

Effets d'un exosquelette passif d'assistance des membres supérieurs lors de tâches de travail au-dessus de la tête

Mathis CHESNEAU^a, Thomas ALBOUY^a, Kévin LEBEL^a, Bérenger LE TELLIER^{a*}.

^aErgoSanté – 28 ZA de Labahou, Anduze, France

* b.letellier@ergosante.fr

Résumé

Les troubles musculosquelettiques du membre supérieur sont une préoccupation importante en termes de santé au travail. La prévention devient un enjeu majeur pour les entreprises qui se tournent de plus en plus vers les dispositifs d'assistance physique de type exosquelette. Ainsi, la présente étude visait à évaluer un nouvel exosquelette passif de manière objective (activité musculaire, cinématique des membres et déplacement du centre des pressions) et subjective (inconfort perçu). Treize volontaires devaient réaliser deux tâches représentatives d'activités professionnelles, une tâche de maintien d'un outil au-dessus de la tête et une tâche de manutention dans le plan vertical avec et sans exosquelette. Les résultats ont montré respectivement une réduction de près de 40 % et 30 % de l'activité du deltoïde antérieur. Outre une modification de la cinématique de l'utilisateur, l'exosquelette n'a pas troublé l'équilibre postural ni engendré de suractivations des muscles antagonistes au mouvement. Les résultats de l'étude permettent de confirmer le fort potentiel de cet exosquelette à réduire l'un des facteurs de risques des troubles musculosquelettiques de l'épaule.

Mots clés : TMS-MS, Douleur à l'épaule, Exosquelette passif, EMG, Equilibre postural, cinématique, Inconfort perçu

1. Introduction

Les troubles musculosquelettiques (TMS) sont un problème de santé publique majeur, touchant près de 40 millions de travailleurs dans l'Union Européenne selon Eurostat (2010) [1]. En France, les TMS sont la première cause de maladies professionnelles reconnues par le régime général, représentant 87 % des cas en 2021 [2]. [3]. De par sa localisation anatomique, cette structure articulaire est concernée par les affections classées comme TMS des membres supérieurs (TMS-MS), qui correspondent à des

lésions inflammatoires et dégénératives du membre supérieur. Elles affectent généralement les tendons, les muscles, les articulations, les nerfs et des éléments vasculaires pouvant conduire à des raideurs, des pertes de force [4] et sont caractérisées par une symptomatologie douloureuse. Tout comme la lombalgie [5], les TMS-MS peuvent être source de maladie chronique voire devenir irréversibles et entraîner un handicap durable s'ils ne sont pas pris en charge suffisamment tôt [4].

Bien que l'apparition des TMS-MS soit multifactorielle [6], elle implique dans la majorité des cas une sur-sollicitation biomécanique [4]. Malgré la tendance actuelle à l'automatisation dans l'industrie et en dépit des actions de prévention, nombreux sont les travailleurs encore exposés à d'importantes contraintes physiques. Il est notamment établi dans la littérature scientifique qu'il existe des liens forts entre l'apparition de TMS de l'épaule et l'exposition aux tâches répétitives [7], [8] et aux expositions en continue pour des postures statiques ou contraignantes [7], [9]. En particulier, le travail au-dessus de la tête est directement lié avec l'apparition de TMS-MS [7] [8]. De plus, l'inconfort cumulatif et maximal perçus lors du travail semble être prédictif de l'apparition de TMS sur le long terme [5], sachant que les effets de l'exposition physique liée au travail peuvent encore être observés même après la fin de la vie professionnelle [8].

Les TMS ont des conséquences économiques et sociales importantes, allant de l'absentéisme et des coûts pour les employeurs et le système de santé, aux difficultés pour les travailleurs à accomplir leurs tâches quotidiennes. Ce constat souligne la nécessité d'améliorer la prévention.

Limiter les facteurs de risques devient alors un des enjeux principaux dans la lutte contre les TMS-MS. [10]. Marquée par le développement de l'ergonomie du poste de travail, la prévention est également portée par l'utilisation de Dispositif d'Assistance Physique (DAP) tels que les exosquelettes. De nombreuses études scientifiques ont permis de montrer que les exosquelettes permettent des réductions de 32 à

62 % de l'activité des muscles antépulseurs du bras pour des activités répétitives et statiques au-dessus de la tête [11]–[15]. Malgré leurs effets bénéfiques pour les travailleurs, la littérature scientifique a montré que ces technologies sont susceptibles de générer de l'inconfort, une activation involontaire de muscles antagonistes ou stabilisateurs [16], des troubles perceptifs pouvant impacter l'équilibre [14], [16], [17] et parfois impacter la cinématique de l'utilisateur [18].

La présente étude a pour objectif d'évaluer l'exosquelette passif HAPO UP (ErgoSanté, France) pour des tâches de travail au-dessus de la tête. Cette évaluation se base sur des critères objectifs (activité myoélectrique, vitesse de déplacement du centre des pressions et cinématique), ainsi que sur des critères subjectifs (inconfort perçu).

2. Méthode

2.1. Participants

Treize participants volontaires adultes, 3 femmes (31 ± 7 ans, $160,7 \pm 3,1$ cm, 59 ± 2 kg) et 10 hommes (24 ± 4 ans, $178,5 \pm 5,1$ cm, 73 ± 9 kg), sans antécédents de troubles neuromusculaires des membres supérieurs, ont participé à cette étude. Chacun des participants a donné son consentement éclairé écrit et oral. Ils ont été sélectionnés parmi les travailleurs volontaires de l'entreprise ErgoSanté non impliqués dans la conception des exosquelettes. Les participants ont été invités à ne pas effectuer d'activités intenses pendant au moins deux jours précédant l'expérience afin d'éviter le risque de fatigue musculaire.

2.2. Dispositif d'Assistance Physique

L'exosquelette HAPO UP est une technologie d'assistance passive s'appuyant sur le principe de stockage-restitution d'énergie d'une lame ressort en matériau composite situé au niveau de l'épaule. Cette lame en composite fournit un effort optimal pour assister le bras de 60° à 180° d'élévation. Avec une masse de 1,67 kg et une taille unique et réglable, le DAP dispose d'un niveau d'assistance variable de 1,6 à 3,8 kg par bras (soit 4 à 9 N.m). Un débrayage passif permet d'inhiber l'assistance du DAP lorsque les bras sont en position basse (<60°). Le dispositif est constitué d'une ceinture ajustable sur laquelle sont connectés par des liaisons rotules deux mâts en carbone dont la position sur la ceinture et la longueur sont ajustables. L'articulation entre le mât et la potence est assurée au niveau de l'épaule par une liaison pivot, assistée par la lame en composite. La potence est reliée à une interface textile dans laquelle vient se positionner le bras de l'utilisateur.

L'action mécanique de l'exosquelette vise à supporter le bras de l'utilisateur en transférant une partie du poids appliqué sur le bras vers le bassin de l'utilisateur.



Figure 1 : Exosquelette HAPO UP, ErgoSanté, France. (1) Ceinture ; (2) Mât ; (3) Potence ; (4) Interface ; (5) Harnais textile.

2.3. Procédure

Après un échauffement articulaire et musculaire, les participants sont invités à réaliser deux tâches dans deux conditions : avec et sans exosquelette. L'ordre des conditions (« avec exo » et « sans exo ») variait systématiquement d'un sujet à l'autre. L'exosquelette a été ajusté à la morphologie de chaque participant grâce à ses différents réglages. Le niveau d'assistance a été réglé de manière à ce que le poids du bras soit presque entièrement compensé par l'exosquelette lorsque l'épaule et le coude sont tous deux fléchis à 90°. Le réglage était considéré optimal lorsque le bras de l'utilisateur une fois les muscles relâchés redescendait vers le bassin.

2.3.1. Tâche 1 : Maintien d'une visseuse au-dessus de la tête

Les sujets devaient se positionner debout sur la plateforme de force et maintenir avec leur bras droit une visseuse de 1,26 kg au-dessus du niveau de leur tête pendant 30 sec. La consigne était de maintenir le coude à hauteur d'un repère réglé au niveau du nez du sujet. L'angle ciblé entre le tronc et le bras (épicondyle, acromion, grand trochanter) était d'environ 110°.



Figure 2 : Tâche 1 : Maintien d'une visseuse au-dessus de la tête.

2.3.2. Tâche 2 : Déplacement de charges dans le plan vertical

Les participants se positionnaient sur la plateforme de force, face à une table réglée à hauteur de leur grand trochanter. Un total de 16 kg réparti en 4 empilements équivalents (1 x 2 kg + 2 x 1 kg) étaient alignés au bord de la table. De plus, cette tâche nécessitait également l'utilisation d'une étagère réglée au préalable à une hauteur correspondant au sommet du crâne. Les participants devaient déplacer l'ensemble des charges une par une depuis la table vers l'étagère, en commençant par l'empilement le plus à gauche. La tâche était réalisée avec la main droite. A la fin de celle-ci les participants se plaçaient en position debout les bras le long du corps.



Figure 3 : Tâche 2 : Déplacement de charges dans le plan vertical

2.4. Acquisition et analyse de données

2.4.1. Electromyographie de surface

L'activité électromyographique (EMG) du deltoïde antérieur, du biceps brachial, du triceps brachial, du faisceau claviculaire du grand pectoral, du grand dorsal, du longissimus et du trapèze supérieur (Figure 4) ont été enregistrés uniquement sur le côté droit, durant les deux tâches. Les électrodes quadripolaires de surface

Trigno Avanti (Delsys Inc., Natick, MA, USA) ont été placées sur la peau, préparée au préalable (rasage et abrasion à l'alcool) et suivant les recommandations SENIAM [19]. Avant les tâches expérimentales, une contraction isométrique volontaire maximale (MVC), effectuée contre une résistance manuelle de l'expérimentateur, a été réalisée successivement pour tous les muscles. Toutes les contractions ont été maintenues pendant 5 secondes et séparées par au moins 45 secondes de récupération. Les signaux EMG ont été enregistrés à une fréquence d'échantillonnage de 2148 Hz.

Le traitement des données a été effectué à l'aide du logiciel Matlab® (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA). Les données brutes ont d'abord été redressées puis filtrées à l'aide d'un filtre numérique passe-bande (20-450 Hz, Butterworth de 4^{ème} ordre). Ensuite, l'enveloppe du signal était extraite à l'aide d'un filtre passe bas de 10 Hz (Butterworth de 4^{ème} ordre). Pour chaque muscle, une fenêtre glissante de 100 ms a été utilisée pour déterminer la valeur rectifiée et moyenne maximale de chaque contraction. Cette valeur a ensuite été considérée comme valeur de référence pour chacun des sujets. Enfin, pour les deux tâches, la valeur moyenne RMS a été calculée pour chaque sujet, dans les deux conditions. Cette valeur a été normalisée par rapport à la valeur de référence correspondante (MVC). Les valeurs normalisées des sujets ont ensuite été moyennées pour chaque condition.

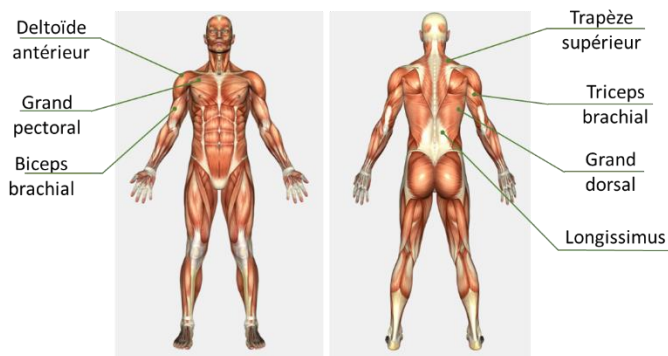


Figure 4 : Placement des électrodes EMG sur les muscles

2.4.2. Centrales inertielle (IMU)

L'analyse cinématique a été réalisée à l'aide du logiciel XSENS (MVN, Xsens Technologies, Enschede, Pays-Bas). Les centrales inertielle étaient placées sur le corps entier, soit 17 capteurs positionnés sur les sujets. Les données ont été enregistrées à 120 Hz. Les angles articulaires moyens par sujet étaient ensuite comparés entre les deux conditions. L'intérêt était porté sur l'effet de l'exosquelette sur les angles articulaires de l'épaule, du coude et de la colonne vertébrale.

2.4.3. Plateforme de force

L'analyse du centre des pressions (CoP) a été réalisée grâce à une plateforme de force AMTI® (Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA, USA). Les données ont été acquises à 120 Hz et filtrées à l'aide d'un filtre passe bas (5 Hz, Butterworth de 4^{ème} ordre). La vitesse moyenne (CoP_v) du centre des pressions a été utilisée pour évaluer les déplacements du CoP.

2.4.4. Echelle subjective

Une échelle de notation catégorielle (CR10) (Figure 5) a été utilisée pour évaluer l'inconfort perçu au niveau des membres supérieurs, pour cela les participants étaient invités à prendre en compte dans leur estimation l'ensemble des facteurs environnant, la tâche réalisée et le port

de l'exosquelette. Les participants devaient évaluer l'inconfort après chaque tâche.

Echelle CR10	
0	Rien
0,5	Très très faible
1	Très faible
2	Faible
3	Modéré
4	Un peu élevé
5	Elevé
6	
7	Très élevé
8	
9	
10	Très très élevé
●	Maximal

Figure 5 : Echelle CR10

2.4.5. Statistiques

Les conditions sans et avec exosquelette ont été comparées statistiquement à l'aide d'un *paired sample t-test* avec le logiciel JASP (0.17.1.0) (Université d'Amsterdam, Pays-Bas). L'échantillon étant relativement faible (N = 13), la condition de normalité a été vérifiée pour chaque échantillon par un test de Shapiro-Wilk. Lorsque la condition de normalité était respectée un Test de Student était appliqué. Au contraire, son équivalent non paramétrique, le test de Wilcoxon *signed-rank test*, a donc été utilisé lorsque la condition de normalité n'était pas respectée. Le seuil de significativité a été fixé à 5 % ($p < 0,05$). Les valeurs présentées sont les moyennes des 13 participants plus ou moins (\pm) les écart-types.

3. Résultats

3.1. Activité musculaire

3.1.1. Tâche 1 : Maintien d'une visseuse au-dessus de la tête

La condition avec exosquelette (Figure 6) montre une réduction significative de l'activité musculaire du deltoïde antérieur de 39,8 % ($p < 0,001$), du biceps brachial de 58,1 % ($p = 0,001$), du triceps brachial de 45,3 % ($p < 0,001$), du grand pectoral de 57,4 % ($p < 0,001$), du grand dorsal de 24,9 % ($p = 0,027$) et du trapèze supérieur de 25,8 % ($p < 0,001$) par rapport à la condition sans exosquelette. L'activité du longissimus ne révèle pas de changement significatif pour cette tâche ($p = 0,266$).

3.1.2. Tâche 2 : Déplacement de charges dans le plan vertical

Lors de la tâche de déplacement de charge dans le plan vertical (Figure 7), le port de l'exosquelette engendre une réduction significative de l'activité musculaire du deltoïde antérieur de 27,7 % ($p < 0,001$), du biceps brachial de 23,1 % ($p = 0,015$), du triceps brachial 11,1 % ($p = 0,014$), du grand pectoral de 17,2 % ($p = 0,002$) et du trapèze supérieur de 11,5 % ($p = 0,011$). L'activité du grand dorsal ($p = 0,258$) et du longissimus ($p = 0,770$) ne révèlent pas de changement significatif pour cette tâche.

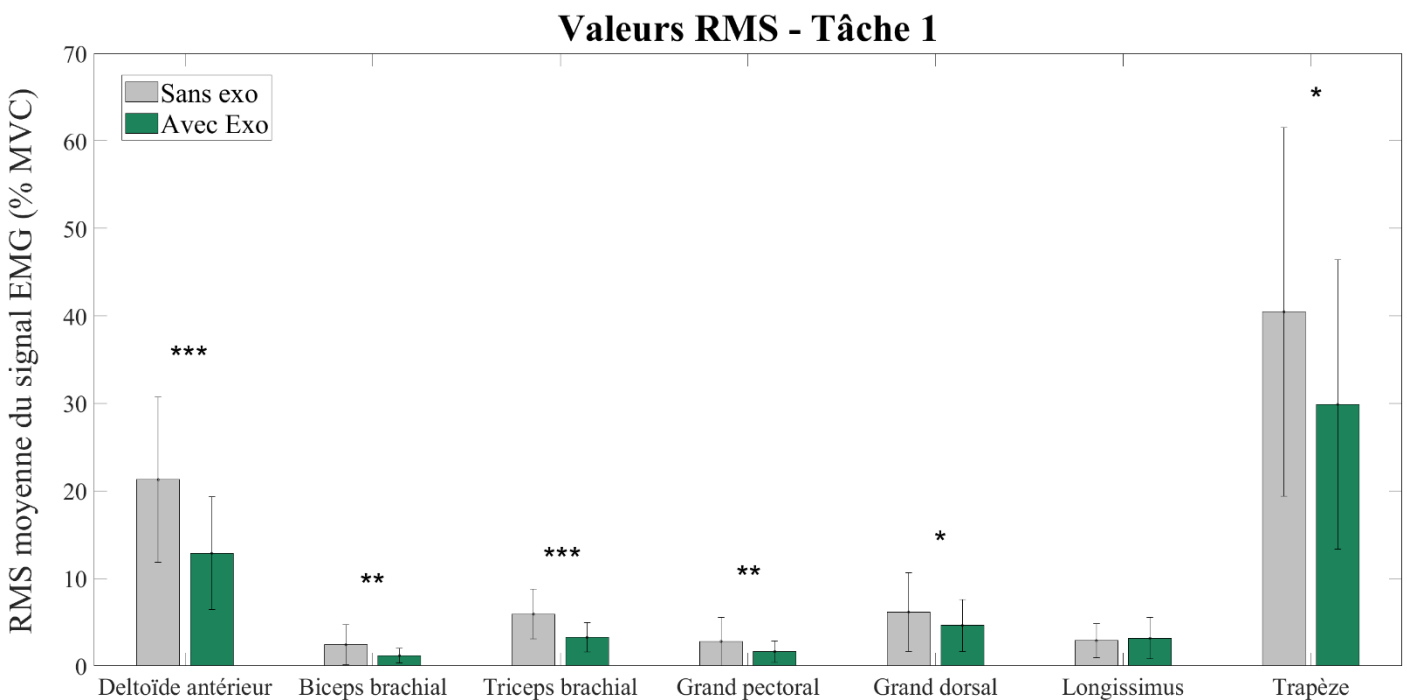


Figure 6 : Valeurs d'activation musculaire normalisées par la MVC sans et avec exosquelette pour la tâche de maintien d'une visseuse au-dessus de la tête. * = $p < 0,05$; ** = $p < 0,01$; *** = $p < 0,001$

Valeurs RMS - Tâche 2

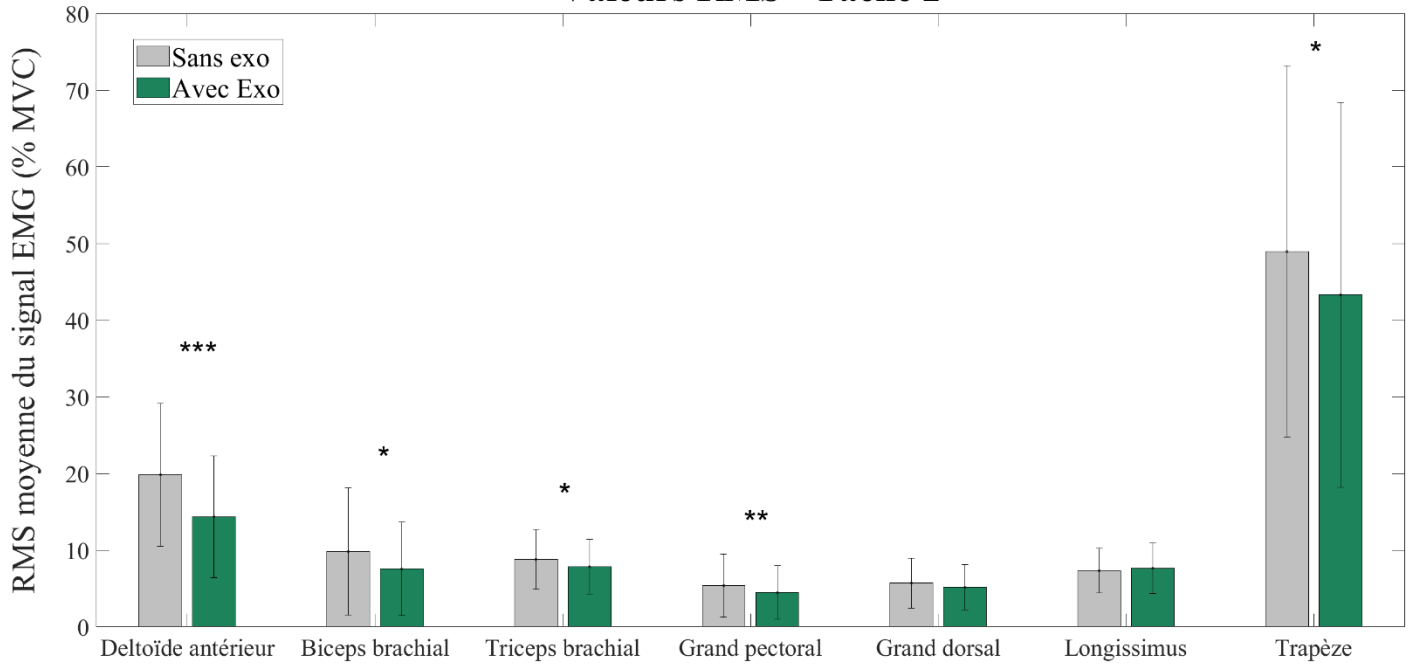


Figure 7 : Valeurs d'activation musculaire normalisées par la MVC sans et avec exosquelette pour la tâche de déplacement de charges dans le plan vertical. * = $p < 0,05$; ** = $p < 0,01$; *** = $p < 0,001$

3.2. Cinématiques

3.2.1. Tâche 1 : Maintien d'une visseuse au-dessus de la tête

L'analyse des données cinématique pour la tâche (Figure 8) montre une diminution significative de l'extension du tronc au niveau thoracique (T8) de 9,5° à 7,1° (-25 %). Concernant l'épaule (Figure 8), l'amplitude de rotation interne est significativement ($p < 0,001$) plus élevée avec l'exosquelette. En moyenne, pour la tâche 1 cela représente une augmentation de 49,1° à 75,8° (+35,3 %) de rotation vers l'intérieur. Cette dernière est accompagnée d'une diminution significative de l'abduction de l'épaule de 23,2° à

14,3° (soit 38,4 %), ce qui correspond à 9° d'adduction ($p = 0,017$) (Figure 9).

3.2.2. Tâche 2 : Déplacement de charges dans le plan vertical

L'analyse des données cinématiques pour la tâche 2 montre une augmentation significative d'en moyenne 23,4° ($\pm 11,1^\circ$) à 41,9° ($\pm 13,1^\circ$) soit 44,2 % ($p < 0,001$) d'augmentation de l'amplitude de rotation de l'épaule vers l'intérieur (Figure 10). Aucune différence n'est relevée pour les autres angles de l'épaule et du tronc.

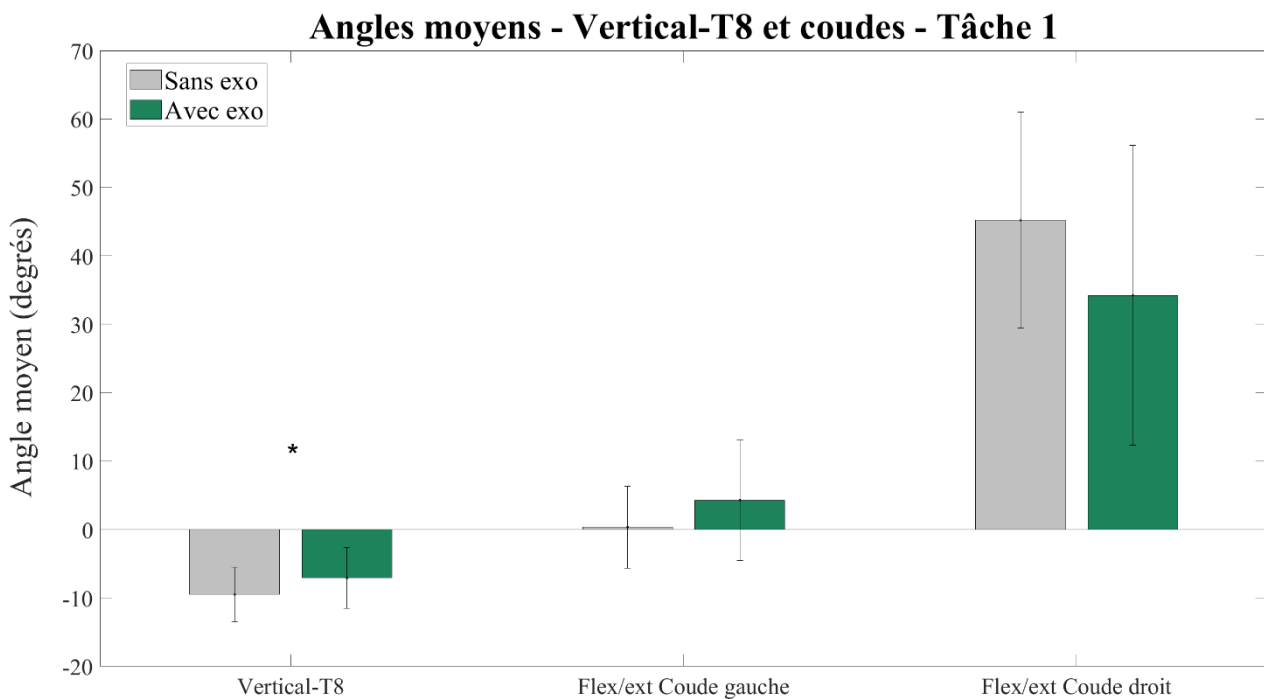


Figure 8 : Valeurs d'angles moyens du membres supérieur et T8-Verticale sans et avec exosquelette pour la tâche de maintien d'une visseuse au-dessus de la tête. * = $p < 0,05$; ** = $p < 0,01$; *** = $p < 0,001$. Angle positif = flexion ou abduction ou rotation interne ; Angle négatif = extension ou adduction ou rotation externe. Flex/Ext = Flexion/Extension.

Angles moyens - Epaules - Tâche 1

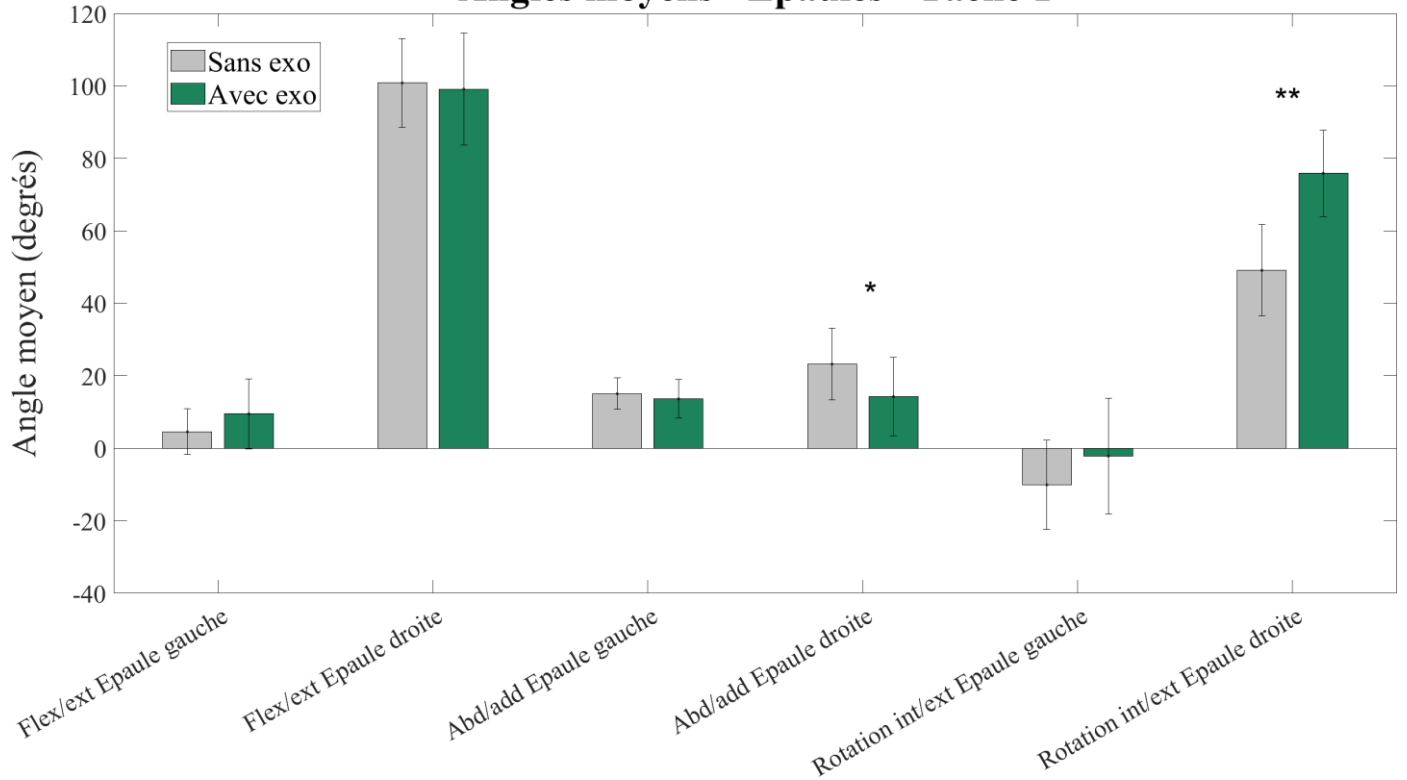


Figure 9 : Valeurs d'angles moyens de l'épaule sans et avec exosquelette pour la tâche de maintien d'une visseuse au-dessus de la tête. * = $p < 0,05$; ** = $p < 0,01$; *** = $p < 0,001$. Angle positif = flexion ou abduction ou rotation interne ; Angle négatif = extension ou adduction ou rotation externe. Flex/Ext = Flexion/Extension ; Int/Ext= Rotation Interne/Externe ; Abd/Add=Abduction/adduction.

Angles moyens - Epaules - Tâche 2

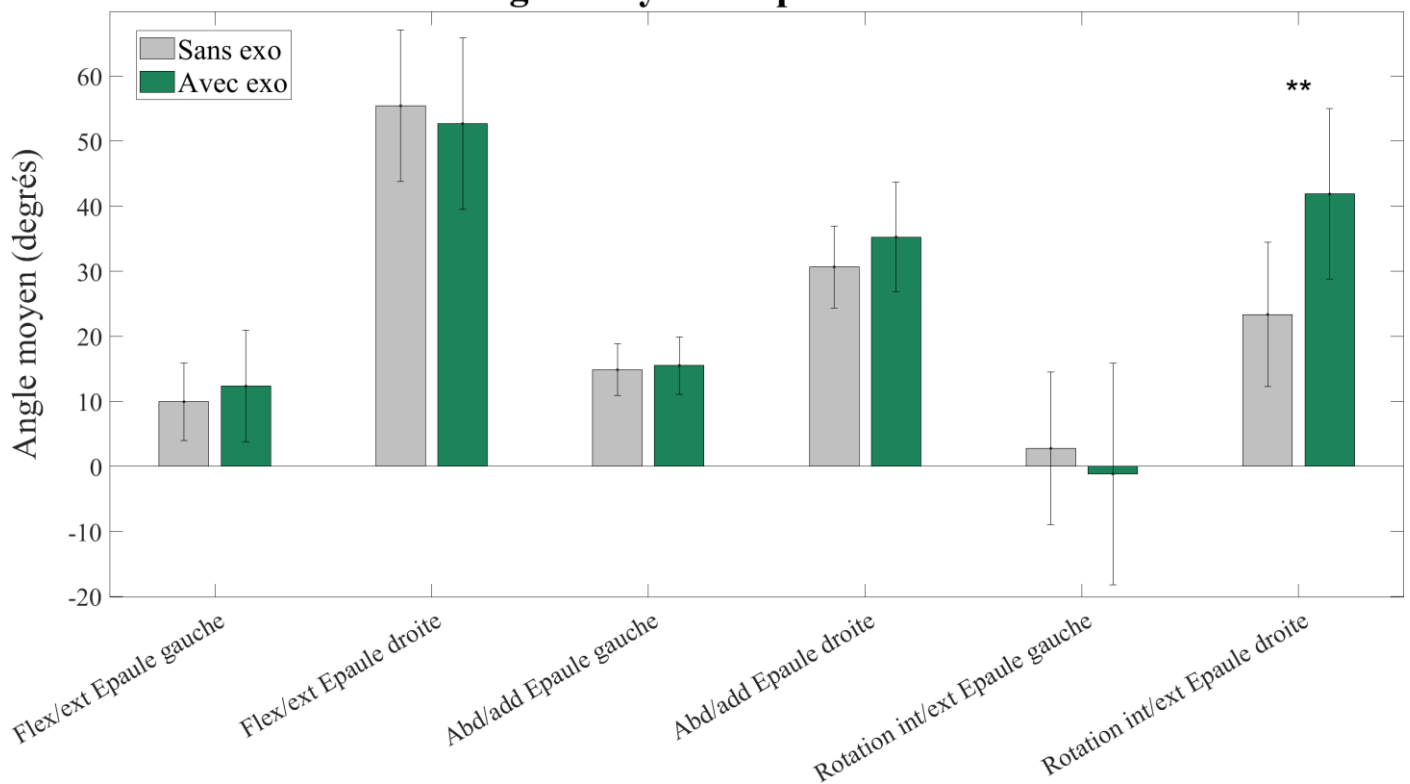


Figure 10 : Valeurs d'angles moyens de l'épaule sans et avec exosquelette pour la tâche de déplacement de charges dans le plan vertical. * = $p < 0,05$; ** = $p < 0,01$; *** = $p < 0,001$. Angle positif = flexion ou abduction ou rotation interne ; Angle négatif = extension ou adduction ou rotation externe. Flex/Ext = Flexion/Extension ; Int/Ext= Rotation Interne/Externe ; Abd/Add=Abduction/adduction.

3.3. Posture

Au sujet des vitesses de déplacement du CoP (CoP_v), les résultats révèlent une augmentation non significative avec l'exosquelette pendant la tâche 1 de $0,0073 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ($\pm 0,0009 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) à $0,0077 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ($\pm 0,0012 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) soit $+3.8 \%$ ($p = 0,437$). Tandis que, pendant la tâche 2 on note une diminution significative de la vitesse de déplacement du centre de pression (CoP_v) de $0,049 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ($\pm 0,010 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) à $0,045 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ($\pm 0,011 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) soit -8.6% ($p = 0,039$) avec l'exosquelette.

3.4. Inconfort perçu

Les résultats relatifs à l'évaluation subjective de l'inconfort général perçu sur une note maximale de 10 ont été observés dans les 2 conditions (sans et avec exosquelette). L'appréciation était en moyenne de $3,11$ ($\pm 0,92$) sans l'exosquelette contre $2,73$ ($\pm 1,29$) avec l'exosquelette pour la tâche 1 mais ces résultats ne sont pas significatifs ($p = 0,191$). Concernant la tâche 2, les résultats étaient en moyenne de $2,73$ ($\pm 0,75$) sans exosquelette contre $2,30$ ($\pm 0,99$) avec l'exosquelette mais ces résultats ne sont pas statistiquement différents ($p = 0,087$).

4. Discussion

4.1. Activité musculaire

Les résultats de l'électromyographie mettent en évidence l'effet de l'exosquelette sur l'activité musculaire. En effet, les diminutions significatives des valeurs EMG pour le deltoïde antérieur de $39,8 \%$ et de $27,7 \%$ respectivement pour la tâche 1 et pour la tâche 2, s'accordent avec la littérature où le phénomène varie de 25 à 55% suivant le type de tâche et le niveau d'assistance [13]–[15], [18], [20]. L'activité du biceps

brachial, impliqué dans le mouvement d'antépulsion est également réduite [20] qui révèle une diminution de 62% lors d'une tâche de maintien d'une charge au-dessus de la tête. L'activité du grand pectoral, muscle effecteur de l'antépulsion, dont les fibres claviculaires participent à l'antépulsion du bras, est réduite avec l'exosquelette lors des deux tâches. Ces résultats montrent que l'exosquelette réduit la contrainte musculaire au niveau de l'épaule. Les valeurs RMS moyenne du signal EMG relatives au trapèze semblent anormalement élevées sur les Figure 6 et Figure 7 en comparaison de la littérature. Cette différence peut s'expliquer par le fait que les valeurs exprimées en pourcentage de MVC sont très influencées par la réalisation d'une contraction volontaire qui, dans notre cas, était probablement sous-maximale pour le trapèze. En ce sens, les valeurs RMS moyennes du trapèze ne représente pas la réalité. Néanmoins, il y a bien une diminution significative de l'activation musculaire au niveau du trapèze lors de la réalisation des deux tâches avec l'exosquelette. La réduction globale de l'activité des muscles sollicités lors des deux tâches illustre la diminution des contraintes physiques grâce à l'assistance du HAPO UP sur les membres supérieurs.

Les résultats obtenus dans cette étude concernent des charges de 1 à 2 kg . Néanmoins il est supposé en appui avec l'étude de Theurel et Desbrosses [16] que pour une charge plus importante l'assistance pourrait être autant efficace.

Certaines études relèvent que l'utilisation d'un exosquelette des membres supérieurs peut entraîner une augmentation de l'activité des muscles stabilisateurs ou des érecteurs du rachis

[13], [14]. En accord avec Theurel *et al.*, (2018) notre présente étude ne montre aucune différence significative de l'activité du longissimus (érecteur spinae). [21]

Également, le port d'un exosquelette peut être à l'origine d'une suractivation des muscles antagonistes au mouvement d'antépulsion comme le triceps brachial et le grand dorsal [14], [16]. En effet, l'étude de Theurel *et al.* (2018) notait une augmentation de la charge de travail moyenne du triceps brachial de 95 % et 116 % avec un exosquelette lors de tâches de manutention [21]. Au contraire, l'étude de Rashedi *et al.*, (2014) montrait, pour un autre exosquelette une diminution de l'activité musculaire du triceps brachial d'environ 40 %. Les résultats de notre étude, sont en accord avec Rashedi *et al.*, (2014) puisqu'il a été montré que le HAPO UP réduit la sollicitation du triceps brachial de 45,3 % et 11,1 % respectivement pour les tâches 1 et 2 [14]. Cette diminution peut s'expliquer par le fait que le triceps brachial intervient dans la stabilisation du bras dans les tâches en hauteur et n'est pas contraint par l'assistance lors du mouvement de rétropulsion. Le grand dorsal, qui participe au mouvement d'antépulsion, est également influencé par le port de l'exosquelette puisqu'une réduction de son activité est relevée dans la tâche 1. Il est supposé, en accord avec l'étude de B. M. Otten *et al.*, que ce muscle, tout comme le triceps brachial, est impliqué dans la stabilisation du bras en antépulsion [12].

Ces effets et non-effets peuvent s'expliquer par une force d'assistance optimale adaptée au poids des bras, ce qui limite les risques d'opposition au mouvement de rétropulsion du bras. La présence d'un débrayage passif limite

également les risques d'opposition de l'exosquelette en position basse des bras. De plus, les réductions de sollicitation du triceps brachial et du grand dorsal s'expliquent par une diminution du besoin de stabilisation de l'épaule déjà stabilisée par l'exosquelette.

4.2. Cinématique

Les changements de cinématique de l'épaule pour une tâche de maintien prolongée (tâche 1) semblent traduire une tendance du coude à se déplacer vers l'intérieur (adduction). Suite à cette modification de la cinématique de l'épaule, on suppose que l'utilisateur se place naturellement dans une posture de confort où l'assistance est optimale. De plus, cette modification comporte des similitudes avec l'étude de Maurice *et al.* [18] qui relève au contraire un mouvement d'abduction de l'épaule plus prononcé avec un exosquelette similaire au HAPO UP. L'ensemble de ces résultats suggèrent que l'exosquelette est susceptible de modifier l'amplitude d'abduction/adduction de l'utilisateur sans entraver sa liberté de mouvement. Le réglage de la position de l'assistance du DAP sur le côté externe de l'humérus est susceptible d'être le facteur de causalité de ce changement cinématique. Au contraire, l'étude de Alabdulkarim et Nussbaum note que l'utilisateur équipé d'un exosquelette garde l'épaule légèrement en abduction pour éviter d'être contraint par la force de l'exosquelette lors de la rétropulsion des bras vers la position neutre [11].

L'augmentation de l'amplitude de rotation de l'épaule vers l'intérieur présente dans les 2 tâches est supposée due à l'adaptation d'une cinématique de manutention différente, plaçant le coude dans une position supérieure au poignet

lors du mouvement. L'hypothèse pourrait être justifiée par la présence de l'assistance sur la partie externe et inférieure de l'humérus de l'utilisateur lors de la tâche de déplacement de charges dans le plan vertical.

Enfin, la diminution significative de l'extension de T8 par rapport à la composante verticale n'est pas en accord avec l'étude de Maurice *et al.*, (2020) où aucune différence significative n'avait été relevée pour ce paramètre. Il est supposé que ce changement soit également en lien avec une posture de confort dans laquelle se place l'utilisateur pour maintenir une posture prolongée [18].

4.3. Equilibre postural

La diminution de CoP_v moyen pour la tâche 2 avec exosquelette suggère d'une modification du contrôle postural. Probablement liée à une réduction de l'apparition du phénomène de fatigue, cette diminution est favorable à une réduction des perturbations de l'équilibre comme suggéré dans l'étude de Maurice [18].

De plus, il est supposé que la masse de l'exosquelette et la répartition de cette dernière sont susceptibles d'impacter ce paramètre d'équilibre. Ainsi, les études basées sur l'évaluation d'exosquelettes particulièrement lourds illustrent la tendance à plus impacter le contrôle postural qu'un exosquelette plus léger avec une charge mieux répartie [11], [14]. Dans cette présente étude, la masse de l'exosquelette est relativement faible (1,67 kg). Par ailleurs, le couple produit au niveau de l'épaule est constant. On peut alors supposer que l'impact du DAP est moindre sur la perception sensorielle de l'utilisateur [16]. Ainsi, le contrôle postural de l'utilisateur n'est pas dégradé par la masse de l'exosquelette. Ces résultats sont

en accord avec les études employant un exosquelette léger [16], [18].

Enfin, les résultats en termes d'équilibre postural ont montré que le DAP impacte peu la perception du mouvement focal de l'utilisateur pour des charges inférieure ou égales à 2 kg [16].

4.4. Inconfort perçu

Le port de l'exosquelette, malgré l'assistance effective qu'il procure, ne réduit pas significativement l'inconfort perçu au niveau des membres supérieurs. Ces résultats ne s'accordent pas totalement avec la littérature scientifique synthétisée par l'étude Theurel et Desbrosses [16] qui montre une diminution de l'inconfort perçu au niveau des membres supérieurs. Probablement que les tâches de cette présente étude ne dureraient pas assez longtemps et n'était pas assez exigeante pour ressentir un bénéfice de l'exosquelette. Également, il est envisageable que la réduction de l'inconfort perçu soit compensée par une augmentation de l'inconfort lié à l'exosquelette.

5. Limites

De manière générale, la présente étude suggère que le port du HAPO UP permet de réduire certains facteurs de risques associés à l'apparition de TMS-MS. Certaines limites peuvent toutefois être soulignées, notamment que la population étudiée n'est pas parfaitement représentative des travailleurs experts. De plus, elle contenait une minorité de femme (N = 3) comparée au nombre de sujets masculins (N = 10), bien que la population féminine soit plus exposée aux risques de TMS-MS [4]. Une parité homme-femme dans cette étude aurait permis de conforter les résultats pour l'ensemble de la

population. D'autre part, il faut être prudent en généralisant ces résultats pour des travailleurs âgés, blessés et/ou à forte corpulence.

Par ailleurs, l'ensemble des participants fait partie de l'entreprise ErgoSanté. Même si ces derniers ne sont pas directement impliqués dans la conception de l'exosquelette, cela peut toutefois représenter un biais de l'étude, en particulier sur les résultats subjectifs.

6. Conclusion

L'utilisation de l'exosquelette HAPO UP pour des tâches de travail au-dessus de la tête et le déplacement de charges dans le plan vertical est bénéfique pour la réduction de l'activité des muscles principalement sollicités lors de ce type de tâche (deltoïde antérieur, biceps brachial, triceps brachial, trapèze supérieur et grand pectoral). L'exosquelette ne provoque pas d'activation musculaire non voulue. Le HAPO UP a tendance à influencer la cinématique des membres supérieurs sans causer d'inconfort ni entraver la liberté de l'utilisateur. Enfin, l'exosquelette ne perturbe pas l'équilibre postural. Il est même susceptible d'être bénéfique en conditions dynamiques.

L'exosquelette répond aux attentes en termes de réduction de la sollicitation physique sans effet délétère sur l'utilisateur. Le dispositif est peu contraignant et ne génère pas d'inconfort. Une étude de terrain serait la suite logique dans l'évaluation de l'acceptation de l'exosquelette qui devient un enjeu important de la prévention [22].

Conflits d'intérêts

Les auteurs et les participants sont affiliés à la société qui conçoit, fabrique et vend l'exosquelette testé.

Références

- [1] European Commission. Eurostat et European Commission. Directorate-General for Employment, Social Affairs and Equal Opportunities, *Health and safety at work in Europe (1999-2007) : a statistical portrait*. LU: Publications Office, 2010. Consulté le: 13 avril 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://data.europa.eu/doi/10.2785/38630>
- [2] « TMS : définition et impact ». <https://www.ameli.fr/entreprise/sante-travail/risques/troubles-musculosquelettiques-tms/tms-definition-impact> (consulté le 4 avril 2023).
- [3] « L'exposition des salariés aux maladies professionnelles en 2012 | Dares ». <https://dares.travail-emploi.gouv.fr/publications/l-exposition-des-salaries-aux-maladies-professionnelles-en-2012>
- [4] M. Aptel, A. Aublet-Cuvelier, et J.-C. Cnockaert, « Les troubles musculosquelettiques du membre supérieur liés au travail », *Revue du Rhumatisme*, vol. 69, n° 12, p. 1181-1190, déc. 2002, doi: 10.1016/S1169-8330(02)00438-6.
- [5] S. Poirauveau, M.-M. Lefevre Colau, F. Fayad, F. Rannou, et M. Revel, « Lombalgies », *EMC - Rhumatologie-Orthopédie*, vol. 1, n° 4, p. 295-319, juill. 2004, doi: 10.1016/j.emcrho.2004.04.001.
- [6] Y. Roquelaure, « Troubles musculosquelettiques et facteurs psychosociaux au travail — ».
- [7] J. Mayer, T. Kraus, et E. Ochsmann, « Longitudinal evidence for the association between work-related physical exposures and neck and/or shoulder complaints: a systematic review », *Int Arch Occup Environ Health*, vol. 85, n° 6, p. 587-603, août 2012, doi: 10.1007/s00420-011-0701-0.
- [8] H. Miranda, L. Punnett, E. Viikari-Juntura, M. Heliövaara, et P. Knekt, « Physical work and chronic shoulder disorder. Results of a prospective population-based study », *Annals of the Rheumatic Diseases*, vol. 67, n° 2, p. 218-223, févr. 2008, doi: 10.1136/ard.2007.069419.

- [9] P. Frost *et al.*, « Risk of shoulder tendinitis in relation to shoulder loads in monotonous repetitive work », *Am J Ind Med*, vol. 41, n° 1, p. 11-18, janv. 2002, doi: 10.1002/ajim.10019.
- [10] F. Bailly, A. Petit, S. Kab, V. Foltz, M. Badard, et B. Fautrel, « Prévalence des troubles musculo-squelettiques dans la population française », *Revue du Rhumatisme*, vol. 89, p. A20-A21, déc. 2022, doi: 10.1016/j.rhum.2022.10.015.
- [11] S. Alabdulkarim et M. A. Nussbaum, « Influences of different exoskeleton designs and tool mass on physical demands and performance in a simulated overhead drilling task », *Applied Ergonomics*, vol. 74, p. 55-66, janv. 2019, doi: 10.1016/j.apergo.2018.08.004.
- [12] B. M. Otten, R. Weidner, et A. Argubi-Wollesen, « Evaluation of a Novel Active Exoskeleton for Tasks at or Above Head Level », *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 3, n° 3, p. 2408-2415, juill. 2018, doi: 10.1109/LRA.2018.2812905.
- [13] S. Kim, M. A. Nussbaum, M. I. Mokhlespour Esfahani, M. M. Alemi, S. Alabdulkarim, et E. Rashedi, « Assessing the influence of a passive, upper extremity exoskeletal vest for tasks requiring arm elevation: Part I – “Expected” effects on discomfort, shoulder muscle activity, and work task performance », *Applied Ergonomics*, vol. 70, p. 315-322, juill. 2018, doi: 10.1016/j.apergo.2018.02.025.
- [14] E. Rashedi, S. Kim, M. A. Nussbaum, et M. J. Agnew, « Ergonomic evaluation of a wearable assistive device for overhead work », *Ergonomics*, vol. 57, n° 12, p. 1864-1874, déc. 2014, doi: 10.1080/00140139.2014.952682.
- [15] P. Yin, L. Yang, S. Qu, et C. Wang, « Effects of a passive upper extremity exoskeleton for overhead tasks », *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 55, p. 102478, déc. 2020, doi: 10.1016/j.jelekin.2020.102478.
- [16] J. Theurel et K. Desbrosses, « Occupational Exoskeletons: Overview of Their Benefits and Limitations in Preventing Work-Related Musculoskeletal Disorders », *IIEE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, vol. 7, n° 3-4, p. 264-280, oct. 2019, doi: 10.1080/24725838.2019.1638331.
- [17] N. Sylla, V. Bonnet, F. Colledani, et P. Fraisse, « Ergonomic contribution of ABLE exoskeleton in automotive industry », *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 44, n° 4, p. 475-481, juill. 2014, doi: 10.1016/j.ergon.2014.03.008.
- [18] P. Maurice *et al.*, « Objective and Subjective Effects of a Passive Exoskeleton on Overhead Work », *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 28, n° 1, p. 152-164, janv. 2020, doi: 10.1109/TNSRE.2019.2945368.
- [19] H. J. Hermens, B. Freriks, C. Disselhorst-Klug, et G. Rau, « Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures », *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 10, n° 5, p. 361-374, oct. 2000, doi: 10.1016/S1050-6411(00)00027-4.
- [20] K. Huysamen, T. Bosch, M. de Looze, K. S. Stadler, E. Graf, et L. W. O’Sullivan, « Evaluation of a passive exoskeleton for static upper limb activities », *Applied Ergonomics*, vol. 70, p. 148-155, juill. 2018, doi: 10.1016/j.apergo.2018.02.009.
- [21] J. Theurel, K. Desbrosses, T. Roux, et A. Savescu, « Physiological consequences of using an upper limb exoskeleton during manual handling tasks », *Applied Ergonomics*, vol. 67, p. 211-217, févr. 2018, doi: 10.1016/j.apergo.2017.10.008.
- [22] « Acceptation des exosquelettes par les opérateurs : étude exploratoire - Archive ouverte HAL ». <https://hal.science/hal-03079985/>.