the part, and works facing it.

The task involves quasi-static slight to moderate forward trunk flexion.

Task 7 – External visual inspection of the chromed areas of the axles (INSP-EXT-AXL)

This task consists of inspecting the chromed areas of the axles and the tops of the collars to detect any surface defects. Each side of the axle is examined by inspecting the three bearing surfaces on one side,

moving around the piece to check for pitting, scalloping, crazing, or abnormal traces, then rotating the piece to inspect the other side, using a neon lamp or a circular lamp with an internal magnifier.
The axles are positioned vertically during this task, so the surfaces to be inspected are at a higher level, reducing the forward trunk flexion required compared with INSP-EXT-BAR. The task involves quasi-static low forward trunk flexion, and the operator works facing the part, moving around the axle.

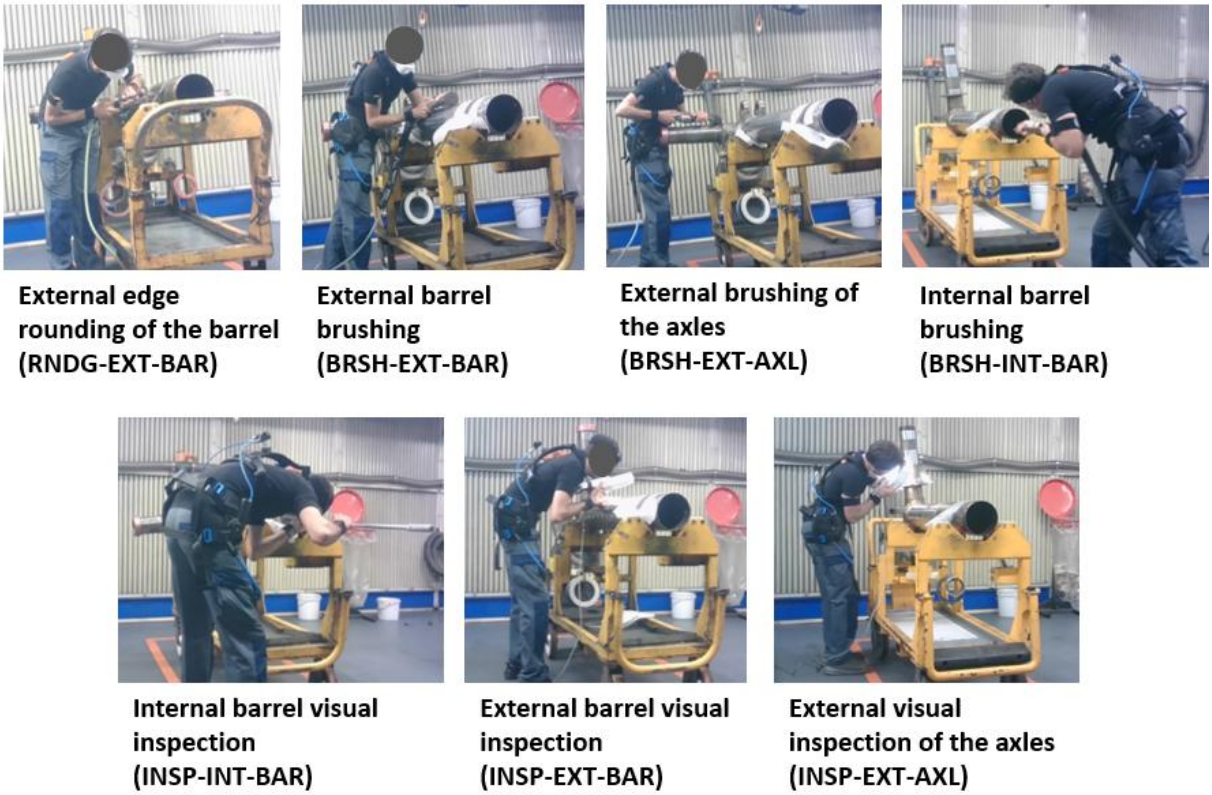


Figure 2. The seven polishing tasks selected for the study

Participants performed these tasks as they were used to in two experimental conditions: with the exoskeleton (EXO) and without any equipment (NoEXO). The order of the conditions was counterbalanced. At least 10 minutes break was given to the subjects between each condition.

2.4 Data Acquisition and Analysis

During the experimental sessions, the complete polishing operation lasted on average 30 ± 16 minutes with the exoskeleton and 33 ± 15 minutes without (no significant difference ; $p = 0.36$). Within this operation, the tasks described above were generally carried out as single continuous sequences. In some cases, a task was performed in two separate sequences (e.g., inspecting the inside of the barrel (INSP-INT-BAR), before brushing it (BRSH-INT-BAR) and then inspecting it again), depending on the

polisher organization. The order of tasks was identical across conditions for each participant. Data were collected in discrete recording series ranging from a few seconds to approximately 3 minutes. All corresponding recordings were concatenated in order to enhance the amount of available data characterizing each task. Moreover, some tasks were not carried out by all operators, since they were not always required. Thus, up to two participants did not perform one or more tasks. The duration of the analyzed recordings for the tasks of interest are reported in Table 1 and showed no significant difference.

Table 1. Acquisition period and number of operators per task and experimental condition. Asterisks indicated a significant difference (: $p < 0.05$; **: $p < 0.01$; ***: $p < 0.001$) in the EXO condition compared to NoEXO. EXO = With exoskeleton; NoEXO = Without exoskeleton; RNDG-EXT-BAR = External barrel edge rounding; BRSH-EXT-BAR = External barrel brushing; BRSH-INT-BAR = Internal barrel brushing; BRSH-EXT-AXL = External axle brushing; INSP-INT-BAR = Internal barrel inspection; INSP-EXT-BAR = External barrel inspection; INSP-EXT-AXL = External axle inspection.*

Task	Experimental condition	Duration (s)	Sample size
RNDG-EXT-BAR	NoEXO	123.2 ± 75.9	9
	EXO	131.3 ± 104.6	
BRSH-EXT-BAR	NoEXO	168.7 ± 148.3	10
	EXO	109.0 ± 81.4	
BRSH-EXT-AXL	NoEXO	142.3 ± 63.6	8
	EXO	110.2 ± 47.3	
BRSH-INT-BAR	NoEXO	48.4 ± 59.0	9
	EXO	56.8 ± 77.4	
INSP-INT-BAR	NoEXO	46.4 ± 30.3	10
	EXO	43.0 ± 29.3	
INSP-EXT-BAR	NoEXO	203.8 ± 115.7	9
	EXO	223.2 ± 166.0	
INSP-EXT-AXL	NoEXO	91.9 ± 44.1	8
	EXO	97.5 ± 55.9	

The surface electromyography and kinematic acquisition systems, described below, were synchronized with each other and with a webcam (Trust Trino HD 720p, Trust International B.V., Dordrecht, The Netherlands; 1280×720 px, 30 fps) recording the work area. This setup allowed quick initiation and termination of the recordings, and enabled manual segmentation of the acquisitions into tasks of interest during data analysis.

2.4.1 Surface electromyography

Neuromuscular activity of thoracic erector spinae (TES) and lumbar erector spinae (LES) was recorded bilaterally, using a wireless surface electromyography (sEMG) system (Trigno™, Wireless Duo, Delsys Inc., Natick, MA, USA). Prior to electrode placement, the skin was shaved, abraded, and cleaned with alcohol in accordance with the SENIAM recommendations (Hermens & Freriks, 1997). The quality of the sEMG signal was verified prior to recording, ensuring a baseline noise level below 2 µV. sEMG signals were sampled at 2048 Hz. No maximal voluntary contractions (MVC) were performed for normalization purposes, as such assessments were not practical in a field setting. However, the non-normalized sEMG procedure used in this study for within-person and within-muscle (pairwise) amplitude comparisons is considered to be acceptable (Besomi et al., 2020).

Signal processing and data analysis were performed using a custom script in MATLAB (R2023a, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA). sEMG signals were filtered with a 30–450 Hz band-pass, bi-directional 4th-order Butterworth filter to remove heart rate artefacts (Drake & Callaghan, 2006). For each task, all acquisitions from the same participant under the same condition were concatenated. For each concatenated dataset, the root mean square (RMS) value was computed. The left and right muscle values were averaged for the results presented below to obtain a global estimate of erector spinae loading and to allow consistent within-subject comparisons between the EXO and NoEXO conditions, even for tasks involving asymmetric postures. For each task, the percentage difference between the EXO and NoEXO conditions was calculated for each participant and subsequently averaged across participants.

2.4.2 Kinematics

Three-dimensional kinematic data were recorded at 100 Hz using a commercially available inertial measurement unit (IMU) system (MVN Awinda, Xsens Technologies, Enschede, The Netherlands) in the “Upper body, no hands” mode. Nine IMUs were placed on the head, sternum, and pelvis, as well as bilaterally on the shoulders, upper arms, and forearms. Sensor placement followed the manufacturer’s guidelines, while the pelvic IMU was secured to a belt using Velcro for stabilization. The Xsens-recommended calibration procedure was performed before each condition.

Data post-processing was performed using MATLAB (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA). For each task, the average trunk angle—defined as the angle of the trunk relative to the vertical axis, calculated from the sternum-mounted IMU (T8)— was computed over the entire acquisition. In addition, the percentage of time spent within trunk angle intervals commonly used in ergonomics to

describe trunk posture was calculated: < 5°, 5–20°, 20–60°, and > 60° (AFNOR, 2008; McAtamney & Corlett, 1993).

2.4.3 Perceived discomfort

Perceived discomfort on the lower limbs, torso and back area was assessed using a Borg CR10 scale (Borg, 1982; Albouy et al., 2025). After each condition, participants were asked to rate their perceived discomfort for each of these 3 body areas.

2.4.4 Exoskeleton acceptance

Worker acceptance of the assistive device was assessed using dimensions, each comprising several items, derived from the questionnaire developed and validated by Wioland et al. (2024), which is based on a five-point Likert scale. Based on their findings on users or ex-users of passive exoskeletons, three dimensions, directly or indirectly associated with acceptance were retained: *Perceived ease of use* (six items), *Affects* (three items) and *Health and safety performance* (five items). In addition, the final question addressed the participants' intention to continue using the exoskeleton, considered as a direct indicator of acceptance. The questionnaire was originally developed and validated in French (Wioland et al., 2024) and was administered in French in the present study, as all participants were native French speakers.

The questionnaire responses were analyzed descriptively and reported in a table showing the distribution of the number of responses across the five options of the Likert scale.

2.5 Statistical Analysis

Statistical analyses were performed using MATLAB (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA) and JASP software (JASP Team, Version 0.19.1.0, 2023). Data inspection with the Shapiro–Wilk test revealed that the assumption of normality required for paired sample T-test was not consistently satisfied for sEMG, kinematic, and perceived discomfort data. Consequently, Wilcoxon tests were applied to compare the EXO (with exoskeleton) and NoEXO (without exoskeleton) conditions. To control for type I error inflation across the seven task comparisons, p-values were adjusted using the Holm–Bonferroni procedure for task duration, sEMG and kinematical variables. The level of statistical significance was set at $p < 0.05$. The effect size was estimated by the rank biserial correlation (r), with $|r|$ values interpreted as small (0.1–0.3), medium (0.3–0.5), or large (≥ 0.5) effects. Results are reported as median and interquartile range (IQR).

3 Results

3.1 Surface electromyography

After Holm–Bonferroni correction for multiple comparisons, LES muscle activity was significantly reduced by the exoskeleton in the RNDG-EXT-BAR (p = .024, r = .96), BRSH-INT-BAR (p = .030, r = .91), INSP-INT-BAR (p = .007, r = 1.00), and INSP-EXT-BAR (p = .030, r = .91) tasks (Figure 3). The percentage reductions by subject for these tasks are presented in Table 2 and show medians ranging from -7.3% to -24.8%. LES muscle activity was not significantly reduced during the BRSH-EXT-BAR, BRSH-EXT-AXL and INSP-EXT-AXL tasks. TES muscle activity was not significantly influenced by the exoskeleton (Figure 4).

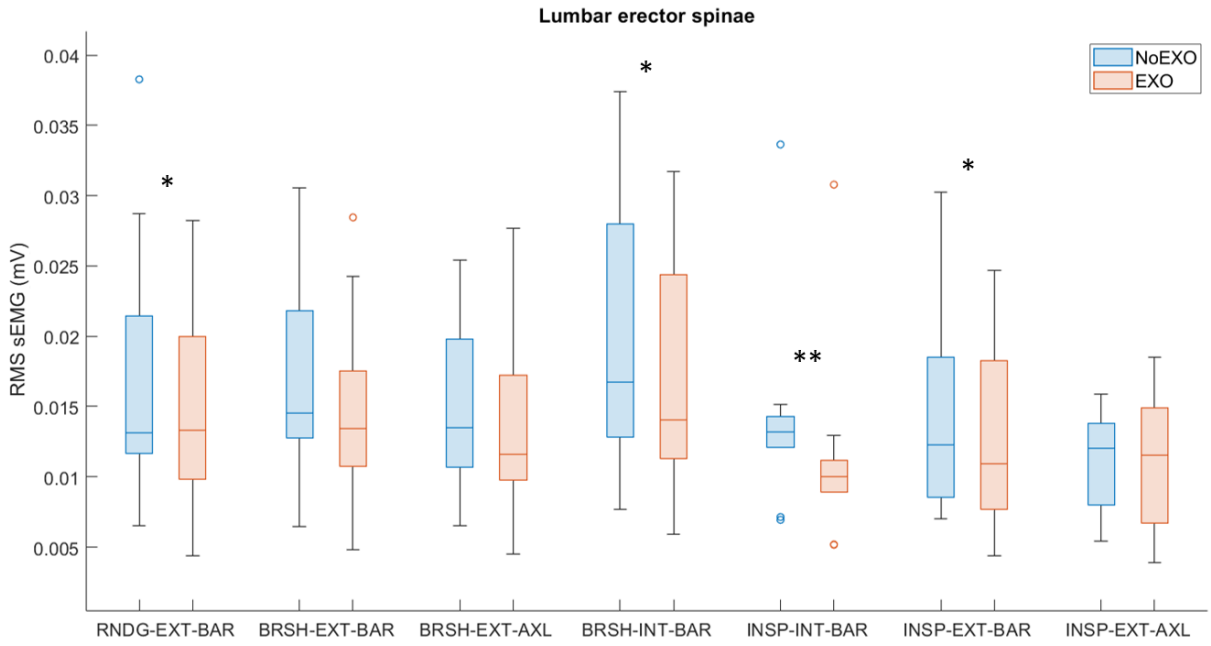


Figure 3. sEMG amplitude values (mV) of lumbar erector spinae in the NoEXO (blue) and EXO (red) conditions, for each of the seven tasks. In the boxplot, the central mark is the median, the edges of the box are the 25th and 75th percentiles, the whiskers extend to the most extreme data points to be not outliers, and the outliers (o) are plotted individually. Asterisks *indicated significant differences between conditions* (*: p < .05; **: p < .01; ***: p < .001). *NoEXO = Without exoskeleton; EXO = With exoskeleton; RMS = Root mean square ; sEMG = Surface electromyography ; RNDG-EXT-BAR = External barrel edge rounding; BRSH-EXT-BAR = External barrel brushing; BRSH-EXT-AXL = External axle brushing; BRSH-INT-BAR = Internal barrel brushing; INSP-INT-BAR = Internal barrel inspection; INSP-EXT-BAR = External barrel inspection; INSP-EXT-AXL = External axle inspection.*

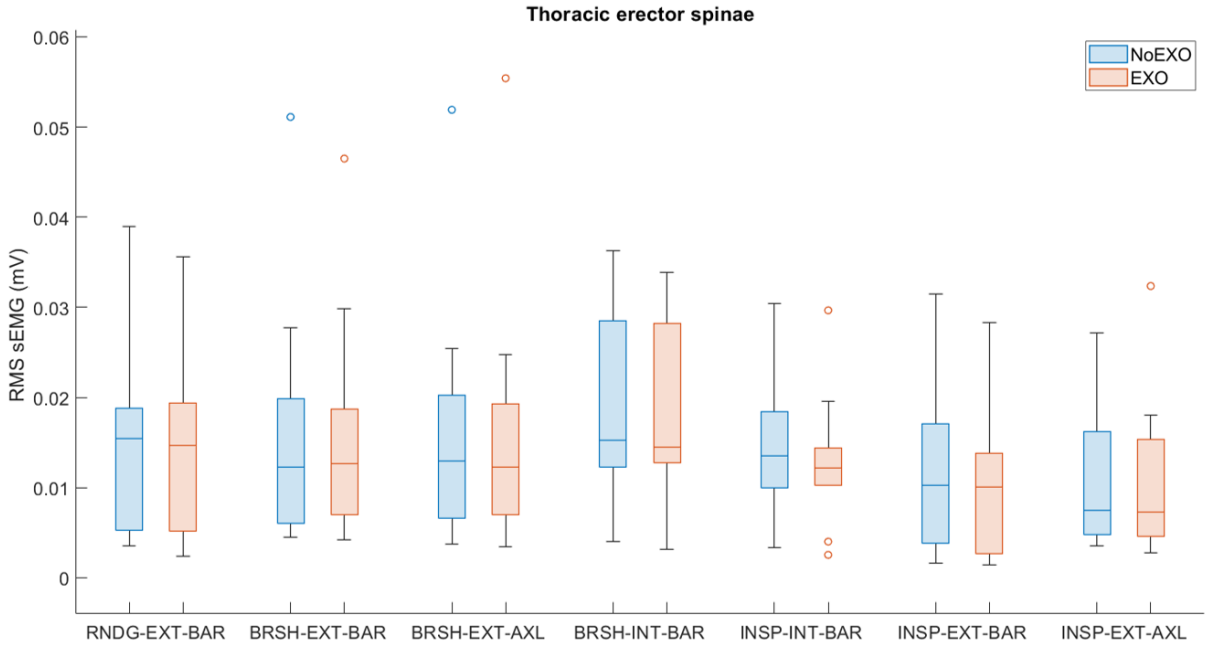


Figure 4. sEMG amplitude values (mV) of thoracic erector spinae in the NoEXO (blue) and EXO (red) conditions, for each of the seven tasks. In the boxplot, the central mark is the median, the edges of the box are the 25th and 75th percentiles, the whiskers extend to the most extreme data points to be not outliers, and the outliers (o) are plotted individually. NoEXO = Without exoskeleton; EXO = With exoskeleton; RMS = Root mean square ; sEMG = Surface electromyography ; RNDG-EXT-BAR = External barrel edge rounding; BRSH-EXT-BAR = External barrel brushing; BRSH-EXT-AXL = External axle brushing; BRSH-INT-BAR = Internal barrel brushing; INSP-INT-BAR = Internal barrel inspection; INSP-EXT-BAR = External barrel inspection; INSP-EXT-AXL = External axle inspection.

Table 2. Percentage change in RMS sEMG activity of the lumbar erector spinae between the conditions without exoskeleton (NoEXO) and with exoskeleton (EXO) conditions for each participant. The last row presents the median and interquartile range (IQR) across participants. A dash (–) indicates tasks that were not performed by the participant. RNDG-EXT-BAR = External barrel edge rounding; BRSH-INT-BAR = Internal barrel brushing; INSP-INT-BAR = Internal barrel inspection; INSP-EXT-BAR = External barrel inspection.

Participant	RNDG-EXT-BAR (%)	BRSH-INT-BAR (%)	INSP-INT-BAR (%)	INSP-EXT-BAR (%)
1	-2.7	-21.2	-26.4	5.4
2	-1.8	-6	-32.5	-5.4
3	-14.3	-11.4	-20.6	–
4	-7.3	-15.2	-27.8	-17
5	-4.9	-4.8	-24	-11.5
6	-49	7.2	-25.6	-37.7
7	-36	-16.5	-8.5	-18.3
8	–	-16	-14.2	-10.8
9	2.7	–	-13.8	-1.8
10	-32.9	-23.3	-27.3	-37.5
Median (IQR)	-7.3 (30.2)	-15.2 (10.5)	-24.8 (11.3)	-11.5 (12.9)

3.2 Kinematics

The average trunk flexion angle showed variations by 2.5° to 12.7° across the different tasks (Table 3). However, only BRSH-EXT-BAR yielded a significant reduction of 5.2° ($p = .028$, $r = .96$). No significant effect was observed on the percentage of time spent in the different trunk flexion angle intervals.

Table 3. Median (IQR) of the average trunk flexion angle and the percentage of time spent within trunk flexion angle intervals, in the NoEXO and EXO condition, for each task. Asterisks *indicated significant differences between conditions* (*: $p < .05$; **: $p < .01$; ***: $p < .001$). *NoEXO = Without exoskeleton; EXO = With exoskeleton; RMS = Root mean square ; sEMG = Surface electromyography ; RNDG-EXT-BAR = External barrel edge rounding; BRSH-EXT-BAR = External barrel brushing; BRSH-EXT-AXL = External axle brushing; BRSH-INT-BAR = Internal barrel brushing; INSP-INT-BAR = Internal barrel inspection; INSP-EXT-BAR = External barrel inspection; INSP-EXT-AXL = External axle inspection.*

Task	Condition	Trunk angle (°)	% Time < 5°	% Time 5°-20°	% Time 20°-60°	% Time > 60°
RNDG-EXT-BAR	NoEXO	27.1 ± 11.5	0.9 ± 4.7	11.1 ± 17.4	75.8 ± 32.7	0.0 ± 0.8
	EXO	32.1 ± 11.9	1.4 ± 8.7	15.4 ± 13.0	75.8 ± 17.6	0.0 ± 2.0
BRSH-EXT-BAR	NoEXO	27.8 ± 10.9	0.0 ± 0.3	19.0 ± 24.8	80.0 ± 25.0	0.0 ± 0.1
	EXO	22.6 ± 14.7*	0.2 ± 0.8	31.9 ± 43.0	67.8 ± 82.2	0.0 ± 0.0
BRSH-EXT-AXL	NoEXO	29.1 ± 12.5	1.8 ± 3.0	14.2 ± 39.8	81.7 ± 43.1	0.0 ± 0.0
	EXO	21.9 ± 8.9	0.9 ± 3.5	32.6 ± 39.9	66.5 ± 55.3	0.0 ± 0.0
BRSH-INT-BAR	NoEXO	58.6 ± 28.4	0.0 ± 0.0	6.4 ± 10.6	48.9 ± 64.4	46.1 ± 72.6
	EXO	45.9 ± 17.8	0.0 ± 0.0	6.3 ± 5.3	66.2 ± 55.6	13.6 ± 59.5
INSP-INT-BAR	NoEXO	73.2 ± 9.7	0.0 ± 0.0	1.6 ± 1.0	8.0 ± 9.8	90.1 ± 8.7
	EXO	66.3 ± 10.7	0.0 ± 0.0	1.4 ± 2.4	8.2 ± 7.3	90.4 ± 12.6
INSP-EXT-BAR	NoEXO	30.5 ± 12.7	0.5 ± 3.7	21.6 ± 37.9	58.7 ± 60.2	0.8 ± 3.6
	EXO	22.7 ± 17.8	2.4 ± 7.2	32.0 ± 43.7	60.2 ± 61.2	0.0 ± 1.3
INSP-EXT-AXL	NoEXO	21.8 ± 17.2	4.0 ± 29.5	28.1 ± 24.2	57.4 ± 57.6	0.0 ± 0.0
	EXO	19.3 ± 18.3	5.6 ± 39.6	24.1 ± 31.7	52.4 ± 74.8	0.0 ± 0.0

3.3 Perceived discomfort

No statistically significant differences were observed in perceived discomfort between the NoEXO and EXO conditions (Figure 5). A non-significant trend toward reduced back discomfort was nevertheless observed with the exoskeleton, with the median score decreasing from “low” to “very low” (p = .091, r = .64). Perceived discomfort at the lower limbs and torso levels also remained unchanged (p = .526, r = .28 and p = .588, r = .33, respectively).

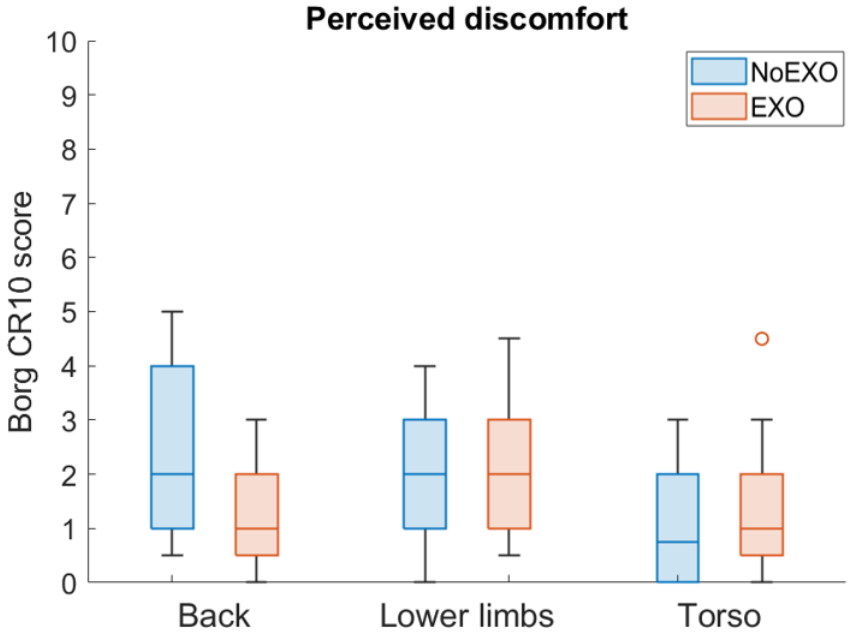


Figure 5. Perceived discomfort scores (Borg CR10 scale) on back, lower limbs and torso in the NoEXO (blue) and EXO (red) conditions. In the boxplots, the central mark is the median, the edges of the box are the 25th and 75th percentiles, the whiskers extend to the most extreme data points to be not outliers, and the outliers (o) are plotted individually.

3.4 Exoskeleton acceptance

Figure 6 presents the distribution of responses to the acceptance questionnaire. For each item, the table reports the number of responses across the Likert-scale options. 5 out of 10 workers agreed to use the exoskeleton in the coming months. Most of the participants rated the “perceived ease of use” positively. Also, participants were neutral/positive about “affects”. Finally, there was much disparity in the responses regarding the “health and safety” aspects.

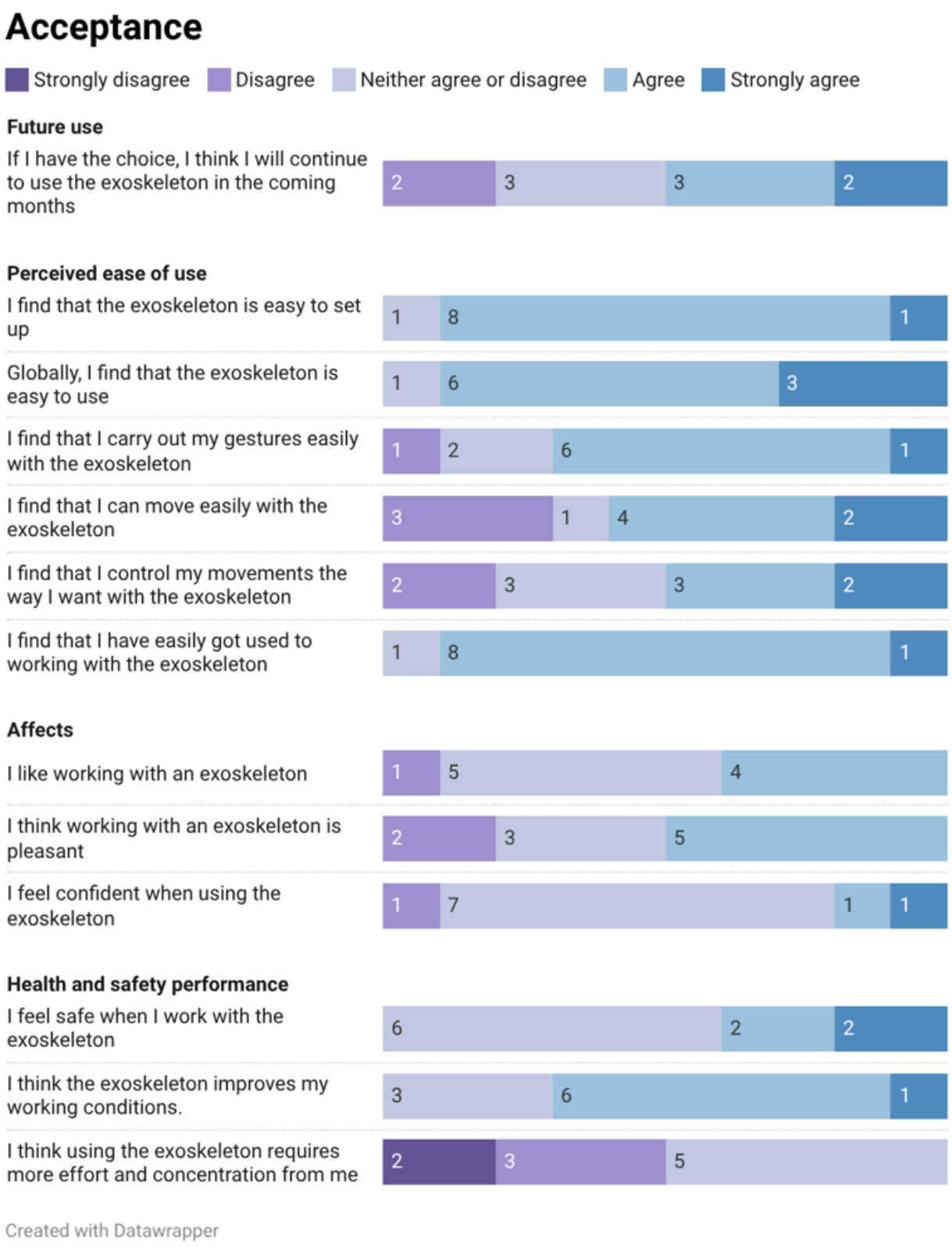


Figure 6. Distribution of responses for each item of the acceptance questionnaire (five-point Likert scale).

4 Discussion

The aim of this study was to evaluate the effects of the *Laevo FLEX* passive back-support exoskeleton on erector spinae muscle activity, trunk kinematics and perceived discomfort, as well as to assess the assistive device's acceptance among workers performing aeronautics polishing tasks under real working conditions. The main findings show that i) lumbar erector spinae activity was significantly reduced by 7–25% when using the exoskeleton during four out of seven tasks, ii) average trunk flexion was significantly lower with the exoskeleton for only one task, iii) perceived discomfort was not significantly affected by the use of the exoskeleton and iv) acceptance of the Laevo FLEX was moderate, but overall positive.

4.1 Back muscle relief and exoskeleton mechanical assistance

sEMG results showed reductions of 7% to 25% in lumbar erector spinae activity while wearing the Laevo FLEX, with large effect sizes in all tasks except axle exterior inspection. These reductions were statistically significant for four out of the seven tasks. These reductions fall within the range reported by literature reviews on back exoskeletons, which describe overall decreases of 6% to 61%, often considered as a sign of reduced exposure to risk factors for low back pain, although surface EMG reflects only the activity of superficial muscles (De Looze et al., 2016; Kermavnar et al., 2021; Theurel & Desbrosses, 2019). More specifically, studies evaluating earlier versions of the Laevo during standardized trunk flexion maintenance tasks in laboratory showed reductions in ES activity of 11% to 57% (Bosch et al., 2016; Koopman et al., 2019; Madinei et al., 2020b). The reductions observed in the present study also appear greater than those reported in previous field studies (Amandels et al., 2019; Motmans et al., 2019). Indeed, when using different versions of the Laevo V2, Motmans et al. (2019) found significant 9–12% reductions in erector spinae activity during order-picking tasks involving repeated and/or prolonged trunk flexion greater than 30°, while Amandels et al. (2019) reported non-significant reductions across multiple shop-floor tasks that required frequent forward reaching and bending to place or collect items. Similarly, Thamsuwan et al. (2020) observed no significant effect during agricultural activities requiring frequent trunk bending or squatting, as well as heavy lifting.

There might be three main explanations for the greater reductions observed in the present study. First, a higher assistance torque and/or a wider angular range of support is theoretically provided by the Laevo FLEX. Indeed, according to the manufacturer (Van Harmelen et al., 2022), this model delivers a higher assistance torque than the previous Laevo V2 versions. Comparative studies

have also reported larger reductions in back muscle activity with the Laevo FLEX compared to other back-support exoskeletons (Albouy et al., 2025; Refai et al., 2024). Then, polishing activities, involving frequent and/or sustained trunk flexion, could particularly be suitable for the type of assistance provided by the device and the range of motion effectively supported by the exoskeleton. Finally, the expertise of the participant could partly explain the greater effects. Indeed, compared with a recent laboratory study on simulated polishing tasks (Albouy et al., 2025), the reductions observed here under real working conditions were slightly greater. For instance, during the external rounding task, mean erector spinae activity decreased by 10% in the field versus 8% in the laboratory, while during the internal inspection task, reductions reached 25% compared with 10% (non-significant) in the laboratory. The operators in the present study were experienced polishers, therefore having greater expertise in the task and more consistent movements than the participants in the laboratory studies. Such expertise may be associated with reduced movement variability (R. G. Cohen & Sternad, 2009; Madeleine & Madsen, 2009), although expertise does not imply invariant movement patterns (Bartlett et al., 2007). This could have contributed to lower variability in the observed biomechanical effects, yielding significant exoskeleton's assistance effect. These results suggest that real working conditions are not detrimental to the effectiveness of the exoskeleton and may even enhance its effects. This statement is in line with a previous study on another back-support exoskeletons, i.e. the CORFOR, showing a 7.5% reduction in erector spinae activity in experienced operators during a field order-picking task (Thevenot et al., 2025), that was consistent with laboratory results (Schwartz et al., 2021).

These observed reductions in EMG amplitude were unlikely attributable to kinematic changes, as only BRSH-EXT-BAR yielded a significant trunk flexion reduction of 5.2°. Accordingly, the reduction in muscle activity found in the present study are mainly due to the assistance provided by the exoskeleton. Overall, these weak kinematical alterations are in agreement with the previous study on simulated polishing tasks in laboratory with the Laevo FLEX (Albouy et al., 2025). Moreover, the few field studies that have measured trunk kinematic parameters have not revealed any notable changes either (Motmans et al., 2019; Thevenot et al., 2025). Also, laboratory studies with other versions of the Laevo show heterogeneous whole body kinematics results (Baltrusch et al., 2019; Bosch et al., 2016; Luger et al., 2021; Schwartz et al., 2021). For instance, while Bosch et al. (2016) and Schwartz et al. (2021) reported a small but significant increase in trunk flexion with the exoskeleton (≈ 5°), Baltrusch et al., (2019) observed no significant effect on trunk range of motion.

Together with these reductions in lumbar spinal erector muscle activity, and consistent with our initial hypothesis, a reduction in perceived back discomfort was expected. Although the difference was not significant, median perceived back discomfort decreased when wearing the Laevo FLEX, from "low"

to "very low". Similarly, the highest values were reduced, with the third quartile shifting from "somewhat strong" to "low". The generally low level of perceived back discomfort reported by participants, as well as the absence of significant differences, could partly be explained by the way this parameter was assessed. Unlike other studies where discomfort was assessed immediately after each experimental task (Albouy et al., 2025; Kim et al., 2018), participants in the present study rated their discomfort at the end of the entire polishing activity, considering all tasks cumulatively. This method of assessment likely mitigated perceived differences between conditions by smoothing discomfort scores across the entire session.

The absence of a significant effect on trunk and lower limbs discomfort is a positive result, suggesting that the transfer of loads exerted by the exoskeleton to these areas caused little or no perceptible discomfort. This result contrasts with several previous studies, conducted either in laboratory or field settings, which reported torso perceived discomfort with earlier versions of the Laevo exoskeleton (Alemi et al., 2020; Amandels et al., 2019; Bosch et al., 2016). Unlike older models with a rigid chest plate, the Laevo FLEX has a soft textile jacket, which may improve perceived comfort. Thus, combined with a significant decrease in muscle activity and no increase in discomfort, the reduction in average flexion speaks in favor of the exoskeleton use.

4.2 Effectiveness of the exoskeleton among the different polishing tasks

Reductions in lumbar erector spinae activity were only observed for four tasks. The specific configuration of the task, yielding different trunk flexion amplitude and postural variability might influence the effectiveness of the exoskeleton and could explain the lack of lower erector spinae muscles activity for three tasks. The effectiveness of the exoskeleton is theoretically given by its torque-angle profile published by the manufacturer (Appendix 1). The Laevo FLEX provides substantial assistance from approximately 20° of trunk flexion and reaches a plateau around 30°. Below 20°, assistance may still be present, being progressively generated from the beginning of the flexion.

External polishing, including rounding and brushing (RNDG-EXT-BAR, BRSH-EXT-BAR, BRSH-EXT-AXL), and external barrel inspection (INSP-EXT-BAR) showed similar kinematical results: they were characterized by moderate trunk flexion (25–30° on average), with 60 to 80% of time spent between 20° and 60°, the rest being mainly in the 5°-20° range. The exoskeleton therefore provided assistance for most of the task, however with probably large inter-individual variability according to the interquartile range (Table 3). Among these tasks, although two did not reach statistical significance,

sEMG values showed globally similar distributions, and reductions in lumbar erector spinae activity were of comparable magnitude.

In contrast, internal tasks (BRSH-INT-BAR and INSP-INT-BAR) involved substantially greater trunk flexion, with average flexion respectively over 45° and 66°, and more restricted postural variability (Table 3). Participants spent less than 7% of time below 20° of trunk flexion, meaning that the exoskeleton operated within its assistive range during nearly the entire task for all workers. This sustained exposure to trunk flexion maximized the mechanical contribution of the device, resulting in larger effect sizes and statistically significant reductions in muscle activity.

Conversely, the external visual inspection of axle surfaces (INSP-EXT-AXL) did not show reduction in muscle activity. This task required less trunk flexion (approximately 20°). Although median values show that most of the time was spent in the 20°–60° range, the very high variability (Table 3), particularly below 5°, indicates that several operators remained upright for a considerable portion of the task and therefore did not consistently benefit from the device's mechanical support.

4.3 Exoskeleton acceptance

Overall, half of the participants (five out of ten) expressed a favorable opinion toward further use of the exoskeleton in the coming months, three reported mixed feelings, and only two were unfavorable. Participants were aware that the objective of the project was the biomechanical evaluation of the exoskeleton. It is therefore possible that the "Neither agree nor disagree" responses reflected a wait-and-see attitude, with participants withholding their judgment until the study results became available. When compared with previous research, our findings appear more conservative. Thevenot et al. (2025) reported that 8 out of 10 participants were favorable to further use of the CORFOR exoskeleton. In their study, however, participants were recruited among workers who had already used the device for a substantial period of time (226 ± 204 days on average, median 90 days). This means that while some had limited exposure, others were regular or long-term users, and therefore more likely to be favorable toward its continued use. Such prior experience may explain the higher acceptance levels reported in that study. Conversely, Wioland et al. (2024) investigated a population closer to ours (passive exoskeletons, users and ex-users, n = 87) and observed that about half of the respondents (50.6%) were favorable, while 44.8% were unfavorable and 4.6% had mixed feelings. These results are consistent with the acceptance rates found in the present study and suggest that similar levels of acceptance could likely be expected in a larger-scale study or during real-world implementation of the exoskeleton for similar tasks.

However, it is difficult to predict how well the exoskeleton would be accepted in other contexts. Acceptance levels might be lower if workers were not as engaged in the project as they were in the present study. Here, participants were involved in an ergonomic analysis of the workstation, were shown the results of a previous laboratory study, and then wore the device for at least four one-hour sessions to familiarize themselves with the device. According to Dufraisse et al. (2025), the dynamics of adopting such devices are tied to the cognitive disappearance of the exoskeleton and the emergence of a cognitive merging between the user and the exoskeleton. They showed that "Readiness-To-Hand" and "Sense of Ownership" increased up to the third and fifth sessions, respectively. Repeated use appeared to shift the users' attention toward the task and performance, with experienced users achieving higher scores on both dimensions than novices. In line with this, Fleps et al. (2026) demonstrated that a comprehensive implementation approach, combining theoretical information on anatomy, basic ergonomic techniques for lifting and a familiarization with the exoskeleton, was associated with a higher acceptance and longer wearing durations of an upper-limb exoskeleton.

A closer look at the questionnaire dimensions provides further insights. Responses for *Perceived ease of use* were generally positive, although three participants disagreed with the statements "I find that I can move easily with the exoskeleton". Concerning the *Health and safety performance* dimension, results were also favorable, with nine participants reporting reduced effort while wearing the exoskeleton. However, only three participants reported a reduction in fatigue. Given that the polishers routinely performed such tasks throughout the entire workday, it is plausible that the short exposure period to the exoskeleton (approximately one hour) was insufficient for them to perceive any meaningful change in overall fatigue. For the Affects dimension, many participants chose "Neither agree nor disagree," although responses tended to lean toward agreement.

Taken together, these findings are encouraging, especially since they are supported by convincing biomechanical results. This combination of subjective and objective outcomes suggests that polishers could be motivated to use exoskeletons in the future. Nevertheless, further research with a larger sample size will be required to consolidate these findings and to better characterize exoskeleton acceptance in the aeronautics sector.

4.4 Limitations

Several limitations should be acknowledged in this study. First, given the relatively low sample size, future studies with a larger participants number should be conducted to confirm the present results. In addition, due to the company's internal organization, only male participants were recruited.

As a result, the generalizability of the findings to female workers remains uncertain. Moreover, only one passive back exoskeleton, the Laevo FLEX, was evaluated. As exoskeleton designs and assistance profiles vary substantially across devices (Albouy et al., 2025), the present findings cannot be directly extrapolated to other models. Another limitation concerns the familiarization period. In this study, it was defined according to Favennec et al. (2024), who reported that back kinematics, performance, and perceived pressure from the exoskeleton evolved during the first few sessions before stabilizing after the third or fourth session, depending on the variable considered. However, it is possible that a rigid back-support exoskeleton such as the Laevo FLEX requires a longer familiarization period. Moreover, parameters not examined in that aforementioned study, particularly subjective aspects (perceived discomfort, acceptance…), may take longer to stabilize. As a result, the values obtained here may not fully reflect long-term perceptions during extended use.

5 Conclusion

In several polishing tasks, wearing the exoskeleton reduced erector spinae neuromuscular activity and was only accompanied by a few changes in average trunk flexion. These findings suggest a favorable biomechanical effect and a potential reduction in exposure to ergonomic risk factors. The results could possibly be transferred to other polishing sectors, and to other tasks involving repeated or sustained trunk flexion. In addition, the involvement of workers of different ages and the evaluation combining biomechanical measures and the rating of the exoskeleton acceptance contribute to the representativeness of the findings. We therefore recommend the use of the Laevo FLEX during polishing tasks, and more broadly during work involving repeated or prolonged trunk flexion. However, given the inter-individual differences in the present results, as well as the lack of knowledge of long-term adaptation to the exoskeleton use, future studies are required before considering systematic implementation.

Acknowledgements

We would like to acknowledge all volunteers who participated in the study and the managers who facilitated it. We also thank the company Safran Landing Systems, Bidos, for allowing us to conduct this study.

Funding details.

This work was supported by the French National Association for Research and Technology (ANRT) under the Industrial Agreement for Training through Research (CIFRE) number 2022/1618, and by Safran Landing Systems.

Disclosure of interest

The authors report there are no competing interests to declare.

ORCID

Thomas Albouy: https://orcid.org/0009-0003-5710-1347

Mohsen Zare: https://orcid.org/0000-0001-5245-124X

Guillaume Mornieux: https://orcid.org/0000-0001-5756-9642

Author contributions statement

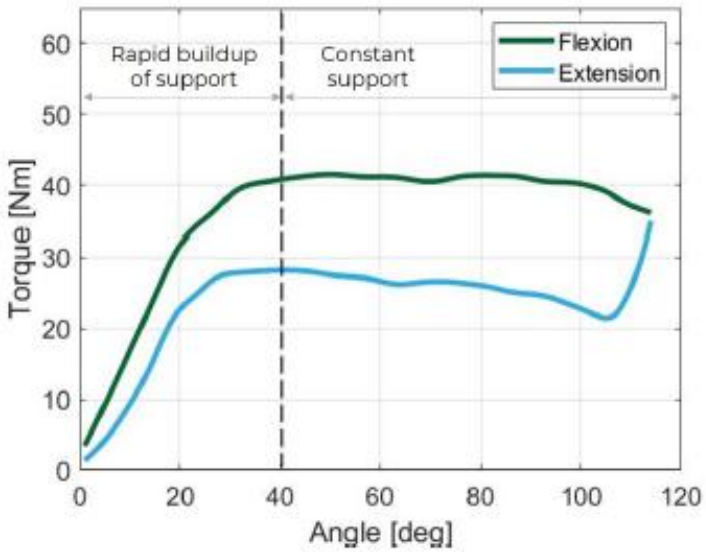
Thomas Albouy: Conceptualization, Data curation, Formal analysis, Investigation, Methodology, Software, Validation, Visualization, Writing - original draft, Writing - review & editing.

Mohsen Zare: Conceptualization, Funding acquisition, Methodology, Writing - review & editing.

Estelle Chin: Conceptualization, Funding acquisition, Methodology, Writing - review & editing.

Guillaume Mornieux : Conceptualization, Data curation, Funding acquisition, Methodology, Project administration, Resources, Supervision, Validation, Writing - original draft, Writing - review & editing.

Appendix



Appendix 1. Torque-angle curves of Laevo FLEX with medium-stiff gas spring. Data from Laevo company (Van Harmelen et al., 2022).

1.4 Abstract accepté pour le congrès INRS 2026 - Prévention durable des TMS : nouveaux défis pour la recherche et la pratique

Field assessment of a passive back exoskeleton in the aeronautics industry: effects on muscle activity and perceived discomfort

T. ALBOUY[1, 2, 3] *, M. ZARE[3], E. CHIN[2], G. MORNIEUX[1]
1 - Université de Lorraine, DevAH, Nancy, France
2 - Safran Landing Systems, Bidos, France
3 - UTBM, ELLIADD-ERCOS, Belfort, France
*email: thomas.albouy@univ-lorraine.fr

Key Words: Biomechanics; Exoskeleton; Industry; Field study

Abstract:

In the aeronautics industry, operations such as material handling, maintenance, repair, and aircraft assembly expose workers to high risks of low-back disorders (Asadi et al., 2019). Preventive strategies such as workstation redesign and organizational improvements are not always sufficient, as some tasks remain difficult to modify due to their complexity and operational constraints (De Looze et al., 2016; Govaerts et al., 2024). In particular, polishing tasks involve back-straining postures, with low-back pain being frequently reported among operators. One preventive strategy could be the use of passive back exoskeletons, which have shown benefits during manual material handling and trunk-bending activities (De Looze et al., 2016; Kermavnar et al., 2021). Although laboratory studies provide encouraging evidence, only a limited number of investigations have been carried out in real work environments (Theurel & Desbrosses, 2019), and these have reported mixed results, emphasizing the need for further field evaluations.

The present study aimed to assess the biomechanical effects of a rigid passive back exoskeleton during real industrial polishing tasks. Ten male employees from an aeronautics manufacturer performed seven representative polishing tasks under two conditions: without the exoskeleton (FREE) and with the Laevo FLEX (EXO). Tasks were selected based on sample size, operational goal (rounding, brushing, inspection), part location (interior/exterior, barrel/axle), and trunk posture characteristics (degree of flexion, static or dynamic…).



Figure 49. Examples of two of the seven polishing tasks: external barrel brushing (BRSH-EXT-BAR) and internal barrel inspection (INSP-INT-BAR).

Surface electromyography was used to record bilateral thoracic (TES) and lumbar (LES) erector spinae activity. Perceived discomfort was rated using the Borg CR10 scale (Borg, 1982) on the lower limbs, torso, and back.

LES muscle activity was significantly reduced by the exoskeleton in four of the seven tasks ($p < .05$), with median reductions across participants ranging from –7.3% to –24.8%. TES activity also decreased significantly in two of these tasks. Perceived back discomfort showed a non-significant trend toward reduction (median from "low" to "very low"; $p = .091$), while no significant effects were found for discomfort in the lower limbs ($p = .526$) or torso ($p = .588$).

These findings are consistent with laboratory studies reporting 6–61% reductions in erector spinae activation (De Looze et al., 2016; Kermavnar et al., 2021; Theurel & Desbrosses, 2019) and demonstrate even greater decreases than those observed in laboratory-based polishing simulations (Albouy et al., 2025). This supports the exoskeleton's beneficial impact on spinal muscle activity in real industrial conditions.

Overall, the study provides field-based evidence of their ergonomic benefit during complex aeronautical polishing tasks and highlights the importance of task-specific evaluation for effective workplace integration.

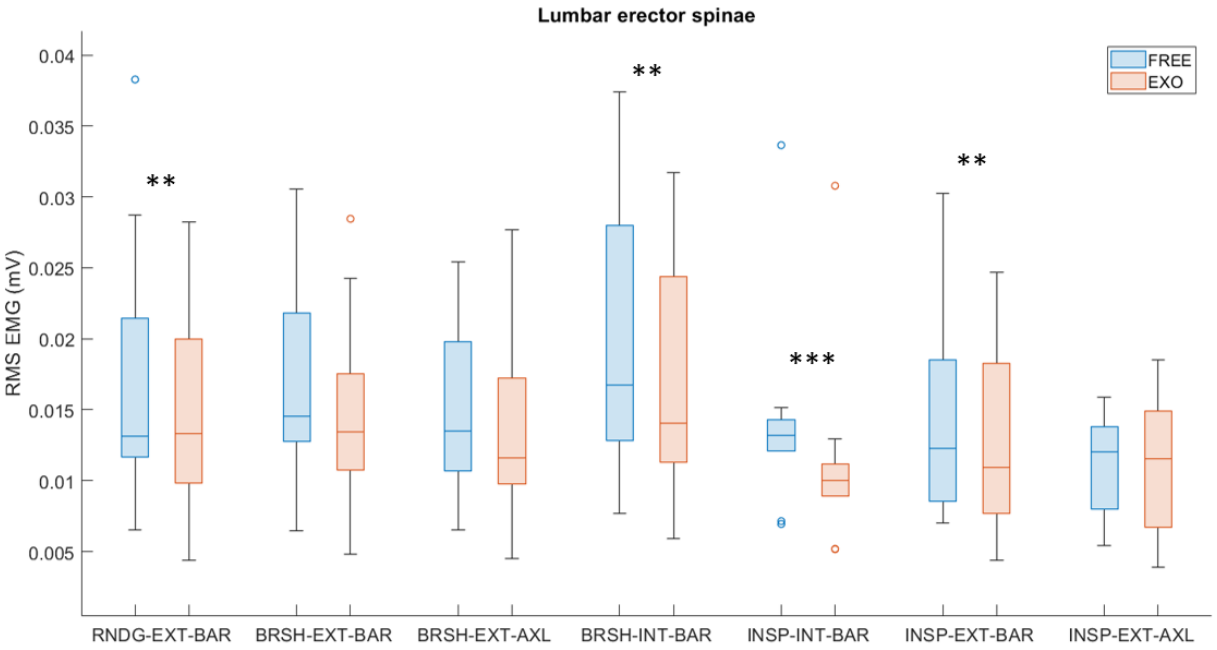


Figure 50. EMG amplitude values (mV) of lumbar erector spinae in the FREE (blue) and EXO (red) conditions, for each of the seven tasks. In the boxplot, the central mark is the median (horizontal colored bar), the edges of the box are the 25th and 75th percentiles, the whiskers extend to the most extreme data points to be not outliers, and the outliers (o) are plotted individually. Asterisks indicated significant differences between conditions (*: $p < .05$; **: $p < .01$; ***: $p < .001$).

Acknowledgement: The authors gratefully acknowledge the contribution of all participants and the collaboration of Safran Landing Systems, whose support made this study possible.

References

Albouy, T., Mornieux, G., Chin, E., & Zare, M. (2025). Biomechanical effects of soft and rigid passive back occupational exoskeletons during load-carrying and static trunk bending tasks in the aeronautics industry. Wearable Technologies, 6, e50. https://doi.org/10.1017/wtc.2025.10029

Asadi, H., Yu, D., & Mott, J. H. (2019). Risk factors for musculoskeletal injuries in airline maintenance, repair & overhaul. International Journal of Industrial Ergonomics, 70, 107-115.

Borg, G. a. V. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. Medicine & Science in Sports & Exercise, 14(5), 377.

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

Govaerts, R., De Bock, S., Provyn, S., Vanderborght, B., Roelands, B., Meeusen, R., & De Pauw, K. (2024). The impact of an active and passive industrial back exoskeleton on functional performance. Ergonomics, 67(5), 597-618. https://doi.org/10.1080/00140139.2023.2236817

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

Theurel, J., & Desbrosses, K. (2019). Occupational Exoskeletons : Overview of Their Benefits and Limitations in Preventing Work-Related Musculoskeletal Disorders. IISE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors, 7(3-4), 264-280. https://doi.org/10.1080/24725838.2019.1638331

2 Questionnaire d'acceptation

Informations personnelles

Age : **Taille :** **Masse :**

Ancienneté au poste actuel :

Ancienneté en tant qu'ajusteur :

Actuellement, dans mon travail, je suis exposé à des risques de lombalgie :

☐ Pas du tout d'accord ☐ Plutôt pas d'accord ☐ Ni d'accord ni en désaccord ☐ Plutôt d'accord ☐ Tout à fait d'accord

Facilité d'utilisation

Je trouve que l'exosquelette est facile à mettre en place :

☐ Pas du tout d'accord ☐ Plutôt pas d'accord ☐ Ni d'accord ni en désaccord ☐ Plutôt d'accord ☐ Tout à fait d'accord

Globalement, je trouve que l'exosquelette est facile à utiliser :

☐ Pas du tout d'accord ☐ Plutôt pas d'accord ☐ Ni d'accord ni en désaccord ☐ Plutôt d'accord ☐ Tout à fait d'accord

Je trouve que j'exécute mes gestes facilement avec l'exosquelette :

☐ Pas du tout d'accord ☐ Plutôt pas d'accord ☐ Ni d'accord ni en désaccord ☐ Plutôt d'accord ☐ Tout à fait d'accord

Je trouve que je peux me déplacer facilement avec l'exosquelette :

☐ Pas du tout d'accord ☐ Plutôt pas d'accord ☐ Ni d'accord ni en désaccord ☐ Plutôt d'accord ☐ Tout à fait d'accord

Je trouve que je contrôle mes mouvements comme je le souhaite avec l'exosquelette :

☐ Pas du tout d'accord ☐ Plutôt pas d'accord ☐ Ni d'accord ni en désaccord ☐ Plutôt d'accord ☐ Tout à fait d'accord

Je trouve que je m'habitue facilement à travailler avec l'exosquelette :

☐ Pas du tout d'accord ☐ Plutôt pas d'accord ☐ Ni d'accord ni en désaccord ☐ Plutôt d'accord ☐ Tout à fait d'accord

Santé et sécurité

Globalement, je pense que mes efforts physiques avec l'exosquelette sont :

☐ Beaucoup moins importants ☐ Moins importants ☐ Identiques ☐ Plus importants ☐ Beaucoup plus importants

Globalement, je pense qu'avec l'exosquelette ma fatigue est :

☐ Beaucoup moins importante ☐ Moins importante ☐ Identique ☐ Plus importante ☐ Beaucoup plus importante

Je me sens en sécurité lorsque je travaille avec l'exosquelette :

☐ Pas du tout d'accord ☐ Plutôt pas d'accord ☐ Ni d'accord ni en désaccord ☐ Plutôt d'accord ☐ Tout à fait d'accord

Je pense que l'exosquelette améliore mes conditions de travail :

☐ Pas du tout d'accord ☐ Plutôt pas d'accord ☐ Ni d'accord ni en désaccord ☐ Plutôt d'accord ☐ Tout à fait d'accord

Je pense que l'utilisation de l'exosquelette demande plus d'efforts et de concentration de ma part :

☐ Pas du tout d'accord ☐ Plutôt pas d'accord ☐ Ni d'accord ni en désaccord ☐ Plutôt d'accord ☐ Tout à fait d'accord

Performance avec l'exosquelette

Je pense que mon efficacité avec l'exosquelette est :

☐ Beaucoup moins importante ☐ Moins importante ☐ Identique ☐ Plus importante ☐ Beaucoup plus importante

Je pense que la qualité de mon travail avec l'exosquelette est :

☐ Beaucoup moins importante ☐ Moins importante ☐ Identique ☐ Plus importante ☐ Beaucoup plus importante

Identité professionnelle

Je pense que mon métier est valorisé par l'utilisation de l'exosquelette :

☐ Pas du tout d'accord ☐ Plutôt pas d'accord ☐ Ni d'accord ni en désaccord ☐ Plutôt d'accord ☐ Tout à fait d'accord

Je pense que je développe de nouvelles compétences avec un exosquelette :

☐ Pas du tout d'accord ☐ Plutôt pas d'accord ☐ Ni d'accord ni en désaccord ☐ Plutôt d'accord ☐ Tout à fait d'accord

Lorsque j'utilise l'exosquelette, je ne reconnais plus mon travail :

☐ Pas du tout d'accord ☐ Plutôt pas d'accord ☐ Ni d'accord ni en désaccord ☐ Plutôt d'accord ☐ Tout à fait d'accord

Je ne pense pas qu'un exosquelette ait sa place dans mon travail :

☐ Pas du tout d'accord ☐ Plutôt pas d'accord ☐ Ni d'accord ni en désaccord ☐ Plutôt d'accord ☐ Tout à fait d'accord

Affect

J'aime travailler avec un exosquelette :

☐ Pas du tout d'accord ☐ Plutôt pas d'accord ☐ Ni d'accord ni en désaccord ☐ Plutôt d'accord ☐ Tout à fait d'accord

Je trouve que travailler avec un exosquelette est agréable :

☐ Pas du tout d'accord ☐ Plutôt pas d'accord ☐ Ni d'accord ni en désaccord ☐ Plutôt d'accord ☐ Tout à fait d'accord

Je me sens en confiance lorsque j'utilise l'exosquelette :

☐ Pas du tout d'accord ☐ Plutôt pas d'accord ☐ Ni d'accord ni en désaccord ☐ Plutôt d'accord ☐ Tout à fait d'accord

Utilisation à venir

Si j'ai le choix, je pense que j'utiliserai ou continuerai à utiliser l'exosquelette dans les mois à venir :

☐ Pas du tout d'accord ☐ Plutôt pas d'accord ☐ Ni d'accord ni en désaccord ☐ Plutôt d'accord ☐ Tout à fait d'accord

Inconfort perçu

Sans exosquelette :

- Sur le dos :
- Sur les membres inférieurs :
- Sur le torse :

Avec exosquelette :

- Sur le dos :
- Sur les membres inférieurs :
- Sur le torse :

Echelle de Borg CR10 Inconfort perçu	
0	**Rien**
0,5	**Très très faible**
1	**Très faible**
2	**Faible**
3	**Modéré**
4	
5	**Elevé**
6	
7	**Très élevé**
8	
9	
10	**Très très élevé**
.	**Maximal**

Résumé

La lombalgie constitue un problème majeur de santé publique. Le secteur aéronautique n'est pas épargné par cette problématique, certains métiers impliquant des flexions du tronc fréquentes, parfois prolongées et répétées. Les mesures de prévention classiques ne sont pas toujours suffisantes, certaines tâches étant intrinsèquement difficiles à modifier en raison de contraintes opérationnelles. Dans cette optique de prévention et d'amélioration du bien-être au travail, l'utilisation d'exosquelettes de dos apparaît comme prometteuse. Ces dispositifs ont montré leur efficacité lors de tâches de flexions du tronc, en réduisant l'activité musculaire des érecteurs du rachis et des extenseurs de hanches, ainsi que l'inconfort perçu au dos. Cependant, de fortes variabilités sont observées selon le modèle d'exosquelette et les tâches réalisées. Par ailleurs, des effets indésirables peuvent apparaître dans certaines conditions, tels que des sur-sollicitations musculaires, des modifications de la cinématique ou de l'inconfort. Il apparaît donc essentiel de sélectionner un exosquelette adapté au contexte de travail et d'évaluer ses effets lors de tâches représentatives de situations réelles, simulées en laboratoire voire réalisées en situation écologique. Le premier objectif de cette thèse était d'identifier un cas d'étude pertinent et de réaliser une première sélection d'exosquelettes potentiellement adéquats à partir d'une revue de la littérature et d'une analyse des modèles commercialisés. Le travail d'ajustage, qui consiste à polir et inspecter des pièces aéronautiques, est apparu comme pertinent. L'analyse ergonomique de cette activité a mis en évidence des contraintes posturales importantes, principalement liées à des flexions du tronc prolongées et/ou répétées, ainsi qu'au port occasionnel de charges. L'ensemble de cette démarche a permis de présélectionner quatre exosquelettes passifs : deux rigides (BackX et Laevo FLEX) et deux textiles (BionicBack et CORFOR). Le second objectif de la thèse était d'évaluer les effets de ces exosquelettes sur des paramètres objectifs et subjectifs lors de tâches d'ajustage simulées en laboratoire. Parmi les dispositifs testés, l'exosquelette Laevo FLEX est le seul à avoir significativement réduit à la fois l'activité neuromusculaire et l'inconfort perçu au niveau du dos, sans entraîner d'effets indésirables, et est donc apparu comme le plus bénéfique pour l'activité d'ajustage. Enfin, le troisième objectif de la thèse consistait à évaluer les effets de cet exosquelette sur le terrain, ainsi que son acceptation par les travailleurs. Les résultats ont montré des réductions significatives de 7 % à 25 % de l'activité des érecteurs du rachis pour plusieurs tâches, ainsi qu'une diminution significative de l'angle moyen de flexion du tronc. L'inconfort perçu n'a pas été significativement impacté par l'utilisation de l'exosquelette. L'acceptation s'est révélée mitigée, mais globalement positive. Ces résultats confirment l'impact bénéfique de l'exosquelette lors des tâches d'ajustage aéronautique et, plus largement, le potentiel de ces dispositifs pour les activités impliquant des flexions du tronc.

Abstract

Lower back pain is a major public health issue. The aeronautical sector is not spared by this problem, as certain occupations involve frequent, sometimes prolonged and repetitive trunk flexions. Conventional preventative measures are not always sufficient, as some tasks are inherently difficult to modify due to operational constraints. From this perspective of prevention and improved well-being at work, the use of back exoskeletons appears promising. These devices have demonstrated their effectiveness in tasks involving trunk flexion by reducing the muscular activity of the erector spinae and hip extensors, as well as perceived back discomfort. However, substantial variability is observed depending on the exoskeleton model and the tasks performed. Furthermore, adverse effects may occur under certain conditions, such as muscle overuse, changes in kinematics, or discomfort. It therefore appears essential to select an exoskeleton adapted to the work context and to evaluate its effects during tasks representative of real working situations, simulated in the laboratory or carried out in field conditions. The first objective of this thesis was to identify a relevant case study and to carry out an initial selection of potentially suitable exoskeletons based on a literature review and an analysis of commercially available models. The polishing work, which involves visual inspection and manual finishing of aeronautical parts, was identified as relevant. The ergonomic analysis of this activity highlighted significant postural constraints, mainly related to prolonged and/or repetitive trunk flexion, as well as occasional load handling. This overall approach led to the pre-selection of four passive back exoskeletons: two rigid (BackX and Laevo FLEX) and two soft (BionicBack and CORFOR). The second objective of the thesis was to evaluate the effects of these exoskeletons on objective and subjective parameters during simulated polishing tasks in the laboratory. Among the devices tested, the Laevo FLEX exoskeleton was the only one to significantly reduce both neuromuscular activity and perceived back discomfort without inducing adverse effects, and was therefore identified as the most beneficial for polishing activities. Finally, the third objective of this thesis was to evaluate the effects of this exoskeleton in real working conditions, as well as its acceptance by workers. The results showed significant reductions of 7% to 25% in erector spinae muscle activity for several tasks, as well as a significant decrease in the mean trunk flexion angle. Perceived discomfort was not significantly impacted by the use of the exoskeleton. Acceptance was mixed, but overall positive. These results confirm the beneficial impact of the exoskeleton during aeronautical polishing tasks and, more broadly, the potential of these devices for activities involving trunk flexion.