irsst

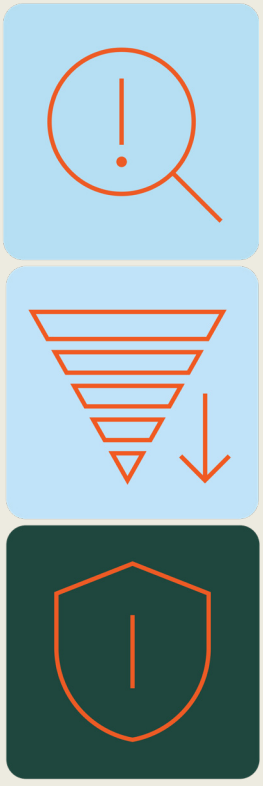
Fédérateur de connaissances
pour éclairer l'action en santé
et en sécurité du travail

RAPPORT SCIENTIFIQUE

Élaboration et faisabilité d'application d'une méthode d'évaluation biomécanique de l'exposition physique lors du port d'exosquelettes en milieu de travail

Xavier Robert-Lachaine[1], Hakim Mecheri[1],
Denys Denis[2], Christian Larivière[1]

RM-1210-fr



[1] Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST), [2] Université du Québec à Montréal

NOS RECHERCHES travaillent pour vous !

Solidement implanté au Québec depuis 1980, l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) est un organisme de recherche scientifique reconnu internationalement pour la qualité de ses travaux.

Mission

Dans l'esprit de la *Loi sur la santé et la sécurité du travail* (LSST) et de la *Loi sur les accidents du travail et les maladies professionnelles* (LATMP), la mission de l'IRSST est de : Contribuer à la santé et à la sécurité des travailleuses et travailleurs par la recherche, l'expertise de ses laboratoires, ainsi que la diffusion et le transfert des connaissances, et ce, dans une perspective de prévention et de retour durables au travail.

Pour en savoir plus

Visitez notre site Web ! Vous y trouverez une information complète et à jour. De plus, toutes les publications éditées par l'IRSST peuvent être téléchargées gratuitement. www.irsst.qc.ca

Pour connaître l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement :

- au magazine *Prévention au travail*, publié conjointement par l'Institut et la CNESST (preventionautravail.com)
- au bulletin électronique InfoIRSST

Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales du Québec, 2025
ISBN 978-2-89797-315-5 (PDF)

https://doi.org/10.70010/CROD7506

© Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail, 2025

IRSST — Service des communications
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec) H3A 3C2
Téléphone : 514 288-1551
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca

Note au lectorat

Cette étude a été financée par l'IRSST. Les conclusions et recommandations sont celles des autrices et auteurs. Conformément aux politiques de l'IRSST, les résultats des travaux de recherche publiés dans ce document ont fait l'objet d'une évaluation par des pairs.

Avis de non-responsabilité

L'IRSST ne donne aucune garantie relative à l'exactitude, la fiabilité ou le caractère exhaustif de l'information contenue dans ce document. En aucun cas l'IRSST ne saurait être tenu responsable pour tout dommage corporel, moral ou matériel résultant de l'utilisation de cette information. Notez que les contenus des documents sont protégés par les législations canadiennes applicables en matière de propriété intellectuelle. Cette publication est disponible en version PDF sur le dépôt institutionnel de l'IRSST (PhareSST).

Cadre de référence pour la recherche en SST

Prévention des atteintes à l'intégrité physique et psychique

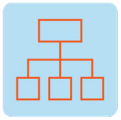
Réadaptation, retour et maintien au travail

Surveillance et prospection des données en SST

Identification des dangers, estimation et évaluation des risques

Élimination des dangers et maîtrise des risques

Métrologie appliquée à la SST



Organisation du travail

Santé mentale et psychologique

Population, société et SST

AVANT-PROPOS ET REMERCIEMENTS

Il importe d'expliquer quelque peu le cheminement de ce projet qui a eu un historique particulier. Denys Denis, chercheur principal, et ses collègues ont initié ce projet par l'entremise d'une demande de fonds à l'IRSST en 2019. Par la suite, le contexte pandémique de COVID-19 a forcé l'IRSST à interrompre l'octroi de ses fonds de recherche pendant un an. En 2020, un octroi partiel a été accordé pour réaliser uniquement le volet biomécanique du projet, ne requérant que les ressources internes de l'IRSST.

Le projet initial prévoyait de documenter l'acceptabilité et l'acceptation située par une approche ergonomique et psychologique, ainsi qu'une évaluation biomécanique des exosquelettes. Dans les circonstances, les membres de l'équipe de recherche, dont Denys Denis, ont décidé de transférer le rôle de chercheur principal à Xavier Robert-Lachaine, responsable du volet biomécanique.

Bien que nous reconnaissions l'importance de l'acceptabilité et de l'acception située des exosquelettes, les enjeux ergonomiques et psychologiques ne seront pas couverts dans ce rapport. Heureusement, un projet connexe (2022-0022) qui englobe toutes ces composantes a obtenu un financement en 2022. Il est actuellement en cours de réalisation et inclut tous les membres qui ont contribué à ce rapport.

Merci à tous les membres de l'équipe de recherche pour votre précieuse collaboration. Maud Gonella a bien assuré la transition du projet lorsqu'il est devenu exclusivement relié au volet biomécanique. Frédéric Haché a donné un bon coup de main aux collectes de données en laboratoire et sur le terrain, ainsi qu'à la gestion du matériel et des données. Le soutien de plusieurs collègues de l'IRSST a également été très profitable au bon déroulement de ce projet, dont Brigitte Chrétien qui a assuré la transcription des données audio. Certaines personnes qui ont contribué sont maintenant à la retraite, dont André Plamondon qui a assisté aux premières ébauches du projet, et Christian Sirard qui a aidé au montage expérimental pour répliquer la tâche de travail observée en entreprise. Philippe Corbeil a également partagé son point de vue à quelques reprises.

SOMMAIRE

La prévalence des troubles musculosquelettiques (TMS) liés au travail physique reste prédominante selon les données épidémiologiques. Les récentes avancées technologiques des exosquelettes représentent une opportunité pour la prévention des TMS. Des études ont montré que les exosquelettes peuvent réduire l'activité musculaire pendant des tâches spécifiques en laboratoire. Cependant, très peu d'études ont évalué les exosquelettes directement sur le lieu de travail.

L'objectif est d'élaborer une méthode d'évaluation de l'efficacité des exosquelettes à réduire l'exposition physique des travailleuses et travailleurs et de vérifier sa polyvalence. La méthode indique la posture et l'activité musculaire des régions du dos et des épaules à l'aide d'instruments portables pour des tâches en laboratoire ou en milieu de travail.

Un système sans fil Xsens corps complet (17 senseurs) a permis l'analyse du mouvement. Un système électromyographique (EMG) sans fil Delsys a été utilisé pour l'activation musculaire du trapèze supérieur, deltoïde médian, deltoïde antérieur, obliques externes et érecteurs spinaux [ilio-costalis (L3) et longissimus (L1)] normalisée avec des contractions volontaires maximales. Quatre exosquelettes passifs, soit deux pour assister le tronc (Laevo, Biolift) et deux pour les épaules (ShoulderX, Ekso) ont été testés.

La phase en laboratoire impliquait quatre hommes en bonne santé sans expérience. Ils ont effectué des tâches de manutention de boîtes et de transferts de pièces de viande répliqués d'une entreprise agroalimentaire. La phase en entreprise impliquait deux travailleurs masculins et deux ouvrières effectuant des transferts de flancs. Les tâches des deux phases débutaient sans exosquelette, puis chaque exosquelette était testé.

Bien que l'objectif de l'étude n'était pas d'évaluer l'efficacité des exosquelettes, les résultats de l'analyse du mouvement et de l'activation musculaire étaient dans les plages de valeurs observées dans d'autres études. Cette concordance avec ce qui était attendu selon la littérature montre la faisabilité de la méthode à évaluer directement en milieu de travail sur différents types d'exosquelettes. En général, similairement à d'autres études, les quatre exosquelettes testés ont provoqué peu d'effets sur l'activation de l'ensemble des muscles, ceci tant en laboratoire qu'en entreprise.

Une méthode d'évaluation biomécanique des exosquelettes a été élaborée. Elle montre une bonne polyvalence entre le laboratoire et le terrain sur différents types d'exosquelettes. Elle permet l'analyse du mouvement et de l'EMG pour indiquer le potentiel de réduction de l'effort. Les données préliminaires suggèrent une efficacité immédiate limitée des quatre exosquelettes à réduire l'exposition physique pendant les tâches testées en laboratoire et en entreprise.

TABLE DES MATIÈRES

INTRODUCTION 1

Origine et évolution des exosquelettes 1
Classification des exosquelettes 3
Évolution de l'efficacité des exosquelettes 3
Enjeux méthodologiques de l'évaluation biomécanique des exosquelettes en milieu de travail 4

1. OBJECTIFS DE RECHERCHE 6

1.1 Objectifs spécifiques 6

2. MÉTHODE 7

2.1 Choix des exosquelettes 7
2.2 Électromyographie 8
2.3 Centrales inertielles 8
2.4 Contractions volontaires isométriques maximales (CVIM) 9
2.5 Instrumentation 10
2.6 Données additionnelles collectées 10
2.7 Méthode spécifique à la phase en laboratoire 10
2.7.1 Participants 10
2.7.2 Protocole expérimental 11
2.8 Méthode spécifique à la phase en entreprise 12
2.8.1 Participants 12
2.8.2 Protocole expérimental 13
2.9 Traitement des données 14
2.10 Analyse des données 14

3. RÉSULTATS, DISCUSSION ET CONCLUSION 16

3.1 Résultats en laboratoire 16
3.1.1 Amplitude articulaire 16
3.1.2 Électromyographie 17
3.2 Résultats en entreprise 21
3.2.1 Amplitude articulaire 21
3.2.2 Activation musculaire 23
3.4 Discussion sur la faisabilité et la polyvalence des mesures 25

3.5 Discussion sur les mesures biomécaniques 26
3.6 Conclusion 29

BIBLIOGRAPHIE 30

ANNEXE A 34

A.I Informations méthodologiques supplémentaires 34
A.II Réglages et ajustements des quatre modèles d'exosquelet 36
A.II.I Laevo 36
A.II.II Biolift 36
A.II.III ShoulderX SuitX 36
A.II.IV Ekso Work Vest 37

ANNEXE B 39

B.I Données supplémentaires collectées 39
B.II Résultats de perception de l'effort 39
B.III Réponses aux questions courtes en laboratoires 40
B.IV Réponses aux questions courtes en entreprise 41

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 Moyenne (écart type) des amplitudes du dos et des épaules (en degrés) avec et sans exosquelette lors des mouvements à amplitude maximale. 16

Tableau 2 Moyenne (écart type) des amplitudes du dos et des épaules (en degrés) avec et sans exosquelette lors des tâches en laboratoire 17

Tableau 3 Activations musculaires moyennes (écart-type) en pourcentage des CVIM aux 10^{e}, 50^{e} et 90^{e} percentiles lors de la manutention symétrique. 18

Tableau 4 Activations musculaires moyennes (écart-type) en pourcentage des CVIM aux 10^{e}, 50^{e} et 90^{e} percentiles lors de la manutention asymétrique. 19

Tableau 5 Activations musculaires moyennes (écart-type) en pourcentage des CVIM aux 10^{e}, 50^{e} et 90^{e} percentiles lors des transferts de flancs légers. 20

Tableau 6 Activations musculaires moyennes (écart-type) en pourcentage des CVIM aux 10^{e}, 50^{e} et 90^{e} percentiles lors des transferts de flancs lourds. 21

Tableau 7 Amplitudes des épaules (en degrés) avec et sans exosquelette lors des tâches en entreprise. 22

Tableau 8 Amplitudes du dos (en degrés) avec et sans exosquelette lors des tâches en entreprise. 23

Tableau 9 Activations musculaires en pourcentage des CVIM aux 10^{e}, 50^{e} et 90^{e} percentiles lors de la tâche en entreprise pour les participants 7 et 8. 24

LISTE DES FIGURES

Figure 1 Hiérarchie des mesures de contrôle du NIOSH. Bien que les exosquelettes ne soient pas considérés comme un EPI (malgré certains fabricants qui s'affichent comme tel), ils figurent aussi tout en bas de cette hiérarchie. 1

Figure 2 Premier exosquelette développé par General Electric, le *Hardiman* (à gauche). De « Hardiman I Prototype », par F. R. Bruce et J. B. Makinson, 1971. © General Electric Co, 1971. Reproduit avec permission. Premier exosquelette commercialisé, le *Lokomat* (à droite). De « Lokomat », par P. Tocci, 2019. © Fondazione Santa Lucia IRCCS, 2019. Reproduit avec permission. 2

Figure 3 Modèles d'exosquelettes testés dans ce projet (de gauche à droite): Laevo V 2.56, Biolift, Ekso Work Vest, et ShoulderX SuitX. 8

Figure 4 Positionnement des électrodes EMG et des centrales inertielles. 9

Figure 5 Tâches en laboratoire. A gauche, la tâche de manutention d'une boite de 10 kg. A droite, la tâche simulée de transfert de flancs de porc.....12

Figure 6 Tâches en entreprise d'accrochage et de décrochage des pièces de viande au site de l'injection (à gauche) et de transferts entre un bac d'approvisionnement et une machine de tranchage (à droite). 13

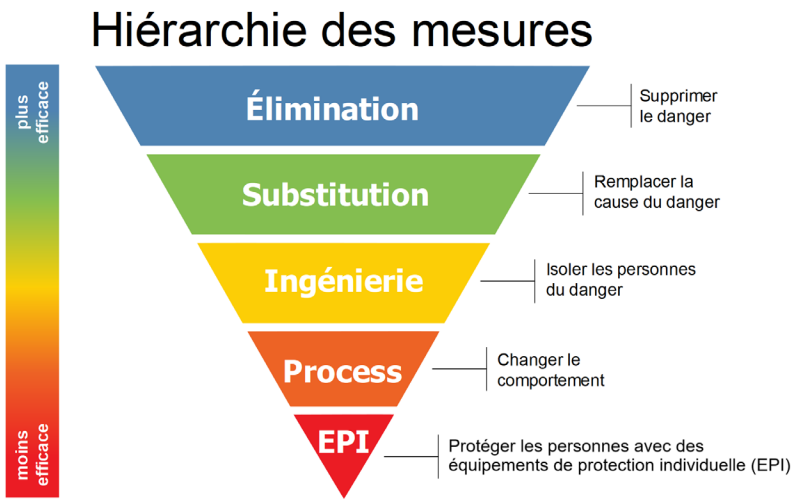
ACRONYMES, SIGLES ET ABRÉVIATIONS

Acronyme	Définition
CVIM	Contractions volontaires isométriques maximales
CNESST	Commission des normes, de l'éthique, de la santé et de la sécurité du travail
EMG	Électromyographie
EPI	Équipements de protection individuelle
IRSST	Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail
NIOSH	National Institute for Occupational Safety and Health (États-Unis)
SST	Santé et sécurité du travail
TMS	Troubles musculosquelettiques

INTRODUCTION

Le travail physique incluant la manutention manuelle d'objets et le déplacement de patientes et patients demeure la cause principale des troubles musculosquelettiques (TMS) liés au travail (Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail [CNESST], 2023). Cette situation demeure préoccupante depuis plusieurs décennies. Le récent essor des exosquelettes industriels provoque beaucoup d'engouement dans le domaine de la santé et sécurité du travail (SST). L'avancement technologique des exosquelettes a poussé plusieurs entreprises à s'enquérir de leur potentiel en tant qu'outil de prévention des TMS. Devant l'abondance de types et modèles d'exosquelettes, ils sont souvent perçus comme une solution simple et efficace. Il en demeure que les intervenantes et intervenants en SST et les entreprises expriment clairement un besoin de connaissances et de données probantes pour mieux les orienter sur leur utilisation. Une meilleure connaissance des avantages et inconvénients de cette technologie portative leur permettrait de cibler les champs d'application appropriés et de les inscrire dans la hiérarchie des mesures de contrôle (Figure 1).

Figure 1 Hiérarchie des mesures de contrôle du NIOSH. Bien que les exosquelettes ne soient pas considérés comme un EPI (malgré certains fabricants qui s'affichent comme tel), ils figurent aussi tout en bas de cette hiérarchie.

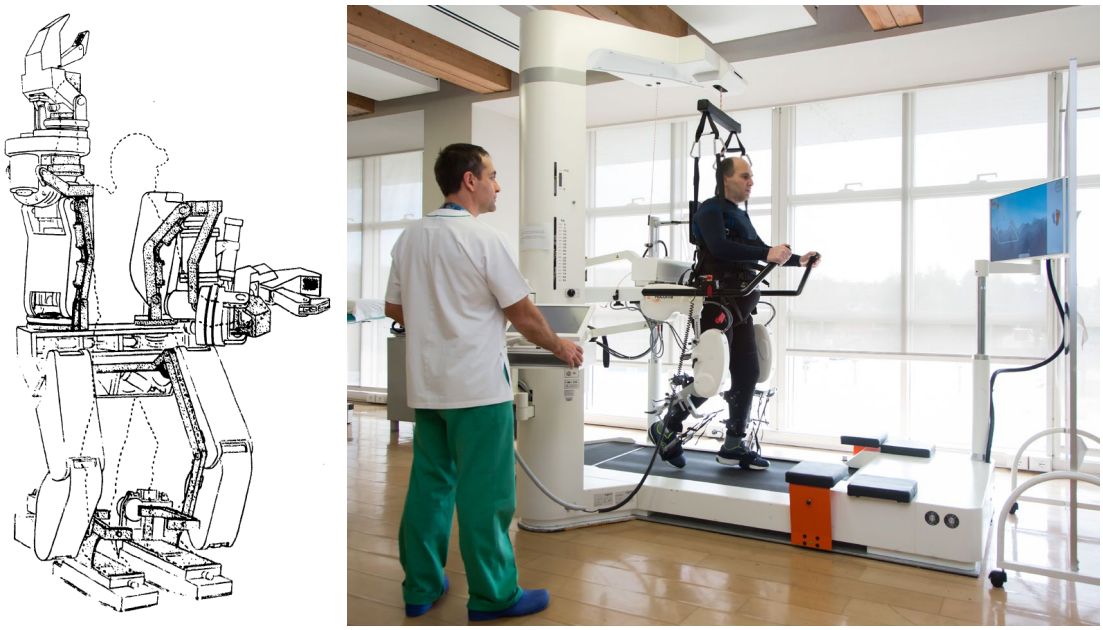


Origine et évolution des exosquelettes

Le développement d'exosquelettes robotisés a débuté en 1965, lorsque General Electric aux États-Unis a conçu le *Hardiman* (Figure 2). Cet exosquelette complet massif visant l'augmentation de la force de l'utilisateur ou utilisatrice afin de lui permettre de soulever des charges très lourdes a résulté en échec (Makinson, 1971). Au début du 21e siècle, les premiers exosquelettes commercialisés ont fait leur apparition. L'une des premières applications a été la réadaptation à la marche chez les patientes et patients victimes d'un

accident vasculaire cérébral ou d'une lésion de la moelle épinière avec l'exosquelette *Lokomat* (Figure 2) (Jezernik *et al.*, 2003). Ensuite, les applications en réadaptation se poursuivent, mais on remarque également plusieurs prototypes militaires qui s'introduisent sur le marché, visant à augmenter la force et l'endurance humaine.

Figure 2 Premier exosquelette développé par General Electric, le *Hardiman* (à gauche). De « Hardiman I Prototype », par F. R. Bruce et J. B. Makinson, 1971. © General Electric Co, 1971. Reproduit avec permission. Premier exosquelette commercialisé, le *Lokomat* (à droite). De « Lokomat », par P. Tocci, 2019. © Fondazione Santa Lucia IRCCS, 2019. Reproduit avec permission.



Outre les applications médicales et militaires, plusieurs développeurs ont abordé le secteur industriel dont les premiers modèles ont été commercialisés vers 2014-2015. Pour ce secteur en particulier, les systèmes passifs (non actionnés par un moteur) et les exosquelettes monoarticulaires (une région isolée du corps) ont gagné en popularité. Il en résulte des dispositifs plus légers, moins coûteux et plus adaptés à des tâches variées que leurs homologues actifs. Les plus récents développements des différents exosquelettes sont dans la même lignée en peaufinant peu à peu les modèles existants. L'engouement commercial pour les exosquelettes s'est également fait ressentir dans la communauté scientifique. Une récente revue des études évaluant les exosquelettes recensait environ 2 à 3 publications/an de 2005 à 2017, alors que depuis 2018, on recense environ 25 publications/an (De Bock *et al.*, 2022). Une des raisons provient du nombre croissant d'exosquelettes disponibles et de la variété des modèles conçus. Pour mieux s'y retrouver, les exosquelettes sont communément regroupés en catégories.

Classification des exosquelettes

Tout d'abord, il faut distinguer les modèles passifs et actifs. Les exosquelettes actifs sont équipés d'un ou plusieurs actionneurs tels que des moteurs électriques, des actionneurs hydrauliques ou pneumatiques qui aident l'utilisatrice ou l'utilisateur en ajoutant de l'énergie au système humain-machine (de Looze *et al.*, 2016; Lee *et al.*, 2012). Les exosquelettes passifs utilisent la déformation de ressorts ou d'autres matériaux élastiques pour emmagasiner et restituer l'énergie afin de soutenir la posture ou le mouvement humain sans ajout d'énergie provenant d'une source externe (p. ex. : batterie) dans le système humain-machine (de Looze *et al.*, 2016; Lee *et al.*, 2012).

Les exosquelettes sont souvent déclinés en région du corps qu'ils assistent et peuvent également être qualifiés de mono ou multiarticulaires selon le nombre d'articulations assistées. Les exosquelettes d'assistance au dos et aux épaules sont plus technologiquement matures et sont plus communément utilisés en milieu industriel. Les exosquelettes passifs présentent une meilleure opportunité pour les milieux de travail puisqu'ils sont moins dispendieux, plus légers et mobiles que leurs homologues actifs.

Évolution de l'efficacité des exosquelettes

Évidemment, les enjeux SST soulevés dans la section précédente demeurent préoccupants. Toutefois, l'évaluation exhaustive d'un exosquelette peut mitiger plusieurs problèmes de SST. En effet, un exosquelette qui offrirait un niveau d'assistance insuffisant lors de tâches ciblées et contrôlées n'aurait aucune utilité dans un milieu de travail où les tâches sont souvent plus diversifiées et complexes. C'est pourquoi une multitude d'études se sont focalisées sur l'évaluation de l'efficacité des exosquelettes en laboratoire, car ces limites doivent être franchies avant leur implantation en milieu de travail.

La revue systématique récente de De Bock *et al*. (2022) met en lumière plusieurs lacunes dans l'évaluation des exosquelettes. Tout d'abord, sur les 139 études incluses, on répertorie 73 différents exosquelettes. En combinaison avec l'hétérogénéité des tâches effectuées, des types de mesures et des méthodes d'analyse, il devient extrêmement complexe de comparer les exosquelettes à travers la littérature scientifique. Ils notent également le peu d'études réalisées sur des femmes (ratio de 1 femme : 5 hommes) et sur des travailleuses et travailleurs (19 %). Des tâches simplifiées sont souvent effectuées et d'une durée relativement courte de quelques minutes. Les données provenant directement des exosquelettes (p. ex. : force ou couple) sont peu fréquentes (16 %).

Lorsqu'on se penche sur les paramètres d'évaluation, on retrouve deux grandes catégories : la performance fonctionnelle et l'expérience de l'utilisateur. La performance fonctionnelle est généralement composée d'une analyse du mouvement qui permet de caractériser la posture ou la technique utilisée en présence d'exosquelettes. D'autre part,

des systèmes d'électromyographie (EMG) ciblent les muscles sollicités lors des tâches étudiées, notamment les muscles en lien avec la région du corps assistée par l'exosquelette. Certaines études utilisent des indicateurs physiologiques tels que la fréquence cardiaque ou le coût métabolique. Pour l'expérience utilisateur, l'inconfort et la perception de l'effort sont plus fréquemment mesurés, alors que le sentiment d'efficacité, la facilité d'utilisation et la liberté de mouvement sont parfois étudiés. D'autres études ont vérifié la performance avec la durée d'une tâche contrôlée et l'endurance avec la quantité de travail accompli, la quantité d'erreurs ou la précision. En lien avec l'objectif principal de cette étude, les mesures de nature biomécaniques seront mises de l'avant dans le reste de ce rapport.

Enjeux méthodologiques de l'évaluation biomécanique des exosquelettes en milieu de travail

La capacité d'évaluer directement en milieu de travail augmente la validité externe et la généralisation des résultats, mais ouvre la porte à plusieurs enjeux méthodologiques. Le choix des instruments peut avoir une incidence directe sur l'obtention des mesures voulues. Pour l'analyse du mouvement, l'observation vidéo représente toujours l'approche la moins invasive, mais elle est extrêmement chronophage en termes d'analyses et offre une exactitude limitée. Les approches *markerless* (sans l'utilisation de capteurs ou marqueurs collés sur la peau) et d'intelligence artificielle représentent des alternatives très prometteuses (Chaumeil *et al.*, 2024; Ghezelbash *et al.*, 2024; Lahkar *et al.*, 2022), mais demeurent moins adaptées à la complexité du suivi en milieu de travail (Needham *et al.*, 2022; Wade *et al.*, 2022). En effet, les mouvements simultanés dans différents plans, la quantité de caméras et leur calibrage par rapport à la zone où le travail est effectué, les occlusions possibles dont la présence d'exosquelettes représentent des freins au déploiement du *markerless* dans un contexte occupationnel. Pour l'instant, ce sont les centrales inertielles qui ont fait leurs preuves en milieu de travail, bien qu'elles demeurent sensibles aux perturbations magnétiques et aux dérives temporelles (Robert-Lachaine *et al.*, 2020; Robert-Lachaine *et al.*, 2017a, 2017b). Des systèmes sans fil sont maintenant disponibles, mais un aspect auquel il faut demeurer vigilant est la proximité des centrales inertielles à la structure ferromagnétique de l'exosquelette qui pourrait augmenter l'erreur de mesure. L'analyse du mouvement peut s'effectuer localement sur des articulations ciblées ou globalement sur l'ensemble du corps. L'avantage du corps complet est de pouvoir mieux décortiquer le geste et identifier des modes opératoires ou des techniques de travail. Le désavantage est d'augmenter le nombre de centrales inertielles qui est plus coûteux et augmente légèrement le temps d'instrumentation. Il est également possible de suivre le mouvement de l'exosquelette en instrumentant la structure. Toutefois, cette approche ne permet pas de se comparer à une tâche contrôle, soit sans exosquelette. De plus, lorsque l'exosquelette est bien ajusté, le mouvement relatif entre le segment corporel et la structure de l'exosquelette devrait être négligeable, donc le suivi du corps peut s'avérer suffisant.

L’EMG sans fil est maintenant commune et bien adaptée à la mesure terrain. L’enjeu provient plutôt du choix des muscles mesurés et de la normalisation des signaux. Dans une perspective d’utilisation terrain, mesurer tous les muscles devient impensable. Les principaux actionneurs du tronc et de l’épaule sont habituellement ciblés (De Bock *et al.*, 2022). Il est ainsi supposé que le soulagement articulaire provoqué par l’exosquelette sera décelé par l’activation des principaux muscles de cette articulation. Il est également pertinent de mesurer les muscles des articulations avoisinantes à celle où l’exosquelette agit afin de détecter de potentielles répartitions du chargement entre les articulations du corps. La normalisation (ou calibrage) des signaux EMG à l’aide de contractions musculaires de référence permet l’interprétation des résultats, mais alourdit le protocole de mesure sur le terrain. Les contractions volontaires isométriques maximales (CVIM) (Koopman *et al.*, 2019), ou l’utilisation d’une tâche de référence sous-maximale (Thamsuwan *et al.*, 2020), représentent deux stratégies avec leurs avantages et inconvénients pour comparer les travailleuses et travailleurs et les tâches évaluées. Toutefois, selon le nombre de muscles testés, ces stratégies peuvent toutes deux mener à plusieurs contractions de référence (Dal Maso *et al.*, 2016), ce qui allonge la durée du protocole de mesure et peut augmenter la fatigue avant les tâches de travail. Des compromis entre le nombre de muscles testés et les stratégies de normalisation EMG sont souvent nécessaires afin de concilier avec la réalité du terrain.

Pour les mesures de performance fonctionnelle, la durée des mesures peut apporter certaines problématiques en termes d’autonomie de batterie et d’acquisition synchronisée. L’intégration des différents capteurs dans un même logiciel peut faciliter la synchronisation et la visualisation des données. Lorsque cette solution n’est pas possible, une synchronisation matérielle peut être envisagée.

Un autre enjeu est l’interférence physique possible entre les différents capteurs et l’exosquelette. Les capteurs de mouvements et d’EMG doivent demeurer fixes tout au long de la prise de mesures, donc ils ne doivent pas interférer entre eux (espacement suffisant), ni avec l’exosquelette car la validité des mesures est en jeu. De plus, les capteurs ne doivent pas être placés aux points d’appui des exosquelettes. Si l’électrode est écrasée, les signaux EMG seront altérés. Lorsque l’intention est d’évaluer plusieurs exosquelettes différents, une méthode de mesure générique, donc s’appliquant à différents designs, peut s’avérer avantageuse. Cette approche permet une meilleure efficacité sur le terrain en alternant les exosquelettes testés sans modifier l’instrumentation de la participante ou du participant. Toutefois, il vaut mieux vérifier en laboratoire les différents enjeux mentionnés pour chaque exosquelette avant de se diriger sur le terrain.

1. OBJECTIFS DE RECHERCHE

Les exosquelettes sont de plus en plus connus et les demandes d'accompagnement provenant des entreprises pour l'utilisation d'exosquelettes augmentent considérablement. L'équipe de recherche s'inscrit dans une démarche scientifique permettant de mieux guider et outiller les différents intervenants et intervenantes en SST en ce qui concerne la prévention des TMS à l'aide d'exosquelettes.

Ce projet de recherche a pour but de préparer les recherches à venir en ce qui a trait à l'apport que peuvent représenter les exosquelettes dans la prévention des TMS dans les secteurs industriels (agroalimentaire, manufacturier, construction). Ce projet s'appuie sur une approche de biomécanique occupationnelle pour quantifier l'exposition physique des travailleuses et travailleurs. Afin de réduire le champ d'action de cette recherche, il a été choisi de se concentrer sur les exosquelettes passifs d'assistance du dos et des épaules pour plusieurs raisons : (1) la maturité technologique des dispositifs passifs est plus avancée, comparativement aux dispositifs actifs qui doivent faire face à des défis beaucoup plus complexes; (2) l'utilisation de ces dispositifs semble plus adaptée à une variété de tâches qui requièrent une certaine mobilité (3) leur coût est beaucoup plus abordable pour les entreprises; (4) leur plus grande utilisation en milieu de travail.

1.1 Objectifs spécifiques

L'objectif est d'élaborer une méthode de mesures biomécaniques permettant d'évaluer l'efficacité des exosquelettes à réduire l'exposition physique des travailleuses et travailleurs. La méthode se veut polyvalente pour mesurer les tâches de travail répliquées en laboratoire ou réelles en entreprise à l'aide d'instruments portables. Plus concrètement, la méthode permettra un suivi de la posture et de l'activité musculaire pour les régions du dos et des épaules. En d'autres mots, il ne s'agit pas de faire l'évaluation de l'efficacité d'un exosquelette, mais de vérifier si nos techniques de mesure peuvent être utilisées sur le terrain pour évaluer ultérieurement différents types d'exosquelettes.

2. MÉTHODE

Une première phase ciblait la vérification de nos techniques de mesure en laboratoire sur des tâches plus contrôlées pour s'assurer de la validité apparente de celles-ci. La deuxième phase visait à déterminer la capacité de la méthode développée à évaluer les exosquelettes lors de tâches réelles en entreprise, ainsi que l'écart de nos procédures entre les mesures en laboratoire et en milieu de travail. Voici d'abord les éléments de méthodologie communs à ces deux phases.

2.1 Choix des exosquelettes

Bien que les exosquelettes d'assistance d'une articulation/région donnée semblent beaucoup se ressembler au premier coup d'œil, certains éléments de design font qu'ils ne touchent pas tout à fait les mêmes parties du corps. Ceci a une incidence sur le positionnement des capteurs pour mesurer l'activation des muscles d'intérêt et le mouvement des articulations ciblées. L'idéal est de trouver une solution, pour l'assistance d'une articulation/région donnée, permettant de comparer l'efficacité de différents exosquelettes disponibles avec exactement la même configuration de positions de capteurs pour mesurer l'activation des mêmes muscles (et portions de muscles, si possible) et les mêmes articulations d'intérêt (mêmes mouvements du squelette sous-jacent et de la peau qui le recouvre). Pour ce faire, deux modèles d'exosquelettes seront étudiés pour chaque région d'intérêt (épaules et région lombaire). Ces exosquelettes ont été choisis en fonction de leur représentativité de ce qui est offert sur le marché et de leurs designs qui sont légèrement différents (Figure 3).

Les exosquelettes d'assistance du dos se différencient en ce qui a trait au dispositif d'application des forces. En effet, le Laevo V2.56 de 2,8 kg (Laevo, Delft, Pays-Bas) applique une force de poussée sur le devant du thorax alors que le Biolift de 4 kg (Biolift, Montréal, Canada) applique une force de tirée via un harnais entourant les épaules. Ce dernier obstrue donc beaucoup plus la surface du dos. Les exosquelettes d'assistance des épaules se différencient d'abord en ce qui a trait à la structure d'ancrage des parties mobiles sur le bassin. Le ShoulderX de 3.2 kg (SuitX, Emeryville, États-Unis) obstrue beaucoup plus le bas du dos que l'Ekso Work Vest (Ekso Bionics, Richmond, États-Unis). La structure d'ancrage des parties mobiles sur le haut du dos est aussi différente. L'Ekso obstrue plus l'accès au haut du dos que le ShoulderX. Finalement, la structure de support du bras obstrue plus la surface du bras avec l'Ekso Work Vest que le ShoulderX. Les procédures d'ajustements et de réglages spécifiques à chaque exosquelette sont décrites à l'Annexe A. Le temps d'installation n'a pas été mesuré de façon formelle, mais d'ordre général cette étape durait environ 5 à 10 minutes par exosquelette.

Figure 3 Modèles d'exosquelettes testés dans ce projet (de gauche à droite): Laevo V 2.56, Biolift, Ekso Work Vest, et ShoulderX SuitX.

2.2 Électromyographie

Le système sans fil de Delsys (Delsys Inc., Natick, MA, États-Unis) a été utilisé pour l'EMG. Des électrodes ont été placées du côté gauche et droit sur le trapèze supérieur, le deltoïde médian, le deltoïde antérieur, les obliques externes et les érecteurs du rachis : ilio-costalis (au niveau L3) et longissimus (au niveau L1) (Figure 4). Le positionnement respectait les recommandations du SENIAM (Hermens *et al.*, 1999). Cependant, il n'y a pas de recommandation du SENIAM pour les muscles abdominaux tels que les obliques externes. Donc, pour les obliques, la hauteur était le nombril, la position latérale était vis-à-vis le mamelon et l'électrode était placée dans un angle de 45° vers l'extérieur. La position des électrodes EMG était sécurisée à l'aide d'un ruban adhésif à double-face sous le capteur et d'un large ruban adhésif par-dessus le capteur.

2.3 Centrales inertielles

Le système sans fil Awinda de Xsens (Movella, Eschende, Pays-Bas), composé de 17 capteurs (centrales inertielles), a capté le mouvement du corps complet (Figure 4). Le positionnement des capteurs était sur les parties osseuses des segments pour réduire l'artéfact des tissus mous. Pour les membres inférieurs et supérieurs, des courroies permettaient de fixer les capteurs, alors que pour les épaules, le thorax et le pelvis, ils étaient collés sur la peau à l'aide d'un ruban adhésif à double-face sous le capteur et d'un large ruban adhésif par-dessus le capteur. En particulier pour la région des épaules, les capteurs scapulaires étaient placés sur le plateau acromial au coin de l'angle acromial et les capteurs des bras étaient placés à l'insertion deltoïdienne. Pour la région du dos, le capteur du thorax était placé sur le haut du sternum près des jonctions des clavicules, et le capteur du pelvis était placé sur les premières vertèbres sacrées sous le niveau de L5.

Une fois les capteurs placés, le participant ou la participante pouvait revêtir un vêtement ample pour éviter de déplacer les capteurs.

Plusieurs mesures anthropométriques permettaient d'affiner le modèle Xsens dont la taille, les longueurs des membres supérieurs et inférieurs, la largeur du bassin et des épaules. Le calibrage du système Xsens utilisait une posture unique, soit le N-pose où le participant ou la participante se plaçait droit en position debout avec les bras le long du corps, combinée à un aller-retour de marche à partir du N-pose. Il était répété avant l'installation de chaque exosquelette. Les systèmes Xsens et Delsys sont utilisables directement dans le logiciel MVN de Xsens permettant leur synchronisation.

Figure 4 Positionnement des électrodes EMG et des centrales inertielles.

2.4 Contractions volontaires isométriques maximales (CVIM)

Pour réaliser les CVIM, les centrales inertielles ont été placées temporairement sur la table pour permettre d'enregistrer les données EMG avec le logiciel MVN. La normalisation des signaux EMG utilise les efforts maximaux pour chacun des muscles afin de faciliter l'interprétation des données. Le maximum de chaque muscle obtenu à travers tous les essais de CVIM était conservé pour la normalisation. Une table de thérapie manuelle pliable et transportable permettait d'installer le participant ou la participante en

position couchée ou assise. Les procédures pour effectuer les CVIM des différents groupes musculaires sont décrites à l'Annexe A (Tableau A1).

Trois CVIM ont été faites pour chaque position. Pour minimiser la fatigue musculaire, une pause de 30 secondes était prise entre les 3 répétitions et de 90 secondes entre chaque test (Castelein *et al.*, 2016). La durée de chaque contraction était de 5 secondes en forçant progressivement pendant les 3 premières secondes pour atteindre la force maximale à maintenir pendant environ 1 à 2 secondes. L'expérimentateur encourageait le participant ou la participante pour s'assurer d'atteindre une contraction maximale.

2.5 Instrumentation

Pour éviter l'obstruction des senseurs lors des CVIM, la séquence d'instrumentation était:

1. Pose des électrodes sur les abdominaux, suivi des CVIM des obliques externes (couché sur le dos, sans les capteurs dans le dos).
2. Pose des électrodes sur le bas du dos, suivi des CVIM des muscles du dos (couché sur le ventre avec un oreiller pour protéger les électrodes des abdominaux).
3. Pose électrodes des épaules, suivi des CVIM des épaules.
4. Pose des 17 centrales inertielles.

2.6 Données additionnelles collectées

L'accent était placé sur les données biomécaniques, mais certaines mesures supplémentaires ont été collectées. Ces données subjectives pour la plupart qui incluent la perception de l'effort et les réponses des utilisateurs et utilisatrices à des questions simples sont présentées à l'Annexe B.

2.7 Méthode spécifique à la phase en laboratoire

Ce volet du projet s'est déroulé à l'IRSST et les tâches effectuées se sont inspirées de celles observées dans une entreprise du secteur agroalimentaire. Bien que cette phase soit considérée en laboratoire, elle s'est déroulée dans une pièce à l'extérieur du laboratoire de biomécanique afin de se détacher le plus possible de ce milieu contrôlé et reproduire une situation terrain. La méthode testée se basait sur des outils transportables (centrales inertielles et EMG sans fil, table de massage pliable pour MVIC, caméra digitale) propices à une utilisation sur le terrain.

2.7.1 Participants

Quatre hommes (taille de 182,5 ± 11,2 cm et masse corporelle de 75,5 ± 11,2 kg) en bonne santé ont participé à cette phase. Ils n'avaient pas d'expérience de travail liée aux tâches, ni utilisé d'exosquelettes dans un contexte de travail.

2.7.2 Protocole expérimental

Les tâches étaient toujours effectuées sans exosquelette en premier afin d'obtenir des valeurs de référence pour les différentes mesures (Jorgensen *et al.*, 2022a, 2022b). De plus, l'utilisation des exosquelettes pourrait nuire à la mesure de certains capteurs en raison du contact avec certaines composantes de l'exosquelette. Par la suite, les exosquelettes ont été testés dans un ordre aléatoire.

Une évaluation de l'amplitude articulaire maximale était réalisée en demandant aux participants d'effectuer une séquence de gestes pour le tronc et les épaules où on leur demandera d'atteindre leur amplitude maximale. Ils ont enchaîné trois répétitions de flexion/extension, abduction/adduction, rotation interne/externe et circumduction pour les deux épaules (Ekso et ShoulderX). Par la suite, ils effectuaient trois répétitions de flexion/extension, flexion latérale, torsion et circumduction du tronc (Laevo et Biolift).

Par la suite, des tâches de manutention ont été réalisées. Les participants ont déplacé une caisse de 10 kg à répétition entre deux stations (Figure 5). La station basse était une palette de 16 cm de haut et la station haute était une table près du niveau des hanches à 73 cm mais elle était plus en profondeur par rapport à la palette. La palette était devant les pieds du participant et la distance de la table était placée vis-à-vis le poignet lorsque le bras est en extension à 90°. Cette tâche était effectuée pendant une minute à une cadence de 12 boîtes/min, soit à chaque 5 secondes. Une condition asymétrique était ajoutée où la palette était placée à 90° du côté droit de la table pour la même durée et cadence. La position des talons était marquée au sol pour conserver la même distance de la table. Avant de débuter, nous avons permis au participant de se familiariser quelque peu avec l'exosquelette en testant la tâche pour une courte durée (quelques répétitions pour un maximum de 1 minute).

Une situation de transfert de flancs de porc observée dans une entreprise agroalimentaire a été répliquée en laboratoire. En entreprise, les flancs arrivent accrochés sur une chaîne en hauteur. Les travailleuses et travailleurs agrippent la pièce de viande et la transfèrent sur un gros chariot suspendu sur rail placé du côté opposé. Ils répètent cette action pour remplir le chariot qui comporte 16 encoches.

Deux étagères ont été bâties afin de répliquer les lieux de prise et de dépôt observés en entreprise (Figure 5). Les hauteurs étaient similaires, mais le lieu de prise et de dépôt restait fixe, alors qu'en entreprise le lieu de prise était sur une chaîne d'approvisionnement en mouvement. La distance était fixée à 121,9 cm et la hauteur des encoches pouvant accueillir les crochets à 132,1 cm. Les 16 encoches pour le dépôt étaient distancées de 15,2 cm comme en entreprise. L'espace entre les flancs sur la chaîne était le même qu'en entreprise. Le lieu de prise pouvait recevoir jusqu'à 5 flancs sur l'étagère et il était disposé de façon centrale par rapport à l'autre étagère. Nous avions fabriqué 4 flancs de chaque masse. La tâche impliquait le déplacement des 4 flancs vers

la deuxième étagère, puis de les ramener vers la première étagère. Les participants ont effectué une séquence de 4 aller-retours des flancs entre les deux étagères, donc 32 transferts au total.

Figure 5 Tâches en laboratoire. A gauche, la tâche de manutention d'une boite de 10 kg. A droite, la tâche simulée de transfert de flancs de porc.

En entreprise, ils alternent entre deux catégories de masse pour les flancs. Nous avons utilisé les données de l'entreprise de masse et de dimension pour répliquer la densité des flancs avec des matériaux non dégradables (acier et caoutchouc). Les petits flancs avaient une masse de 7,5 kg et une dimension de 45,7 × 30,5 cm. Les gros flancs avaient une masse de 14,3 kg et une dimension de 71 × 30,5 cm. Les transferts étaient effectués avec les deux masses dans un ordre aléatoire.

En entreprise, les travailleuses et travailleurs utilisent des gants pour manipuler la viande, donc les mêmes types de gants de caoutchouc ont été utilisés. Avant de débuter, nous avons permis au participant de se familiariser quelque peu avec l'exosquelette en testant la tâche pour une courte durée (quelques répétitions pour un maximum de 1 minute).

2.8 Méthode spécifique à la phase en entreprise

Ce volet du projet s'est déroulé directement à une usine de transformation agroalimentaire de pièces de viande. Certaines tâches ont été ciblées par des ergonomes, puisqu'elles étaient considérées liées aux risques de TMS et l'utilisation d'exosquelettes apparaissait pertinente à tester.

2.8.1 Participantes et participants

Deux hommes (taille de 178,5 ± 5 cm; masse corporelle de 94,4 ± 13,5 kg) et deux femmes (taille de 162,5 ± 0,7 cm; masse corporelle de 63,5 ± 6,4 kg) en bonne santé ont participé à cette phase en entreprise. Ce sont des employées et employés qui effectuaient

régulièrement les tâches mesurées dans le cadre de leur travail quotidien (expérience de 20 ± 2,6 années) et n'avaient jamais utilisé d'exosquelettes auparavant.

2.8.2 Protocole expérimental

Après l'instrumentation et les CVIM, les participants et participantes ont effectué leur tâche sans exosquelette. Ensuite, ils effectuaient cette même tâche avec les quatre modèles d'exosquelette dans un ordre aléatoire. Les deux hommes ont effectué une tâche de transfert de flancs entre une ligne d'approvisionnement et un gros chariot avec encoches comme celle répliquée dans la phase en laboratoire (Figure 6). Les deux femmes ont effectué une tâche de transfert de flancs entre un gros bac et une machine à tranchage (Figure 6). La durée des tâches était très variable (durée moyenne en minutes sans exosquelettes de 12,7 ± 5,0, Laevo 5,9 ± 3,2, Biolift 8,4 ± 2,7, Ekso 8,1 ± 1,9, SuitX 9,3 ± 4,5) en raison de plusieurs facteurs hors du contrôle de l'équipe de recherche. En effet, la ligne de production fonctionnait seulement à des heures précises; les heures de travail et de libération des employés et employées étaient assez strictes; la production arrêtait sur des durées variables car les machines pouvaient se bloquer, s'obstruer ou avoir un bris mécanique.

Figure 6 Tâches en entreprise d'accrochage et de décrochage des pièces de viande au site de l'injection (à gauche) et de transferts entre un bac d'approvisionnement et une machine de tranchage (à droite).

2.9 Traitement des données

La séquence suivante a été utilisée pour traiter les données :

1. Enlever les grosses pointes des signaux EMG représentant des données manquantes, soit en interpolant si possible ou en coupant le signal. Ce type de problème survient principalement lorsque le participant ou la participante s'éloigne trop de l'endroit de l'ordinateur. Donc, pour le terrain, il faut veiller à maintenir une distance acceptable à la transmission sans fil des signaux (environ 5 m ou moins).
2. Le filtrage à des fréquences de 30-450Hz a été réalisé (Butler *et al.*, 2009).
3. Ensuite, un filtrage de type Notch de 74-148-222-296-370 et 444 Hz a été utilisé pour le phénomène d'harmoniques (van Sluijs *et al.*, 2023).
4. Visualisation des signaux EMG et élimination manuelle des pointes restantes.
5. Création de l'enveloppe du signal à 3 Hz (Alemi *et al.*, 2020).
6. Pour les CVIM, le maximum de l'enveloppe était conservé.
7. Pour les métriques EMG dans les différentes tâches, la médiane, le 10^{e} et le 90^{e} percentile du signal EMG en totalité sans segmentation sont conservés (Luger *et al.*, 2021) en éliminant toutes les valeurs inférieures à 5% des CVIM (Gillette *et al.*, 2022).
8. Pour la cinématique, les amplitudes articulaires des trois axes des épaules et du dos étaient calculées entre le minimum et le maximum de l'angle atteint pendant la tâche.

2.10 Analyse des données

Considérant les faibles tailles d'échantillon pour chaque phase de cette étude de faisabilité (N = 4), les analyses statistiques ne sont que descriptives. Les écarts plus importants entre les conditions expérimentales permettent uniquement de dégager des tendances.

Pour les résultats EMG, la moyenne entre les électrodes à gauche et à droite a été utilisée après une inspection des résultats. La plupart des muscles montraient des différences inférieures à 1 % des CVIM entre le côté gauche et droit, à l'exception des deltoïdes qui pouvaient atteindre environ 10-15 % de différence dans certaines conditions.

Le choix d'extraire les données au 10^{e}, 50^{e} et 90^{e} percentiles était pour vérifier les effets des exosquelettes à différentes intensités d'effort de la tâche de travail. Il est possible qu'un effet indésirable de l'exosquelette serait de constamment maintenir une certaine activation musculaire même lorsque la tâche est moins exigeante. Le 10^{e} percentile permet de tester que les exosquelettes ne nuisent pas à ces moments de relâchement à intensité plus faible. Le 50^{e} percentile informe sur la tendance générale d'activation musculaire pendant la tâche. Finalement, le 90^{e} percentile évalue les portions plus intenses du travail sans toutefois inclure les signaux EMG maximaux près du 100^{e}

percentile qui peuvent être le résultat d’artéfacts de mouvement ou de bruit électrique. En d'autres mots, les valeurs d’amplitude correspondant à ces percentiles représentent des niveaux d'activité qui sont dépassés pour 90 %, 50 % et 10 % du temps, respectivement.

Pour le terrain, les données sont plus difficilement comparables en raison de la perte de contrôle des conditions expérimentales (durée, cadence, masse des flancs, bris des machines, etc.) et de certaines pertes de données qui rendent les données incomplètes pour les quatre participantes et participants. Les résultats seront présentés en guise d’exemple et de vérification du potentiel de la méthode à évaluer les exosquelettes en contexte de travail réel.

3. RÉSULTATS, DISCUSSION ET CONCLUSION

3.1 Résultats en laboratoire

3.1.1 Amplitude articulaire

La réalisation de gestes à amplitude maximale permettait de vérifier si les exosquelettes affectent la mobilité des articulations assistées (Tableau 1). Pour les modèles de dos, l'inclinaison latérale a semblé légèrement affectée avec des pertes de 5-7°. La rotation axiale du dos a été la plus restreinte par les exosquelettes avec des réductions de 12-16° en torsion. La flexion/extension du dos a diminué de 10-11° en présence des exosquelettes. Les différences ont été assez minces entre les modèles Laevo et Biolift. Pour les modèles des épaules, les amplitudes du bras ont diminué de 15-19° en abduction, de 26-29° en rotation interne/externe et de 29-46° en flexion. Entre les deux exosquelettes des épaules, le modèle Ekso a réduit la flexion de 17° supplémentaire par rapport au ShoulderX. Les pertes absolues d'amplitude ont été plus importantes pour les modèles d'épaules que ceux de dos. Cependant, l'amplitude du dos est plus faible, donc les différences relatives ont été beaucoup plus similaires de l'ordre d'environ 20-25 %.

Tableau 1 Moyenne (écart type) des amplitudes du dos et des épaules (en degrés) avec et sans exosquelette lors des mouvements à amplitude maximale.

	Amplitude des épaules			**Amplitude du dos**		
Exosquelette	X	Y	Z	X	Y	Z
Sans	105 (12)	147 (23)	180 (16)	69 (9)	74 (9)	63 (13)
Laevo	-	-	-	62 (20)	58 (10)	52 (19)
Biolift	-	-	-	64 (18)	62 (22)	53 (15)
Ekso	86 (13)	122 (19)	134 (23)	-	-	-
ShoulderX	90 (10)	119 (24)	151 (22)	-	-	-

Les amplitudes articulaires pouvaient également indiquer si la technique utilisée pour effectuer la tâche avait changé (Tableau 2). Les amplitudes du dos ont été peu affectées en moyenne par l'utilisation du Laevo ou du Biolift, mais l'écart-type a été plus élevé pour les tâches de manutention. Le Ekso et le Shoulder X ont eu un effet plus marqué sur les amplitudes pouvant provoquer des augmentations ou diminutions selon les tâches ou les axes. En particulier, l'Ekso augmentait de 33° la rotation interne/externe pendant la manutention symétrique, le ShoulderX diminuait la flexion/extension de 27° lors de la manutention asymétrique et l'Ekso diminuait la flexion/extension de 22° lors des transferts lourds.

Tableau 2 Moyenne (écart type) des amplitudes du dos et des épaules (en degrés) avec et sans exosquelette lors des tâches en laboratoire

		Amplitude des épaules			Amplitude du dos		
Tâche	**Exosquelette**	**X**	**Y**	**Z**	**X**	**Y**	**Z**
Manutention symétrique	Sans	31 (6)	46 (8)	85 (10)	16 (6)	21 (1)	34 (11)
	Laevo				20 (11)	23 (5)	35 (15)
	Biolift				16 (8)	22 (3)	41 (17)
	Ekso	39 (11)	79 (20)	72 (17)			
	ShoulderX	55 (16)	63 (20)	60 (11)			
Manutention asymétrique	Sans	35 (7)	54 (18)	93 (13)	20 (4)	29 (4)	34 (9)
	Laevo				21 (4)	25 (2)	39 (17)
	Biolift				24 (1)	28 (9)	40 (12)
	Ekso	45 (23)	78 (13)	72 (14)			
	ShoulderX	53 (11)	67 (26)	66 (18)			
Transferts de flancs légers	Sans	43 (3)	73 (7)	63 (14)	27 (12)	35 (8)	20 (6)
	Laevo				27 (13)	37 (11)	17 (7)
	Biolift				23 (10)	37 (6)	20 (10)
	Ekso	34 (13)	69 (11)	46 (17)			
	ShoulderX	56 (13)	82 (9)	70 (15)			
Transferts de flancs lourds	Sans	42 (11)	75 (16)	71 (11)	30 (11)	39 (8)	26 (13)
	Laevo				31 (12)	36 (9)	30 (15)
	Biolift				29 (10)	38 (12)	29 (17)
	Ekso	41 (22)	65 (13)	49 (24)			
	ShoulderX	52 (12)	71 (23)	70 (19)			

3.1.2 Électromyographie

La moyenne d'activation musculaire en pourcentage des CVIM pour le 10^{e}, 50^{e} (médiane) et 90^{e} percentile a été calculée sur les différentes tâches en laboratoire pour contraster les exosquelettes. Pour la manutention symétrique (Tableau 3), la plupart des différences ont été assez faibles (inférieures à 2 % des CVIM) sur l'ensemble des muscles et exosquelettes. Les différences les plus notables se sont retrouvées au 90^{e} percentile, alors que le 10^{e} et 50^{e} percentiles ont montré peu de différences. En particulier, les érecteurs du rachis au niveau L1 et L3 ont été moins activés de 3-4 % avec le Laevo. La sollicitation des trapèzes supérieurs a réduit d'environ 4 % avec l'Ekso et 3 % avec le Shoulder X. Les activations des deltoïdes antérieurs ont diminué d'environ 4 % avec le Laevo et le ShoulderX. Alors que les activations des deltoïdes médians ont diminué d'environ 4 % avec le ShoulderX et 3 % avec le Biolift.

Tableau 3 Activations musculaires moyennes (écart-type) en pourcentage des CVIM aux 10e, 50e et 90e percentiles lors de la manutention symétrique.

Muscles	Percentile	Sans	Laevo	Biolift	Ekso	ShoulderX
Obliques externes	**10e**	5,3 (0,2)	5,3 (0,2)	5,2 (0,1)	5,3 (0,4)	5,2 (0,2)
	50e	7,1 (0,8)	7,5 (1,0)	6,5 (0,9)	6,7 (2,4)	6,5 (1,6)
	90e	10,8 (6,8)	11,9 (8,0)	10,1 (3,9)	9,5 (5,8)	10,1 (3,4)
Érecteurs du rachis (L1)	**10e**	7,0 (0,9)	6,7 (0,5)	7,3 (0,4)	7,8 (0,5)	7,6 (0,4)
	50e	14,2 (3,4)	13,2 (3,4)	14,7 (2,6)	15,5 (4,0)	14,8 (3,1)
	90e	27,3 (10,7)	23,6 (10,6)	25,8 (13,0)	27,4 (13,5)	26,2 (12,2)
Érecteurs du rachis (L3)	**10e**	6,7 (0,3)	6,3 (0,4)	6,6 (0,2)	6,9 (0,2)	6,7 (0,3)
	50e	15,2 (1,4)	13,4 (1,6)	15,0 (1,1)	15,6 (1,0)	16,1 (0,8)
	90e	31,5 (6,1)	28,2 (4,0)	28,9 (2,7)	31,0 (3,6)	32,0 (3,2)
Trapèzes supérieurs	**10e**	5,7 (0,4)	5,7 (0,4)	5,6 (0,7)	5,5 (0,7)	5,6 (0,7)
	50e	8,1 (3,6)	9,1 (2,7)	8,2 (4,0)	7,8 (4,5)	8,0 (5,2)
	90e	18,7 (12,4)	19,7 (8,3)	17,1 (8,6)	14,8 (11,3)	15,8 (12,5)
Deltoïdes antérieurs	**10e**	6,1 (0,9)	5,7 (0,6)	5,9 (1,3)	5,8 (1,6)	5,7 (1,3)
	50e	10,9 (1,5)	9,8 (2,0)	11,0 (3,2)	11,0 (3,7)	9,8 (3,8)
	90e	24,4 (6,0)	20,6 (4,1)	26,1 (6,0)	23,1 (7,9)	20,6 (7,4)
Deltoïdes médians	**10e**	5,3 (0,2)	5,3 (0,2)	5,3 (0,1)	5,5 (0,2)	5,3 (0,1)
	50e	7,1 (1,4)	6,8 (1,7)	6,9 (0,6)	8,3 (0,9)	7,2 (0,8)
	90e	13,8 (3,6)	14,1 (4,2)	10,9 (2,3)	13,2 (2,4)	9,7 (2,2)

Pour la manutention asymétrique (Tableau 4), les différences ont été inférieures à 1 % CVIM au 10e percentile pour l'ensemble des conditions et des muscles. Les différences se sont accentuées au 50e et 90e percentile en particulier pour les muscles des épaules. Les obliques externes au 90e percentile ont été moins activés d'environ 3 % avec l'Ekso. La sollicitation des érecteurs du rachis a diminué de près de 4 % au niveau L1 du longissimus avec le Laevo. Au 90e percentile, des diminutions d'activation des trapèzes supérieurs ont été obtenues avec tous les exosquelettes en particulier pour l'Ekso à environ 9 %. La sollicitation des deltoïdes antérieurs au 90e percentile a diminué de plus de 8 % avec le Laevo. L'activation des deltoïdes médians a baissé de près de 6 % avec le ShoulderX.

Tableau 4 Activations musculaires moyennes (écart-type) en pourcentage des CVIM aux 10e, 50e et 90e percentiles lors de la manutention asymétrique.

Muscles	Percentile	Sans	Laevo	Biolift	Ekso	ShoulderX
Obliques externes	10e	5,4 (0,2)	5,4 (0,2)	5,3 (0,2)	5,3 (0,2)	5,3 (0,1)
	50e	7,6 (1,7)	7,7 (1,6)	6,8 (1,3)	6,7 (0,9)	6,9 (0,7)
	90e	13,0 (8,6)	11,9 (7,7)	10,9 (4,9)	9,7 (3,7)	10,7 (3,3)
Érecteurs du rachis (L1)	10e	7,0 (0,7)	6,6 (0,5)	6,9 (0,4)	7,4 (0,5)	8,0 (0,4)
	50e	14,3 (3,8)	13,3 (2,4)	13,8 (3,0)	14,9 (3,8)	15,6 (2,5)
	90e	28,7 (14,5)	24,9 (10,0)	26,1 (16,3)	27,6 (15,0)	27,6 (12,6)
Érecteurs du rachis (L3)	10e	6,6 (0,4)	6,5 (0,3)	6,4 (0,3)	6,7 (0,2)	7,6 (0,3)
	50e	15,4 (2,8)	14,2 (1,9)	13,6 (1,4)	15,6 (1,1)	16,8 (1,1)
	90e	33,5 (11,5)	30,6 (3,5)	29,7 (2,4)	32,9 (2,5)	33,3 (2,6)
Trapèzes supérieurs	10e	5,8 (0,6)	5,6 (0,7)	5,6 (0,7)	5,4 (0,9)	5,5 (1,7)
	50e	9,8 (5,2)	9,1 (4,4)	8,2 (4,0)	7,8 (5,7)	7,9 (6,6)
	90e	22,4 (12,2)	18,2 (11,7)	15,1 (10,1)	13,2 (11,4)	14,2 (12,5)
Deltoïdes antérieurs	10e	6,1 (0,4)	5,7 (0,6)	5,9 (0,9)	5,8 (1,6)	5,8 (2,1)
	50e	12,3 (2,3)	9,7 (2,2)	11,3 (3,4)	11,5 (3,9)	10,4 (4,8)
	90e	29,2 (6,3)	21,1 (5,7)	29,3 (6,2)	26,3 (8,0)	23,2 (8,3)
Deltoïdes médians	10e	5,4 (0,3)	5,3 (0,2)	5,3 (0,2)	5,4 (0,2)	5,3 (0,1)
	50e	7,9 (1,9)	7,2 (1,8)	7,1 (1,0)	7,0 (1,0)	6,5 (1,1)
	90e	15,4 (6,2)	13,5 (4,1)	11,5 (3,1)	11,2 (2,8)	9,8 (3,7)

Les activations musculaires lors de transferts de flancs légers (Tableau 5) ont affiché peu de différences notables au 10e percentile à l'exception des deltoïdes antérieurs et médians dont les activations augmentaient de 6 % et 12 % respectivement avec le Laevo. Les autres différences les plus notables se produisaient au 90e percentile. Le Laevo a réduit la sollicitation de érecteurs du rachis de plus de 10 % au niveau L1 et d'environ 7 % au niveau L3. Similairement, les trapèzes supérieurs ont montré une baisse d'activation de plus de 5 % avec le Laevo. Cependant, les deltoïdes médians ont subi une augmentation d'environ 10 % également lors de l'utilisation du Laevo. Enfin, le Biolift a provoqué une augmentation de plus de 12 % de la sollicitation des deltoïdes antérieurs.

Tableau 5 Activations musculaires moyennes (écart-type) en pourcentage des CVIM aux 10e, 50e et 90e percentiles lors des transferts de flancs légers.

Muscles	Percentile	Sans	Laevo	Biolift	Ekso	ShoulderX
Obliques externes	**10e**	5,3 (0,1)	5,3 (0,6)	5,3 (0,1)	5,3 (0,3)	5,2 (0,3)
	50e	6,6 (0,2)	5,3 (2,1)	6,9 (1,0)	6,5 (1,1)	6,0 (0,7)
	90e	9,9 (0,8)	5,2 (3,0)	11,3 (1,9)	9,7 (2,4)	8,6 (1,0)
Érecteurs du rachis (L1)	**10e**	6,5 (0,3)	6,9 (0,2)	6,5 (0,3)	6,2 (0,2)	6,6 (0,2)
	50e	11,0 (2,0)	6,5 (1,2)	11,3 (2,9)	10,1 (1,8)	10,9 (1,6)
	90e	16,6 (4,6)	6,0 (4,6)	17,7 (14,9)	15,7 (8,7)	16,8 (6,0)
Érecteurs du rachis (L3)	**10e**	6,2 (0,2)	11,3 (0,2)	6,2 (0,3)	6,1 (0,3)	6,3 (0,3)
	50e	10,0 (1,2)	9,7 (0,8)	10,2 (2,1)	10,1 (1,3)	10,3 (1,0)
	90e	15,5 (3,0)	8,6 (1,5)	16,2 (3,5)	15,9 (2,4)	16,7 (2,2)
Trapèzes supérieurs	**10e**	5,4 (1,0)	6,5 (0,6)	5,6 (1,0)	5,5 (0,7)	5,5 (0,9)
	50e	7,4 (3,4)	6,2 (2,6)	8,4 (3,3)	7,6 (2,6)	7,5 (2,9)
	90e	12,3 (6,3)	6,6 (4,4)	13,9 (6,0)	11,4 (4,7)	11,7 (5,4)
Deltoïdes antérieurs	**10e**	5,5 (1,1)	11,3 (0,6)	5,7 (0,9)	5,4 (0,7)	5,3 (1,0)
	50e	8,5 (3,2)	10,1 (2,4)	10,8 (2,9)	8,0 (2,6)	7,3 (2,8)
	90e	13,8 (4,9)	10,9 (4,2)	26,1 (4,8)	16,0 (4,9)	12,4 (4,6)
Deltoïdes médians	**10e**	5,1 (0,2)	17,7 (0,2)	5,1 (0,2)	5,5 (0,2)	5,4 (0,1)
	50e	5,6 (1,1)	15,7 (0,8)	6,3 (1,1)	7,2 (0,7)	6,4 (0,7)
	90e	6,9 (3,0)	16,8 (2,3)	8,2 (2,7)	9,2 (1,5)	7,8 (2,4)

Les résultats d'activations musculaires ne suivaient pas exactement les mêmes tendances lors de transferts lourds par rapport aux transferts légers (Tableau 6). Aucune différence notable à signaler au 10e percentile. Pour les activations musculaires au 90e percentile, on a constaté une réduction de près de 5 % des érecteurs du rachis à L3 avec le Biolift et une augmentation de près de 5 % des deltoïdes médians antérieurs avec le ShoulderX.

Tableau 6 Activations musculaires moyennes (écart-type) en pourcentage des CVIM aux 10e, 50e et 90e percentiles lors des transferts de flancs lourds.

Muscles	Percentile	Sans	Laevo	Biolift	Ekso	ShoulderX
Obliques externes	**10e**	5,4 (0,1)	5,3 (0,1)	5,3 (0,1)	5,3 (0,2)	5,3 (0,1)
	50e	7,1 (0,7)	6,9 (0,7)	6,8 (0,3)	6,9 (0,7)	7,1 (0,8)
	90e	11,2 (2,8)	10,3 (2,0)	10,8 (1,7)	11,2 (2,5)	11,2 (1,1)
Érecteurs du rachis (L1)	**10e**	7,1 (0,3)	6,7 (0,2)	6,5 (0,3)	6,4 (0,2)	7,2 (0,4)
	50e	14,6 (2,5)	13,0 (1,6)	12,2 (2,4)	11,6 (1,0)	13,5 (2,3)
	90e	23,4 (7,3)	21,3 (4,5)	20,2 (12,5)	20,1 (4,6)	23,2 (8,6)
Érecteurs du rachis (L3)	**10e**	7,6 (0,3)	6,9 (0,6)	6,3 (0,6)	6,1 (0,3)	6,8 (0,6)
	50e	14,6 (2,3)	12,9 (2,0)	11,2 (1,5)	11,2 (2,1)	12,9 (1,9)
	90e	24,4 (5,2)	21,6 (3,5)	19,7 (3,2)	20,7 (4,1)	23,6 (3,5)
Trapèzes supérieurs	**10e**	5,5 (2,5)	6,0 (1,5)	5,8 (0,9)	5,7 (0,6)	5,8 (1,3)
	50e	8,6 (7,3)	9,6 (4,9)	8,3 (3,3)	9,4 (3,0)	8,9 (4,5)
	90e	15,4 (11,3)	15,3 (7,7)	14,3 (5,9)	15,3 (6,8)	14,5 (8,3)
Deltoïdes antérieurs	**10e**	5,7 (1,2)	5,6 (0,8)	5,6 (0,9)	5,7 (0,6)	5,7 (1,4)
	50e	9,7 (4,9)	8,9 (3,6)	9,3 (3,2)	8,8 (2,0)	9,0 (3,8)
	90e	20,2 (7,9)	17,2 (5,6)	20,3 (6,2)	16,9 (5,3)	19,7 (7,5)
Deltoïdes médians	**10e**	5,2 (0,5)	5,2 (0,3)	5,2 (0,2)	5,3 (0,1)	6,0 (0,1)
	50e	6,3 (1,9)	6,5 (1,4)	6,2 (1,2)	6,4 (1,0)	10,7 (1,3)
	90e	9,1 (5,1)	9,6 (3,5)	9,3 (4,2)	9,2 (3,2)	13,8 (2,7)

3.2 Résultats en entreprise

Plusieurs résultats sont partiels en raison de problèmes encourus sur le terrain qui seront discutés par après. Les résultats d'EMG se concentreront sur les deux participantes, et le premier participant n'a pas pu essayer le Biolift. Les participantes et participants de la phase en entreprise sont dénommés « Participants 5 à 8 ».

3.2.1 Amplitude articulaire

L'amplitude des épaules était plus prononcée pour le participant 5 lorsqu'il portait les exosquelettes d'assistance aux épaules (Tableau 7). Au contraire, l'utilisation des exosquelettes réduisait son amplitude du dos (Tableau 8). Le participant 6 affichait plus d'amplitude des épaules uniquement lors du port de l'EVO Ekso (Tableau 7), alors que son amplitude du dos avait diminué principalement avec le ShoulderX (Tableau 8).

Tableau 7 Amplitudes des épaules (en degrés) avec et sans exosquelette lors des tâches en entreprise.

Amplitude des épaules		Exosquelette				
Participant	**Axe**	**Sans**	**Laevo**	**Biolift**	**Ekso**	**ShoulderX**
5	X	98	76		89	100
	Y	121	100		175	152
	Z	111	90		176	165
6	X	63	57	56	64	60
	Y	85	80	87	100	86
	Z	85	87	84	106	74
7	X	66	59	52	74	70
	Y	89	99	86	112	86
	Z	108	97	91	115	83
8	X	79	76	75	84	81
	Y	117	129	101	145	101
	Z	129	144	137	146	89

La participante 7 a utilisé plus d'amplitude des épaules avec l'Ekso, mais un peu moins d'amplitude avec le Biolift et le ShoulderX (Tableau 7). Son amplitude du dos a augmenté avec le Laevo, alors qu'elle a diminué avec les exosquelettes d'assistance aux épaules (Tableau 8). L'amplitude des épaules de la participante 8 a augmenté avec le Laevo et l'Ekso, alors qu'elle a réduit avec le ShoulderX (Tableau 7). Son amplitude du dos a diminué avec les exosquelettes d'assistance aux épaules et a montré des effets variés pour les exosquelettes d'assistance au dos (Tableau 8). En général, les effets ont été assez variés selon les participants et participantes et les modèles d'exosquelettes. Les résultats d'amplitude articulaire ont semblé indiquer que la technique utilisée pour réaliser la tâche pouvait changer en présence des exosquelettes.

Tableau 8 Amplitudes du dos (en degrés) avec et sans exosquelette lors des tâches en entreprise.

Amplitude du dos		Exosquelette				
Participant	Axe	Sans	Laevo	Biolift	Ekso	ShoulderX
5	X	51	41		30	34
	Y	55	43		41	35
	Z	49	44		31	29
6	X	32	27	31	22	18
	Y	40	24	42	28	19
	Z	16	16	27	28	16
7	X	28	37	25	21	17
	Y	43	56	45	27	29
	Z	37	44	36	42	32
8	X	42	53	33	28	37
	Y	41	54	48	21	26
	Z	62	52	69	50	43

3.2.2 Activation musculaire

Les activations musculaires ont souvent montré peu de différences entre les conditions expérimentales pour les deux participantes, mais on a observé certaines différences ciblées au 90^{e} percentile (Tableau 9). Les obliques externes de la participante 7 ont été moins activés de 2 % avec le Laevo. L'utilisation du ShoulderX par la participante 7 a provoqué des augmentations EMG de 4 % à L1, 9 % à L3 et de 8 % aux trapèzes supérieurs. Les sollicitations des deltoïdes antérieurs ont augmenté de 3 % avec le Biolift, alors qu'elles ont diminué de plus de 6 % avec l'Ekso. Pour la participante 7, on a remarqué une augmentation plus notable des sollicitations musculaires lors du port du ShoulderX, alors que les autres exosquelettes ont montré peu d'effet pour la tâche en entreprise.

L'utilisation de l'Ekso a augmenté de 3 % l'activation des érecteurs du rachis à L1 de la participante 8. La sollicitation des trapèzes supérieurs de la participante 8 a augmenté d'environ 7 % avec les exosquelettes d'assistance aux épaules. Le port du ShoulderX a diminué de 3 % l'activation des deltoïdes antérieurs de la participante 8. L'utilisation de l'Ekso a augmenté de près de 6 % la sollicitation des deltoïdes médians. Pour la participante 8, les exosquelettes d'assistance du dos n'ont pas eu d'effet notable sur les sollicitations musculaires, alors que les exosquelettes d'assistance aux épaules ont eu tendance à les augmenter en particulier avec l'Ekso.

Tableau 9 Activations musculaires en pourcentage des CVIM aux 10e, 50e et 90e percentiles lors de la tâche en entreprise pour les participantes 7 et 8.

Muscle	Perc.	Participante	Sans	Laevo	Biolift	Ekso	ShoulderX
Obliques externes	10e	P7	6,2	5,1	6,4	6,3	6,0
		P8	5,2	5,2	5,2	5,1	5,1
	50e	P7	7,2	5,8	7,4	7,3	7,1
		P8	6,7	6,7	6,1	6,2	5,9
	90e	P7	9,9	7,9	9,6	9,4	9,1
		P8	10,2	10,2	8,6	11,9	8,8
Érecteurs du rachis (L1)	10e	P7	5,6	6,1	5,8	5,7	6,1
		P8	6,0	6,0	6,6	6,5	6,2
	50e	P7	11,2	13,7	12,4	11,2	14,1
		P8	12,0	12,0	13,3	13,7	12,0
	90e	P7	29,7	31,8	32,4	29,0	34,1
		P8	21,5	21,5	22,2	24,7	22,4
Érecteurs du rachis (L3)	10e	P7	5,5	5,9	5,6	5,6	6,0
		P8	5,6	5,6	5,7	5,8	5,7
	50e	P7	10,4	13,8	11,3	10,4	13,9
		P8	8,9	8,9	9,4	10,1	9,4
	90e	P7	32,6	32,0	33,8	30,3	41,6
		P8	18,5	18,5	16,9	19,1	17,1
Trapèzes supérieurs	10e	P7	5,5	5,6	5,5	5,6	5,8
		P8	5,3	5,3	5,3	5,5	5,8
	50e	P7	9,3	9,6	9,0	9,2	10,6
		P8	7,1	7,1	7,1	8,4	9,8
	90e	P7	19,4	19,0	20,2	19,4	27,1
		P8	12,6	12,6	12,5	19,4	19,8
Deltoïdes antérieurs	10e	P7	5,6	5,6	5,6	5,3	5,5
		P8	5,5	5,5	5,5	5,6	5,5
	50e	P7	9,0	8,9	9,7	7,5	8,7
		P8	8,1	8,1	8,3	9,0	8,7
	90e	P7	18,9	17,9	22,0	13,3	17,6
		P8	20,8	20,8	21,8	20,7	17,8
Deltoïdes médians	10e	P7	5,3	5,3	5,3	5,3	5,2
		P8	5,5	5,5	5,4	5,5	5,4
	50e	P7	6,9	6,7	7,0	7,0	6,7
		P8	7,8	7,8	7,3	8,9	8,2
	90e	P7	11,6	11,9	12,6	13,4	11,3
		P8	14,1	14,1	13,5	20,0	17,6

3.4 Discussion sur la faisabilité et la polyvalence des mesures

Le rapport se concentrait sur la présentation de la méthode d'évaluation biomécanique des exosquelettes. Les résultats servaient d'exemple de démonstration en laboratoire et sur le terrain. En ce qui concerne la cinématique et l'analyse du mouvement, les exemples présentés se concentraient sur l'amplitude articulaire car cette mesure simple permettait de rapidement identifier de grandes divergences dans la technique utilisée pendant la réalisation de la tâche. Des mesures plus précises d'angles articulaires, de vélocité et d'accélération sont également disponibles pour le corps complet, mais n'ont pas été présentées. Par exemple, il serait possible d'extraire l'angle de flexion lombaire maximal ou d'observer un angle articulaire lors de l'activation maximale d'un muscle ou de calculer la fonction de distribution probable d'amplitude (Thamsuwan *et al.*, 2020).

Certaines problématiques de recherche terrain ont été vécues. La première tâche réalisée par les deux hommes en entreprise était très loin du local de préparation; ce délai provoquait un blocage du système EMG. Malheureusement, nous n'avons pas été en mesure de corriger ce problème avant l'autre tâche réalisée par les deux femmes. Une procédure de redétection des capteurs dans le logiciel permettait de poursuivre avec les mêmes signaux et éviter de recommencer l'instrumentation et les CVIM. Le premier participant n'a pas porté le Biolift parce que nous avions accumulé un peu de retard sur l'horaire prévu et la ligne de production avait arrêté pour la journée au moment où nous étions prêts pour la collecte de données. Ce type de problème est spécifique au milieu où les tests ont été réalisés et fait partie de la réalité de la mesure terrain.

Les données des centrales inertielles ont semblé acceptables pour les deux phases, malgré le fait que les perturbations magnétiques ou la dérive temporelle peuvent parfois grandement affecter l'exactitude de mesure (Robert-Lachaine *et al.*, 2017a). Puisque sur le terrain, il n'y a pas d'outil de vérification de la validité (Robert-Lachaine *et al.*, 2020), uniquement les erreurs très apparentes peuvent être décelées. Il est possible de contre-vérifier les postures à l'aide des images de la caméra digitale (Robert-Lachaine *et al.*, 2020), mais cette approche est très chronophage et sortait du cadre de notre projet. La visualisation en direct de la posture de l'avatar représentant le travailleur ou la travailleuse, tel que produit en temps réel par le logiciel du système XSens, était toujours effectuée afin d'éviter cette source d'erreur. Lorsqu'une déviation apparente d'un segment corporel était perçue, un nouveau calibrage du système XSens était effectué. Ce type de correction a été fait deux fois avant le début d'une collecte et une fois une collecte a été interrompue pour recalibrer, donc il importe de demeurer vigilant en tout temps.

La proximité des différents capteurs et leur interaction avec les exosquelettes n'ont pas été un enjeu pour les quatre exosquelettes testés. L'ensemble des muscles et des segments corporels ont été suivis tout au long des collectes sans détecter de problème majeur. Les précautions prises dans le choix de positionnement des senseurs ont donc porté fruit. Par exemple, les électrodes sur les trapèzes supérieurs avaient été placées

légèrement plus haut pour éviter le contact et la friction avec les bretelles des exosquelettes. La durée des mesures ne nous a pas posé de problème; les logiciels ont recueilli adéquatement les données. L'autonomie des batteries a été suffisante pour les collectes en entreprise qui s'étendaient sur environ 3 à 4 heures par participant et participante. La synchronisation par le logiciel XSens a bien fonctionné. Cependant, ce logiciel n'est pas adapté à la visualisation des signaux EMG. Donc, l'utilisation du système Trigno Discover de Delsys apparaît comme une meilleure solution terrain que nous allons tester ultérieurement. Lorsque la communication entre les capteurs et l'ordinateur est momentanément interrompue, il peut y avoir une période de récupération des données stockées en mémoire interne à la fin de l'essai. Cette étape oblige une attente supplémentaire tout en gardant les capteurs près de l'ordinateur avant de poursuivre. La distance entre le participant ou la participante et le poste d'acquisition en est généralement la cause. Dans notre cas, ce problème s'est manifesté lorsqu'un participant avait dû faire sa tâche à un étage supérieur plus loin.

Les différences entre les mesures en laboratoire et en entreprise étaient mineures. L'analyse du mouvement a bien été complétée pour les deux phases, sans différence notable. L'activation musculaire des deux femmes en entreprise était assez comparable en ce qui a trait à la tâche de manutention asymétrique en laboratoire. Ces constats renforcent l'impression que la méthode a bien fonctionné sur le terrain. Les problèmes encourus sont maintenant connus, ce qui nous permet d'entrevoir avec optimisme l'utilisation de cette méthode pour de futures mesures en milieu de travail. Certaines perspectives seraient d'implémenter des analyses de caractérisation des moments de force. Une approche utilisée pour les exosquelettes lombaires est de caractériser la courbe du moment de force en flexion et en extension par rapport à l'angle de l'exosquelette. Ces données proviennent habituellement de tests mécaniques en laboratoire à l'aide de dynamomètre (Madinei *et al.*, 2022; Madinei et Nussbaum, 2023). Ensuite, le moment de force provenant de l'exosquelette sur le terrain peut être déduit par rapport à la cinématique et l'utilisation de la courbe. Enfin, le moment de l'exosquelette peut être soustrait (Koopman *et al.*, 2020) du moment total calculé au bas du dos à L5/S1 par dynamique inverse à l'aide des centrales inertielles (Muller *et al.*, 2022). Une autre possibilité est l'utilisation de capteurs de forces directement aux points d'appui des exosquelettes qui permettrait de vérifier les calculs de moments de force. Le défi demeure que ce type d'approche demeure propice à la mesure terrain en termes d'instruments transportables sans fil et soit polyvalent pour plusieurs types d'exosquelettes.

3.5 Discussion sur les mesures biomécaniques

Les résultats d'amplitude articulaire suggèrent que le port d'exosquelette peut influencer la technique utilisée, mais un plus grand échantillon de participants et participantes serait nécessaire pour confirmer cette tendance. Les résultats d'EMG lors de l'utilisation d'exosquelettes montrent une très grande disparité à travers la littérature, principalement en raison de divergences méthodologiques. Un aspect important à considérer lors de

l'interprétation des résultats d'EMG est la façon de rapporter ces résultats. Afin d'accélérer les collectes en milieu de travail, une pratique commune est de ne pas réaliser de contractions de référence pour normaliser les signaux EMG. Or, l'utilisation des données d'EMG brutes en microvolts (µV) pour interpréter l'effet du port de l'exosquelette mène souvent à une surestimation de cet effet. Par exemple, si on obtient 150 µV lors de la condition sans exosquelette et 135 µV lors de la condition avec exosquelette, l'interprétation directe est une baisse de 10 % de l'EMG, soit (150 – 135) ÷ 150 = 10 %. Cependant, si on normalise les mêmes données avec une contraction maximale de 750 µV, l'interprétation est une baisse de seulement 2 % CVIM, soit (150 –135) ÷ 750 × 100 = 2 %. L'utilisation d'une CVIM est donc nécessaire pour obtenir une estimation juste de l'effet.

Les études expérimentales en milieu de travail, où la tâche est comparée avec et sans exosquelette, n'offrent souvent pas les conditions idéales de comparaison. En effet, à moins que la tâche soit très répétitive et qu'elle implique toujours les mêmes gestes, les différents éléments contextuels inhérents au travail réel font que la tâche réalisée avec l'exosquelette ne sera pas identique à la tâche réalisée sans exosquelette. Ces sources de variation indésirables risquent alors d'être plus grandes que les sources de variation contrôlées sur le plan statistique comme l'effet de l'exosquelette. Une stratégie permettant de mitiger cet enjeu est d'adapter l'échantillonnage par rapport à la durée et la variabilité des sous-tâches et techniques utilisées afin d'obtenir des données comparables (Mathiassen *et al.*, 2002; Mathiassen *et al.*, 2003). Enfin, l'ajustement et les réglages de l'exosquelette, ainsi que la période de familiarisation sont d'autres sources de variation qu'il faut tenter de minimiser.

De manière à vérifier sommairement notre protocole de mesure, il est d'intérêt de comparer nos résultats avec les études qui se rapprochent le plus de nos conditions expérimentales en termes d'exosquelettes utilisés et tâches mesurées. Une étude terrain et laboratoire n'obtenait aucune différence significative de l'activation musculaire des érecteurs du rachis normalisée avec une tâche de référence en utilisant le Laevo (Thamsuwan *et al.*, 2020). Cependant, des baisses non significatives atteignant 48-65 % lors de tâches agricoles étaient parfois observées, alors que les tâches de manutention et postures contrôlées pouvaient augmenter l'activation musculaire. Une version précédente du Laevo à celui que nous avons testé avait montré des effets significatifs de réduction de l'activation musculaire lombaire (variant de 11 à 57 % CVIM) lors de postures statiques (Koopman *et al.*, 2019), et de moindre ampleur (8 % CVIM) lors de la manutention symétrique (Koopman *et al.*, 2020). Une autre étude de manutention en laboratoire n'obtenait pas de différence significative sur l'activation normalisée des érecteurs du rachis lors du port du Laevo (Madinei *et al.*, 2020). Dans cette étude, les amplitudes maximales d'environ 37 % CVIM étaient plus élevées que dans notre étude à 25 % au 90^{e} percentile, mais la tâche était répétée sur une beaucoup plus longue durée (40 vs 10 répétitions) et l'échantillon comprenait beaucoup de femmes. Le port du Laevo pendant une tâche de manutention en laboratoire augmentait l'activation des érecteurs du rachis

au 10^{e} percentile et la diminuait au 50^{e} et 90^{e} percentiles (Luger *et al.*, 2021). L'amplitude d'activation des érecteurs du rachis était d'environ 17 % CVIM au 50^{e} percentile et de 32 % CVIM au 90^{e} percentile (Luger *et al.*, 2021), en comparaison notre étude montrait des activations légèrement inférieures à environ 14 % et 25 % respectivement dans ces conditions. Cependant, la procédure de réalisation des contractions maximales différait, la masse de la boîte était légèrement supérieure (11,6 kg vs 10 kg) et une technique en *stoop* ou en *squat* était imposée ce qui peut expliquer cette légère différence.

Pour plusieurs postures et gestes contrôlés, aucune différence significative n'a été observée en utilisant le ShoulderX (De Bock *et al.*, 2021). Durant des tâches de manutention en entreprise, l'utilisation du ShoulderX augmentait l'activation des érecteurs du rachis et du biceps femoris normalisée avec des CVIM (De Bock *et al.*, 2021). Le port de l'Ekso réduisait l'activation des deltoïdes antérieurs et médians normalisé avec des CVIM lors de tâches simulées en hauteur de scellage (Jorgensen *et al.*, 2022a) et de rivetage (Jorgensen *et al.*, 2022b). La plupart de ces résultats sont en accord avec notre étude, les différences EMG dues au port d'exosquelettes sont souvent de faible amplitude. Les écarts plus marqués sont très dépendants des tâches ou conditions expérimentales. L'inclusion de muscles de différentes articulations permet d'évaluer la redistribution des efforts (Jorgensen *et al.*, 2022a, 2022b). Lors des transferts légers en laboratoire avec le Laevo, les activations des érecteurs du rachis et des trapèzes supérieurs avaient diminué, alors que celles des deltoïdes médians avaient augmenté. Il serait pertinent d'investiguer cette tendance sur un plus grand échantillon et d'explorer les variables cinématiques pour cette condition expérimentale.

Certaines limites de l'étude doivent être mentionnées. La méthode pourrait inclure des paramètres physiologiques comme la fréquence cardiaque pour augmenter la portée. Compte tenu de la faible taille d'échantillon, la méthode biomécanique n'a été pas vérifiée sur tous les types de morphologies. Le développement des exosquelettes est très marqué depuis quelques années. Notre équipe de recherche a constaté l'évolution rapide dans ce domaine. Nous avons discuté et essayé plusieurs modèles de divers fabricants d'exosquelettes tout au long du projet. Il importe de mentionner que les exosquelettes testés dans ce projet nous apparaissent moins performants que les modèles les plus récents disponibles sur le marché. De plus, les travailleuses et travailleurs n'avaient jamais porté d'exosquelette et ne connaissaient pas nécessairement ces dispositifs. Une période de familiarisation et d'appropriation des exosquelettes permettrait de mieux évaluer le potentiel lors de travail réel. Ce type d'approche permettrait de documenter l'efficacité à moyen ou long terme qui demeure inconnue. L'importance de l'arrimage entre la tâche et l'exosquelette testé est devenue évidente pendant le projet. Chaque exosquelette offre un meilleur potentiel lorsque son assistance est directement orientée vers la tâche et qu'il n'est pas nuisible à l'ensemble des actions. C'est dans cette optique que le projet 2022-0022 offre un accompagnement par des ergonomes et une utilisation progressive sur des tâches dont l'arrimage semble plus adéquat en entreprise avant de réaliser des mesures biomécaniques.

3.6 Conclusion

L'objectif principal de cette activité de recherche est atteint, puisque la méthode d'évaluation biomécanique de l'exposition physique des exosquelettes a été élaborée. Sa polyvalence a été testée dans un milieu de travail simulé en laboratoire et lors de travail industriel en milieu réel sur quatre différents exosquelettes. La méthode apparaît assez générique pour être généralisée à l'évaluation de différents types d'exosquelettes d'assistance du dos ou des épaules. La méthode permet d'analyser le mouvement et d'extraire une multitude de paramètres liés à la cinématique. L'utilisation de l'électromyographie permet de mesurer le taux de sollicitation musculaire et indique le potentiel de réduction de l'effort. Les données préliminaires indiquent un potentiel assez limité des quatre exosquelettes testés à réduire l'exposition physique lors de tâches contrôlées de manutention et de transferts de flancs. La méthode développée est actuellement déployée sur d'autres exosquelettes dans différentes entreprises afin de poursuivre cette démarche d'exploration du potentiel des exosquelettes en SST.

BIBLIOGRAPHIE

Alemi, M. M., Madinei, S., Kim, S., Srinivasan, D. et Nussbaum, M. A. (2020). Effects of two passive back-support exoskeletons on muscle activity, energy expenditure, and subjective assessments during repetitive lifting. *Human Factors, 62*(3), 458-474. https://doi.org/10.1177/0018720819897669

Borg, G. A. V. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 14*(5), 377-381. https://doi.org/10.1249/00005768-198205000-00012

Butler, H. L., Newell, R., Hubley-Kozey, C. L. et Kozey, J. W. (2009). The interpretation of abdominal wall muscle recruitment strategies change when the electrocardiogram (ECG) is removed from the electromyogram (EMG). *Journal of Electromyography and Kinesiology, 19*(2), e102-e113. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.10.004

Castelein, B., Cagnie, B., Parlevliet, T. et Cools, A. (2016). Scapulothoracic muscle activity during elevation exercises measured with surface and fine wire EMG: A comparative study between patients with subacromial impingement syndrome and healthy controls. *Manual Therapy, 23*, 33-39. https://doi.org/10.1016/j.math.2016.03.007

Chaumeil, A., Lahkar, B. K., Dumas, R., Muller, A. et Robert, T. (2024). Agreement between a markerless and a marker-based motion capture systems for balance related quantities. *Journal of Biomechanics, 165*, article 112018. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.112018

Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail. (2023). *Statistiques sur les lésions attribuables aux troubles musculosquelettiques (TMS) en milieu de travail 2019-2022*. CNESST.

Dal Maso, F., Marion, P. et Begon, M. (2016). Optimal combinations of isometric normalization tests for the production of maximum voluntary activation of the shoulder muscles. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 97*(9), 1542-1551.2. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.12.024

De Bock, S., Ghillebert, J., Govaerts, R., Elprama, S. A., Marusic, U., Serrien, B., . . . De Pauw, K. (2021). Passive shoulder exoskeletons: More effective in the lab than in the field? *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 29*, 173-183. https://doi.org/10.1109/TNSRE.2020.3041906

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

de Looze, M. P., Bosch, T., Krause, F., Stadler, K. S. et 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

Ghezelbash, F., Hossein Eskandari, A., Robert-Lachaine, X., Cao, S., Pesteie, M., Qiao, Z., . . . Larivière, C. (2024). Machine learning applications in spine biomechanics. *Journal of Biomechanics, 166*, article 111967. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.111967

Gillette, J. C., Saadat, S. et Butler, T. (2022). Electromyography-based fatigue assessment of an upper body exoskeleton during automotive assembly. *Wearable Technologies, 3*, article e23. https://doi.org/10.1017/wtc.2022.20

Hermens, H. J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., . . . Hägg, G. (1999). *European recommendations for surface electromyography*. Roessingh Research and Development.

Jezernik, S., Colombo, G., Keller, T., Frueh, H. et Morari, M. (2003). Robotic orthosis lokomat: A rehabilitation and research tool. *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface, 6*(2), 108-115. https://doi.org/10.1046/j.1525-1403.2003.03017.x

Jorgensen, M. J., Hakansson, N. A. et Desai, J. (2022a). The impact of passive shoulder exoskeletons during simulated aircraft manufacturing sealing tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics, 91*, article 103337. https://doi.org/10.1016/j.ergon.2022.103337

Jorgensen, M. J., Hakansson, N. A. et Desai, J. (2022b). Influence of different passive shoulder exoskeletons on shoulder and torso muscle activation during simulated horizontal and vertical aircraft squeeze riveting tasks. *Applied Ergonomics, 104*, article 103822. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2022.103822

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

Koopman, A. S., Kingma, I., Faber, G. S., de Looze, M. P. et van Dieen, 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

Lahkar, B. K., Muller, A., Dumas, R., Reveret, L. et Robert, T. (2022). Accuracy of a markerless motion capture system in estimating upper extremity kinematics during boxing. *Frontiers in Sports and Active Living, 4*, article 939980. https://doi.org/10.3389/fspor.2022.939980

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

Luger, T., Baer, M., Seibt, R., Rimmele, P., Rieger, M. A. et 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*, article 103530. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2021.103530

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

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

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

Makinson, B. J. (1971). *Research and development prototype for machine augmentation of human strength and endurance: Hardiman I project*. General Electric Co Schenectady NY Specialty Materials Handling Products.

Mathiassen, S. E., Burdorf, A. et Van Der Beek, A. J. (2002). Statistical power and measurement allocation in ergonomic intervention studies assessing upper trapezius EMG amplitude: A case study of assembly work. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 12*(1), 45-57. https://doi.org/10.1016/S1050-6411(01)00028-1

Mathiassen, S. E., Burdorf, A., Van Der Beek, A. J. et Hansson, G.-Å. (2003). Efficient one-day sampling of mechanical job exposure data: A study based on upper trapezius activity in cleaners and office workers. *AIHA Journal, 64*(2), 196-211. https://doi.org/10.1080/15428110308984809

Muller, A., Mecheri, H., Corbeil, P., Plamondon, A. et Robert-Lachaine, X. (2022). Inertial motion capture-based estimation of L5/S1 moments during manual materials handling. *Sensors, 22*(17), article 6454. https://doi.org/10.3390/s22176454

Needham, L., Evans, M., Wade, L., Cosker, D. P., McGuigan, M. P., Bilzon, J. L. et Colyer, S. L. (2022). The development and evaluation of a fully automated markerless motion capture workflow. *Journal of Biomechanics, 144*, article 111338. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111338

Robert-Lachaine, X., Larue, C., Denis, D., Delisle, A., Mecheri, H., Corbeil, P. et Plamondon, A. (2020). Feasibility of quantifying the physical exposure of materials handlers in the workplace with magnetic and inertial measurement units. *Ergonomics, 63*(3), 283-292. https://doi.org/10.1080/00140139.2019.1612941

Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Larue, C. et Plamondon, A. (2017a). Effect of local magnetic field disturbances on inertial measurement units accuracy. *Applied Ergonomics, 63*, 123-132. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.04.011

Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Larue, C. et Plamondon, A. (2017b). Validation of inertial measurement units with an optoelectronic system for whole-body motion analysis.

Medical & Biological Engineering & Computing, 55(4), 609-619. https://doi.org/10.1007/s11517-016-1537-2

Thamsuwan, O., Milosavljevic, S., Srinivasan, D. et 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

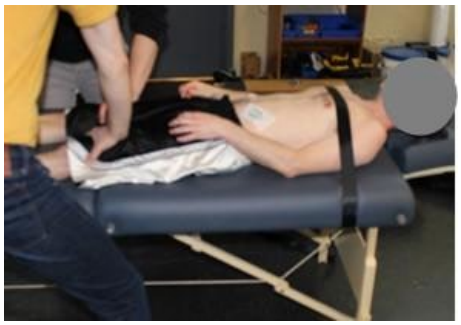
van Sluijs, R. M., Rodriguez-Cianca, D., Sanz-Morère, C. B., Massardi, S., Bartenbach, V. et Torricelli, D. (2023). A method to quantify the reduction of back and hip muscle fatigue of lift-support exoskeletons. *Wearable Technologies, 4*, article e2. https://doi.org/10.1017/wtc.2022.32

Wade, L., Needham, L., McGuigan, P. et Bilzon, J. (2022). Applications and limitations of current markerless motion capture methods for clinical gait biomechanics. *PeerJ, 10*, article e12995. https://doi.org/10.7717/peerj.12995

ANNEXE A

A.I Informations méthodologiques supplémentaires

Tableau A1 Procédures pour la réalisation des CVIM

Groupes musculaires	Description de la procédure	Image
Obliques externes	Le participant est installé en position couchée sur le dos, puis une sangle qui passe dessous la table et s'appuie sur le haut du thorax est ajustée afin qu'elle soit serrée. Le participant effectue un effort en flexion du tronc en forçant l'épaule gauche vers le haut et la droite, puis l'épaule droite vers le haut et la gauche dans le même essai.	
Érecteurs du rachis iliocostalis (L3) et longissimus (L1)	Le participant est installé en position couchée sur le ventre, puis une sangle qui passe dessous la table et s'appuie sur les omoplates est ajustée afin qu'elle soit serrée. Le participant effectue un effort en extension du tronc pendant que l'expérimentateur maintient les jambes en place. Au besoin, il serait possible d'ajouter un appui de l'expérimentateur sur les épaules du participant.	
Trapèze supérieur	Le participant est en position assise et son bras est en abduction à 90° avec la paume de la main vers le bas. L'expérimentateur effectue une résistance sur l'avant-bras et le coude du participant qui force en abduction de l'épaule. Par rapport à 15 tests pour les muscles de l'épaule, cet exercice obtenait le plus haut pourcentage maximal de 83,8 % (Dal Maso *et al.*, 2016).	

	Un mouvement de redressement des épaules (*shrug*) sera également effectué. Le participant se placera en position debout en plaçant ses pieds sur une planche de bois. Il tiendra une barre dans ses mains avec une prise assez large pour tenter de placer les épaules à 30° d'abduction à hauteur des cuisses avec les pouces vers l'intérieur. La barre sera reliée à l'aide d'une chaîne ajustable à la planche au sol, puis le participant effectuera un effort de redressement des épaules vers le haut et l'arrière.	
Deltoïde antérieur	Le participant est en position assise et son bras est en flexion à 90° avec la paume de la main vers le bas. L'expérimentateur effectue une résistance sur l'avant-bras et le coude du participant qui force en flexion de l'épaule. Par rapport à 15 tests pour les muscles de l'épaule, cet exercice obtenait le plus haut pourcentage maximal de 89,9 % (Dal Maso *et al.*, 2016).	
Deltoïde médian	Le participant est en position couchée et son bras est placé horizontalement en flexion à 180° en ligne avec les fibres du trapèze inférieur avec le pouce qui pointe vers le haut. L'expérimentateur effectue une résistance sur le bras et le coude du participant qui force en flexion de l'épaule. Par rapport à 15 tests pour les muscles de l'épaule, cet exercice obtenait le plus haut pourcentage maximal de 89,5 % (Dal Maso *et al.*, 2016).	

A.II Réglages et ajustements des quatre modèles d'exosquelettes

A.II.I Laevo

Trois grandeurs ont été achetées, soit *small* (164 à 172 cm), *medium* (172 à 180 cm) et *large* (180 à 188 cm). La grandeur était choisie selon la taille du participant. Les étapes d'installation étaient :

1. Porter le Laevo comme une veste en enfilant les bretelles.
2. Refermer le coussin pectoral.
3. Fermez la boucle de la ceinture au niveau de la hanche à l'avant.
4. Régler et tendre les bretelles.
5. Vérifier les mouvements; s'ils irritent le torse ou le ventre, passer à une grandeur supérieure; s'ils irritent le bras, le cou ou les aisselles, passer à une taille inférieure.

Un réglage était également possible; réduire l'angle initial à l'aide du levier situé à l'arrière du *Smartjoint* jusqu'à ce que le coussin pectoral appuie légèrement contre la poitrine en position droite et naturelle. Effectuer le même réglage gauche/droite.

A.II.II Biolift

Les ajustements ont été déterminés à partir d'une petite fiche d'utilisation, puisqu'il n'y a pas de guide d'utilisateur disponible à ce jour. Cet exosquelette est conçu pour s'adapter à différentes anthropométries à l'aide des ajustements des pièces et courroies. Il n'y a pas de réglage possible par l'utilisateur ou l'utilisatrice pour le niveau et les zones d'assistance. Biolift nous avait indiqué la possibilité de faire certains réglages si on leur renvoyait l'exosquelette en précisant les besoins, mais il ne semblait pas possible d'augmenter le niveau d'assistance. Les étapes d'installation étaient :

1. Régler la taille de la ceinture à l'arrière, la grosse courroie du bassin (les tailles 1 à 5 correspondent respectivement à 46, 42, 38, 34 et 30 cm) et celle qui passe sous les fesses.
2. Enfiler l'exosquelette comme un sac à dos.
3. Attacher l'exosquelette au niveau du thorax, du bassin et des cuisses.
4. S'assurer que les axes de flexion de l'exosquelette et de la hanche soient alignés.

A.II.III ShoulderX SuitX

Des ajustements en largeur et en longueur sont possibles sur la structure du dos. La longueur des bras d'assistance sont également ajustables. Il faut s'assurer de faire des ajustements symétriques. Les étapes d'installation étaient :

1. Mettre comme un sac à dos.

2. Attacher la ceinture.
3. Positionner les coussins pour obtenir un appui sur les hanches.
4. Serrer la ceinture.
5. Attacher la courroie du sternum.
6. Serrer les courroies des épaules.
7. Débarrer les bras articulés et tourner vers l'avant.
8. Placer le bras dans le support et attacher la courroie.

Le ShoulderX permet de régler la plage articulaire et par le fait même l'angle auquel le moment maximal est appliqué. Il peut également être désactivé ou activé à l'aide d'un bouton. On peut choisir entre 60°, 75°, 90°, 105° et 120° d'élévation du bras pour l'angle auquel le moment maximal est appliqué. Dans chaque cas, la plage articulaire s'étendra environ 40° au-dessus de cet angle et 90° en-dessous de cet angle. Pour notre situation de transfert, les bras restent assez bas, donc nous avons opté pour l'angle de 60° auquel le moment maximal est appliqué, ce qui donne une plage articulaire d'environ -30° à 100° et un début de support à -10°.L'activation et la désactivation se ferait à un angle d'élévation du bras de 100°. Un réglage de l'intensité d'assistance est également possible à l'aide de boutons pivotants, nous avons fixé au maximum d'assistance au préalable.

A.II.IV Ekso Work Vest

Cet exosquelette est également utilisable pour différents gabarits à l'aide de pièces ajustables de différentes grandeurs (S/M/L/XL) et de l'ajustement du tube central (2 zones à 6 niveaux). Il est recommandé de faire des mesures anthropométriques :

- Tour de taille. Si entre 66 et 92 cm, utiliser ceinture S/M. Si entre 92 et 118 cm, utiliser ceinture L/XL.
- Distance entre crête iliaque et bout de l'acromion. Si entre 37 et 49 cm, ajuster la tige entre B1 et B6. Si entre 47 et 59 cm, ajuster la tige entre A1 et A6.
- Circonférence du bras partie proximale sous l'aisselle. Si 23-28 cm, utiliser S; si 28-36 cm, utiliser M; si 36-44 cm, utiliser L.
- Longueur de bras de l'aisselle au coude.
- Circonférence du bras partie du distale près du coude.

Tableau A2 Détermination des grandeurs des pièces pour l'Ekso Work Vest.

Sélection de la grandeur pour la pièce de support du bras		Longueur du bras		
		20-25 cm	**25-30 cm**	**25-30 cm +**
Circonférence biceps	23-29 cm	S	S	S
	29-35 cm	S	S/M	M
	35-42 cm	M	L	L

Les étapes d'installation sont presque identiques à celles du ShoulderX. Différents ressorts offrant un support de niveau 1 à 4 (2.2 à 6.8 kg) peuvent être utilisés. Nous avons utilisé le support maximal de niveau 4 offrant environ 5,4-6.8 kg d'assistance. Trois zones d'activation sont utilisables, basse qui débute à 15° d'élévation du bras et atteint un maximum d'assistance à 105°, standard qui débute à 25° d'élévation du bras et atteint un maximum d'assistance à 115° et haute qui débute à 35° d'élévation du bras et atteint un maximum d'assistance à 125°. Pour les tâches à réaliser, la zone basse semblait la plus appropriée; le réglage a été fait en amont.

ANNEXE B

B.I Données supplémentaires collectées

Une caméra digitale était utilisée pour suivre le déroulement du protocole. Elle était placée sagittalement à l'activité principale et elle était synchronisée avec les autres mesures dans le logiciel Xsens. Après chacune des quatre tâches de travail, un suivi de l'effort perçu par le participant était effectué à l'aide de l'échelle de Borg sur 20 (Borg, 1982).

Les réponses subjectives à deux questions courtes ont été enregistrées à la suite de l'utilisation de chaque exosquelette.

1. Quels sont les principaux avantages et désavantages de cet exosquelette?
2. Sentiez-vous que l'exosquelette vous aidait à accomplir les tâches et qu'il serait utile pendant une situation de travail réelle?

Les enregistrements audios ont été retranscris automatiquement dans Office 365, puis une assistante a corrigé le texte en écoutant les entrevues. Par la suite, un codage a été effectué pour énumérer les concepts évoqués par les participants. Les concepts ou les mots clés ont été synthétisés dans un tableau. Afin de regrouper certaines catégories, des éléments tels que la douleur, l'inconfort, des points de pression, de la friction ou de l'irritation ont été regroupés.

B.II Résultats de perception de l'effort

Les résultats de perception de l'effort selon l'échelle du Borg sur 20 pour les quatre tâches en laboratoire sont présentés dans le Tableau B1. Les valeurs étaient très similaires pour les deux tâches de manutention. La perception de l'effort était généralement équivalente ou légèrement supérieure de 0,25 à 1 sur 20 lorsque les exosquelettes étaient utilisés pour les tâches de transfert des flancs.

Tableau B1 Moyenne de perception de l'effort selon l'échelle de Borg sur 20 pour les quatre tâches en laboratoire.

Exosquelette	Manutention symétrique	Manutention asymétrique	Transferts légers	Transferts lourds
Sans	10,5	12	11	12,75
Laevo	10,5	12	11,25	13,5
Biolift	10,25	12,25	11,5	13,5
Ekso	10,75	12	12	13,75
ShoulderX	11,25	12,25	11,5	13,25

B.III Réponses aux questions courtes en laboratoires

Les réponses des participants aux questions étaient souvent similaires, mais on remarquait quelques réponses individuelles (Tableau B2). Le principal avantage énoncé était en lien direct avec la fonction principale de l'exosquelette, tel qu'une aide au redressement ou aux mouvements des bras. Certains commentaires étaient liés au confort et à la facilité d'utilisation comme léger ou discret particulièrement pour le Laevo. Certains participants n'identifiaient aucun avantage aux exosquelettes d'assistance aux épaules. Le principal désavantage noté pour tous les exosquelettes était de forcer contre le dispositif. Les inconforts ou douleurs aux bras étaient fréquemment rapportés pour les exosquelettes d'assistance aux épaules. Le Biolift et l'Ekso étaient parfois qualifiés de lourd. Les modèles d'épaule étaient jugés encombrant. Les participants ont souvent mentionné que les exosquelettes n'étaient pas utiles aux tâches testées ou à d'autres tâches en entreprise.

Tableau B2 Synthèse des commentaires énoncés lors de la phase en laboratoire (les numéros des participants sont inscrits entre parenthèses).

Exosquelette	Avantages	Désavantages	Utilité en entreprise
Laevo	Aide à se baisser et redresser (1, 4) Léger (2, 4) Discret (2) Confortable (3, 4) Bonne amplitude (4)	Réduction de l'amplitude (1) Instable (2) Forcer contre (2) Assistance insuffisante (3)	Aide un peu pour les caisses, mais pas pour les transferts (1, 3) Pas utile aux tâches testées (2, 4)
Biolift	Aide à se baisser et redresser (1, 2, 3, 4)	Lourd (1, 4) Assistance insuffisante (1, 3, 4) Forcer contre (2, 4) Inconfort genoux (3) Installation difficile (3)	Utile pour une tâche où on se penche fréquemment (1, 2) Pas utile aux tâches testées (2, 3, 4)
Ekso	Aide aux bras (1) Aucun (2, 3) Aide à porter loin (4)	Inconfort / douleur au bras (1, 2, 3) Lourd (2) Forcer contre (3, 4) Encombrant (3) Coordination plus difficile (4)	Pas utile en entreprise (1, 2, 3) Pas utile aux tâches testées (2) Pourrait aider à des tâches en hauteur (2, 4)
ShoulderX	Aide aux bras (1, 3) Assez léger (2) Maintenir le bras en hauteur (2) Confortable (2) Aucun (4)	Forcer contre (1) Plage d'assistance limitée (2) Inconfort / douleur et pression au bras / friction dos (3, 4) Encombrant (4)	Peut aider selon la tâche en entreprise (1, 2, 3) Aide un peu pour les transferts (1, 3) Pas utile aux tâches testées (2, 4)

B.IV Réponses aux questions courtes en entreprise

Les réponses des participantes et participants en entreprise variaient selon les tâches effectuées et l'articulation assistée par les exosquelettes (Tableau B3). Tout comme en laboratoire, le principal avantage évoqué était en lien avec la fonction principale de l'exosquelette, tel qu'un support au dos ou aux épaules. Pour la deuxième tâche réalisée par les participantes 7 et 8, elles rapportaient une aide à la posture. Des commentaires sur l'aération, le poids léger ou le confort variaient selon les participants et participantes.

Tableau B3 Synthèse des commentaires énoncés lors de la phase en entreprise (les numéros des participantes et participants sont inscrits entre parenthèses).

Exosquelette	Avantages	Désavantages	Utilité en entreprise
Laevo	Aide à se baisser et redresser (5, 6, 8) Léger (5, 6) Bien aérer (5) Aide à maintenir le dos droit (7)	Aucun (5) Encombrant (6) Instable (7, 8) Forcer contre (8)	Pas utile pour son travail (5, 8) Pourrait aider à la palettisation (5, 6, 8) Pourrait aider à se pencher (6) Aide pour le dos, moins forçant (7)
Biolift	Supporte le dos (6) Aide à maintenir le dos droit (7) Confortable (8)	Marche et escalier plus difficile (6) Pression genou (7) Pas symétrique (8)	Pourrait aider à se pencher (6, 8) Aide pour le dos, moins forçant (7)
Ekso	Aide pour distance plus grande (5) Léger (5) Confortable (5) Soutien des bras (6, 7) Meilleure posture (8)	Aucun (5) Douleur / Inconfort / frottement (6, 8) Contraignant, moins d'amplitude (6) Encombrant (6) Forcer contre (7) Instable (8)	Aide un peu au transfert des flancs (5, 6) Pourrait aider au poste des presses (décrochage) (5, 6, 8) Pas utile pour son travail (7, 8)
ShoulderX	Aide aux épaules (5, 6) Soutien des bras (7) Aucun (8)	Forcer contre (5, 6) Douleur / inconfort / pression au bras (5, 6, 7, 8) Chaud (5) Contraignant, moins d'amplitude (6)	Pas utile pour son travail (5, 6, 7, 8) Pourrait aider à soulever en hauteur (5, 8) Pourrait aider à supporter les bras en l'air (6, 7)

Forcer contre le dispositif était moins fréquemment rapporté qu'en laboratoire. En entreprise, les douleurs ou inconforts étaient ressentis par deux participants avec l'Ekso et par tous les participants et participantes avec le ShoulderX. Les deux femmes considéraient le Laevo instable avec son appui sur le thorax. La plupart des participants et participantes ne trouvaient pas que les exosquelettes les aidaient dans leur travail en

particulier le ShoulderX. Toutefois, la participante 7 considérait que les modèles de dos l'aidaient pour son travail et les deux hommes au poste de l'injection constataient une légère aide de l'Ekso. Ils mentionnaient une utilité potentielle pour la palettisation ou se pencher fréquemment pour les modèles de dos; et le décrochage, supporter les bras ou soulever en hauteur pour les modèles d'épaules.

Bien qu'un avantage souvent décrit par les participantes et participants était l'assistance au mouvement des membres ou de l'articulation ciblée par l'exosquelette, l'utilité en entreprise était souvent absente. Ces commentaires rejoignent les faibles effets observés sur l'activation musculaire. Cependant, les participantes et participants mentionnaient que l'exosquelette pourrait s'avérer utile pour d'autres tâches ailleurs dans leur entreprise ou pour d'autres milieux de travail, mais ces commentaires demeurent spéculatifs. Une importante critique était les inconforts ou douleurs rapportés, ce qui rend une utilisation plus longue en situation de travail hors d'atteinte. D'autres utilisatrices et utilisateurs avaient également perçu un inconfort significatif lors du port du ShoulderX particulièrement au niveau des épaules (De Bock *et al.*, 2021). La force à exercer contre le mécanisme durant certaines phases du geste nuisait à leur efficacité.