

Effets d'un exosquelette passif d'assistance du dos pour des tâches de port de charge et de flexion du tronc

T. ALBOUY^a, K. LEBEL^a, B. LE TELLIER^{a*}

^a ErgoSanté – 28 ZA de Labahou, Anduze, France

* b.letellier@ergosante.fr

RESUME

La lombalgie touche des millions de travailleurs chaque année. Dans une optique de prévention, les exosquelettes passifs se développent dans le domaine industriel. La présente étude vise à évaluer les effets d'un exosquelette passif de tronc sur l'activité musculaire et la cinématique du tronc et des jambes, le déplacement du centre des pressions et l'inconfort perçu. 14 participants ont réalisé deux tâches avec et sans exosquelette. La première est une tâche de port de charge et la deuxième une tâche statique de flexion du tronc à 40°. Les résultats ont montré une réduction significative d'environ 18 % de l'activité myoélectrique de l'érecteur spinal longissimus ainsi qu'une réduction de l'inconfort perçu dans la zone dorso-lombaire sur les deux tâches. Le port de l'exosquelette a augmenté l'activité de l'oblique externe de 28,6 % durant la tâche de port de charge, tandis que les muscles des jambes n'ont pas été significativement impactés. L'exosquelette a légèrement impacté la cinématique du tronc mais celle des jambes ne l'a pas été, de même que l'équilibre postural. Au vu des résultats de l'étude, ce dispositif semble donc avoir le potentiel pour réduire le risque d'apparition de lombalgie au travail.

Mots clés : Douleurs lombaires, Exosquelette, Assistance du dos, EMG, Equilibre postural, cinématique, Inconfort perçu

INTRODUCTION

La lombalgie est un problème urgent de santé publique. À l'échelle mondiale, le nombre d'années vécues avec une incapacité causée par des lombalgies a augmenté de 54 % entre 1990 et 2015 (Hartvigsen et al., 2018). Les douleurs lombaires et cervicales sont la principale cause d'invalidité en 2015 dans la plupart des pays (Vos et al., 2016).

Gourmelen et al., (2007), ont étudié la fréquence des lombalgies dans la population française de 30 à 64 ans. La prévalence de la lombalgie d'au moins un jour dans les 12 derniers mois est estimée à 55 %, celle de la lombalgie de plus de 30 jours à 17 % et celle de la lombalgie limitante à 8 %. La prévalence au cours de la vie de la lombalgie serait de 75 à 84 % (Thiese et al., 2014).

D'après l'INRS, les lombalgies représentent 20 % des accidents du travail et 7 % des maladies professionnelles, correspondant chaque année à près de 11,5 millions de journées de travail perdues (*Lombalgie. Statistique - Risques - INRS, s. d.*).

Le développement de la lombalgie est associé à plusieurs facteurs liés au travail, notamment le levage et le port de charges ainsi qu'aux postures corporelles inconfortables comme la flexion et la rotation du tronc. Près de la moitié des accidents du travail pour cause de lombalgies sont survenus lors de port de charges (Bosch et al., 2016; da Costa & Vieira, 2010).

D'après Eurofound (2012), plus de 30 % de la population active dans l'UE est exposée à des charges de travail physiques dues à la manutention, alors que 63 % des travailleurs sont exposés à des mouvements répétitifs et 46 % à des postures corporelles inconfortables. Une automatisation complète résoudrait ces problèmes, mais de nombreuses tâches nécessitent des niveaux élevés de flexibilité et requièrent une forte capacité d'observation et de décision. Dans de tels cas, l'automatisation complète est soit impossible, soit d'un coût prohibitif. De nombreux travailleurs sont donc toujours exposés à diverses activités génératrices de troubles musculosquelettiques (TMS) (Looze et al., 2016).

Une des stratégies préventives pour y faire face, parmi les pistes de recherche émergente, est l'utilisation d'exosquelettes. L'objectif principal des exosquelettes lombaires est de prévenir les blessures, tout en préservant la polyvalence des travailleurs lors de tâches impliquant une flexion du tronc vers l'avant (Koopman et al., 2019). Les dispositifs existants se basent principalement sur le stockage d'énergie élastique lors de la flexion vers l'avant, ce qui aide ensuite l'utilisateur à prolonger sa posture de travail penchée en avant ou à redresser son corps lors du port d'un objet (Bosch et al., 2016).

D'après Looze et al. (2016), les exosquelettes ont le potentiel de réduire considérablement les facteurs sous-jacents associés au développement de TMS liés au travail. Plusieurs modèles d'exosquelettes passifs ont déjà été étudiés et ont, entre autres, montré une réduction de 10 à 50 % de l'activité des érecteurs du rachis (Abdoli-E et al., 2006; Alemi et al., 2020; Bosch et al., 2016; Koopman et al., 2019; Looze et al., 2016; Madinei et al., 2020). Des bénéfices ont aussi été rapportés en termes d'endurance ou encore d'inconfort perçu.

Dans certains cas, un exosquelette peut également avoir des impacts négatifs du fait de sa structure et de la répartition modifiée des efforts. Cela peut générer de l'inconfort et contribuer à l'apparition de nouvelles contraintes biomécaniques et/ou physiologiques. On peut par exemple s'attendre à une sur-sollicitation des muscles antagonistes à ceux assistés, une perturbation de l'équilibre ou encore des modifications de la cinématique de l'utilisateur. Par conséquent, il est donc important de quantifier l'efficacité et l'impact des exosquelettes avant de les utiliser en situations de travail.

La présente étude a pour objectif d'évaluer l'exosquelette passif Hapo, de la société ErgoSanté, qui vise principalement à réduire l'activation des érecteurs du rachis lors de la flexion/extension du tronc. Cette évaluation se base sur des critères objectifs (activité myoélectrique, vitesse de déplacement du centre des pressions (CoPv) et cinématique), ainsi que sur des critères subjectifs (inconfort perçu).

PROTOCOLE EXPERIMENTAL

Participants

14 participants volontaires adultes, 6 femmes (32 ± 10 ans, $163,8 \pm 4,6$ cm, $57,2 \pm 10,1$ kg) et 8 hommes ($32 \pm$

13 ans, $183,5 \pm 6,5$ cm, $86,5 \pm 11,4$ kg), sans antécédents de troubles neuromusculaires des membres inférieurs et du dos, 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 les deux jours précédant l'expérience afin d'éviter le risque de fatigue musculaire. Les expérimentations ont été approuvées par le Comité d'éthique de la recherche local (No. CER-Paris-Saclay-2022-406).

Exosquelette

Le dispositif en question est la version 2022 du Hapo (ErgoSanté, Anduze, France), un exosquelette passif de tronc (Figure 1). Il pèse 1,1 kg et est disponible en 3 tailles (selon la morphologie de l'utilisateur). Il est composé de deux ressorts cylindriques en matériaux composites, fixés d'une part sur des bretelles au niveau des épaules, et d'autre part sur des manchons positionnés sur les cuisses. Les ressorts sont attachés à une ceinture (avec appui lombaire) *via* des sangles permettant d'ajuster le niveau de pré-contrainte des ressorts.

Lors de la flexion du tronc vers l'avant, les ressorts de l'exosquelette génèrent un moment d'extension au niveau du bas du dos par un transfert d'une partie des forces appliquées sur la zone lombaire vers le torse et les cuisses.



Figure 1 : Vue isométrique du Hapo. Les ressorts sont représentés en jaunes

Procédure

Après un court échauffement, les participants ont réalisé deux tâches avec et sans exosquelette. Les sujets ont commencé par une tâche dynamique de port de charge puis ont réalisé une tâche isométrique de

flexion du tronc. L'ordre des conditions (« avec exo » et « sans exo ») variait systématiquement d'un sujet à l'autre.

Tâche 1 : Port de charge

Les sujets devaient se positionner debout sur une plateforme de force, face à la charge (boîte de 6 kg) posée au sol 20 cm devant la plateforme. Les sujets devaient prendre cette charge au sol, se relever, la redéposer à la même place puis se redresser sans la charge. Les prises et dépôts de charge étaient réalisés avec flexion des genoux. Cet exercice devait être effectué 10 fois d'affilé dans chacune des conditions.

Tâche 2 : Flexion statique du tronc

Debout sur la plateforme de force, les sujets devaient maintenir la posture suivante durant 1 minute : jambes tendues mais genoux débloqués, flexion du tronc d'environ 40° (défini comme l'angle Verticale-T8), les bras relâchés à la verticale (les mains étaient à peu près au niveau des genoux).

Pour s'assurer que l'angle de flexion du tronc était maintenu à 40° durant la tâche, l'expérimentateur se reportait à la mesure affichée par le logiciel de capture du mouvement. Les sujets étaient directement corrigés verbalement en cas d'écarts observés vis-à-vis de la consigne angulaire.

Acquisition et analyse de données

EMG

L'activité électromyographique (EMG) du grand dorsal, de l'érecteur spinal longissimus, du droit de l'abdomen, de l'oblique externe, du droit fémoral, du biceps fémoral, du tibial antérieur et du gastrocnémien médial a été enregistrée sur le côté droit du corps, durant les deux tâches, selon les recommandations SENIAM (Hermens & Freriks, 1997). Les signaux EMG ont été mesurés à une fréquence de 2 000 Hz et filtrés avec un passe-bas de 4 Hz. Avant les tâches expérimentales, une contraction isométrique volontaire maximale (MVC – *Maximal Voluntary Contraction*), effectuée contre une résistance manuelle de l'expérimentateur, a été réalisée successivement pour tous les muscles (exercices inspirés de Pitcher et al., 2007 et Silvers & Dolny, 2011). Toutes les contractions ont été maintenues pendant 5 secondes et séparées par au moins 45 secondes de récupération. Pour chaque acquisition, une fenêtre glissante de 100 ms a été utilisée pour déterminer la valeur rectifiée et moyennée maximale. Cette valeur a été utilisée comme valeur de référence (Burden, 2010).

Pour les deux tâches expérimentales, la valeur RMS a été calculée pour chaque sujet, dans les deux conditions. Cette valeur a été normalisée par rapport à la valeur de référence correspondante. Les valeurs normalisées des 14 sujets ont ensuite été moyennées pour chaque condition.

Plateforme de force

Au cours des deux tâches expérimentales, une plateforme de force AMTI® a été placée sous les pieds des participants pour évaluer les déplacements du centre de pression (CoP) avec et sans exosquelette. Le signal a été enregistré à 150 Hz. La vitesse moyenne du centre de pression (CoPv), moyennée sur les 14 participants, a été choisie comme paramètre d'intérêt pour étudier le déplacement du CoP.

Capture de mouvement

L'analyse cinématique a été réalisée grâce à un logiciel de capture de mouvement (MVN, Xsens Technologies, Enschede, The Netherlands). 17 centrales inertielles étaient placées sur le corps entier.

Pour les deux tâches, les angles moyens (en flexion/extension) des hanches, des genoux, des chevilles et Verticale-T8 ont été calculés. L'amplitude de mouvement (ROM - *range of motion*) des articulations précitées a également été calculée pour la tâche dynamique. Pour cette tâche, les 10 répétitions du port de charge ont été segmentées puis moyennées. La segmentation a été réalisée à partir du *pattern* de l'angle Verticale-T8. Pour chaque angle étudié un *pattern* moyen des 14 sujets a été tracé, dans les deux conditions.

Inconfort perçu

L'inconfort perçu (RPD – *rating of perceived discomfort*) des membres inférieurs, du torse et de la zone dorso-lombaire a été évalué grâce à une échelle de Borg (échelle CR10 – Figure 2). Les participants devaient noter ces 3 paramètres après chaque tâche, dans les deux conditions.

CR10 scale[®] (Categorical Rating 10)

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

Figure 2 : Echelle CR10

Statistiques

Les analyses statistiques ont été réalisées avec le logiciel JASP (version 0.16.1.0). L'échantillon étant relativement faible (N = 14), l'hypothèse *a priori* du test *t* de Student sur échantillons pairés (normalité de la distribution des différences) n'est pas toujours respectée. Son équivalent non paramétrique, le test de Wilcoxon, a donc été utilisé. Le seuil de significativité a été fixé à 5 % ($p < 0,05$). Les valeurs présentées sont les moyennes des 14 participants \pm les écart-types.

RESULTATS

EMG

Tâche 1 : Port de charge

Les résultats EMG de la tâche de port de charge présentés sur la Figure 3 montrent un effet significatif du port de l'exosquelette sur deux muscles : une réduction de 18,3 % de l'activation du longissimus ($p = 0,006$) et une augmentation de 28,6 % de celle de l'oblique externe ($p = 0,007$) ont été observées. Aucune différence statistiquement significative de l'activité EMG n'a été rapportée pour les autres muscles lors de cette tâche.

Tâche 2 : Flexion statique du tronc

Lors de la tâche de flexion du tronc (Figure 4), une réduction significative de 18,2 % ($p < 0,001$) du longissimus et de 18,8 % ($p = 0,004$) du grand dorsal a été observée. L'activation du droit fémoral est également significativement réduite (19 %) durant cette tâche. L'activité des autres muscles n'a pas été significativement impactée par le port de l'exosquelette.

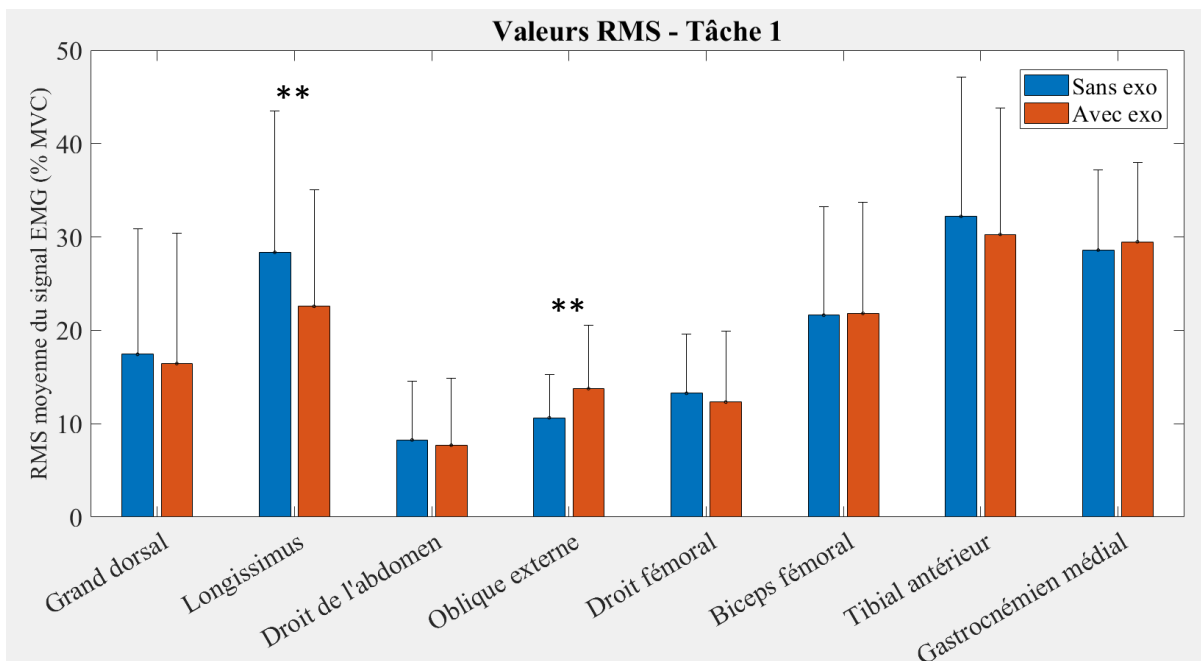


Figure 3 : Valeurs EMG moyennes normalisées par la MVC, avec et sans exosquelette pour la tâche de port de charge. Les astérisques indiquent une différence significative (* = $p < 0,05$; ** = $p < 0,01$ et *** = $p < 0,001$) vis-à-vis de la condition de référence (sans exosquelette)

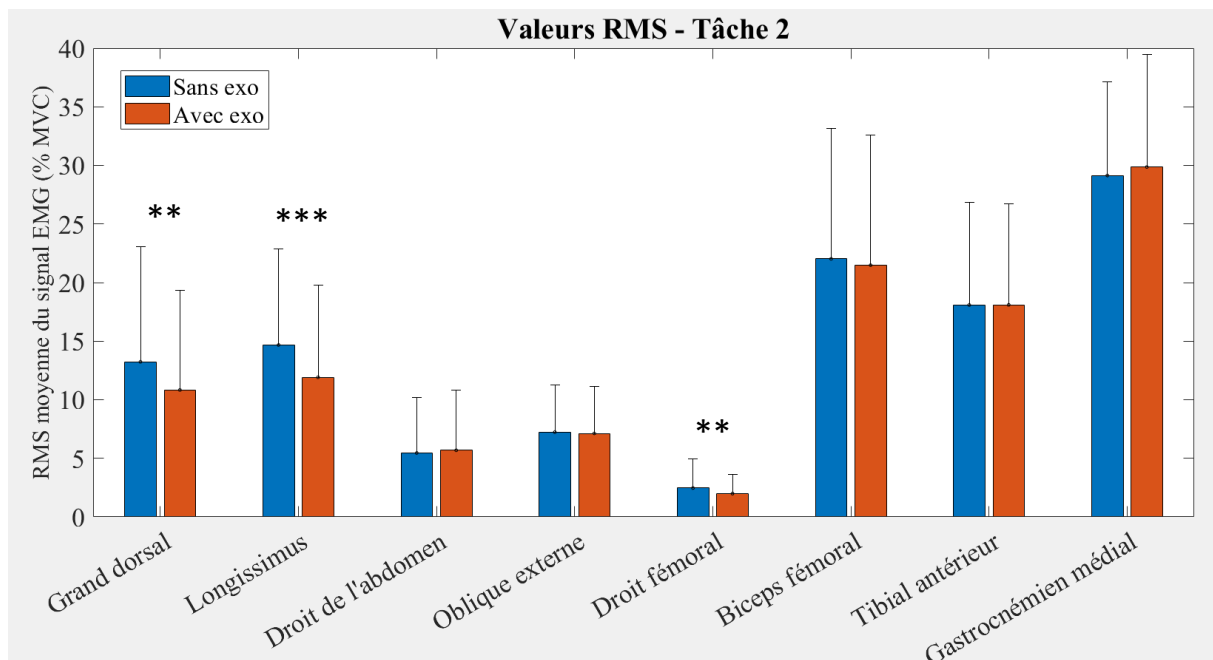


Figure 4 : Valeurs EMG moyennes normalisées par la MVC, avec et sans exosquelette pour la tâche de flexion statique du tronc. Les astérisques indiquent une différence significative (* = $p < 0,05$; ** = $p < 0,01$ et *** = $p < 0,001$) vis-à-vis de la condition de référence (sans exosquelette)

Cinématique

Tâche 1 : Port de charge

La ROM des hanches, présentée sur la Figure 5 est significativement inférieure d'environ 6,5 % pour la condition « Avec exo » ($p = 0,025$ pour la hanche gauche et $p = 0,005$ pour la hanche droite). Les angles moyens des hanches ne sont en revanche pas significativement différents d'une condition à l'autre.

Il a également été observé que l'angle moyen Verticale-T8 (Figure 6) correspondant à la flexion du tronc, est significativement plus élevé dans la condition « Avec exo » ($39,5^\circ$ au lieu de $36,5^\circ$) ($p = 0,035$). La ROM est aussi plus élevée dans cette condition mais pas significativement. Les ROM et angles moyens des genoux et chevilles ne montrent aucune différence significative entre les deux conditions.

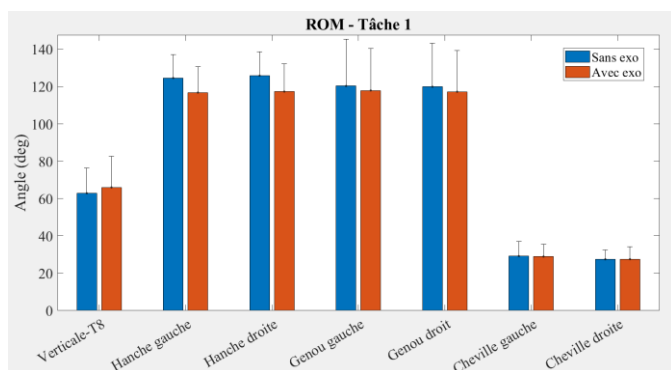


Figure 5 : Valeurs moyennes de l'amplitude de mouvements articulaires, avec et sans exosquelette pour la tâche de port de charge

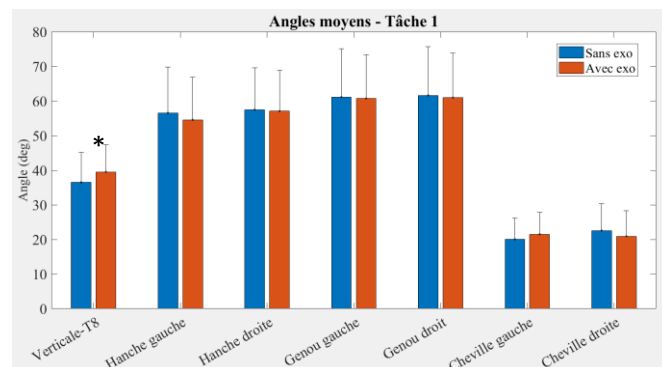


Figure 6 : Valeurs moyennes des angles articulaires, avec et sans exosquelette pour la tâche de port de charge

Tâche 2 : Flexion statique du tronc

Durant la tâche de flexion du tronc, l'angle moyen Verticale-T8 est de $42,4^\circ (\pm 4,1^\circ)$ sans exo et de $40,9^\circ (\pm 6,6^\circ)$ avec exo. La réduction de l'angle moyen d'une condition à l'autre n'est pas statistiquement significative.

L'angle moyen des hanches est plus faible avec exosquelette (significativement pour la hanche gauche ; $p = 0,035$). Les angles moyens des genoux et chevilles ne sont pas significativement différents d'une condition à l'autre.

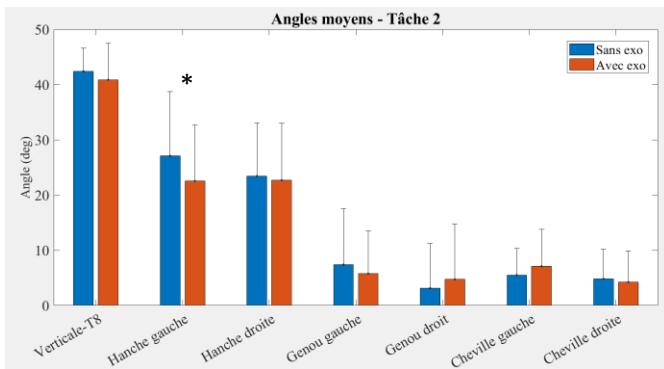


Figure 7 : Valeurs moyennes des angles articulaires, avec et sans exosquelette pour la tâche de flexion statique du tronc

Plateforme de force

Suite à des problèmes techniques, les sujets 4 et 14 ont été exclus des résultats de plateforme pour la tâche 1, et le sujet 8 l'a été pour la tâche 2. La vitesse de déplacement du centre des pressions (CoPv) n'est pas statistiquement différente d'une condition à l'autre, et ce, pour les deux tâches considérées.

Tâche 1 : Port de charge

Les mesures de CoPv pour la première tâche étaient de :

- CoPv sans exo = 0,091 m.s⁻¹
- CoPv avec exo = 0,086 m.s⁻¹

Tâche 2 : Flexion statique du tronc

En ce qui concerne la seconde tâche, la vitesse de déplacement du centre des pressions était de :

- CoPv sans exo = 0,0059 m.s⁻¹
- CoPv avec exo = 0,0058 m.s⁻¹

Inconfort perçu

Tâche 1 : Port de charge

Les résultats subjectifs lors du port de charge présentés sur la Figure 8 montrent une réduction du score d'inconfort perçu moyen sur les membres inférieurs (de 3,7 à 3,1/10) et sur la zone dorso-lombaire (de 3,5 à 2,2/10 ; p = 0,027) lors du port de l'exosquelette. En moyenne, le score d'inconfort est le même au niveau du torse (2,0 et 2,1/10).

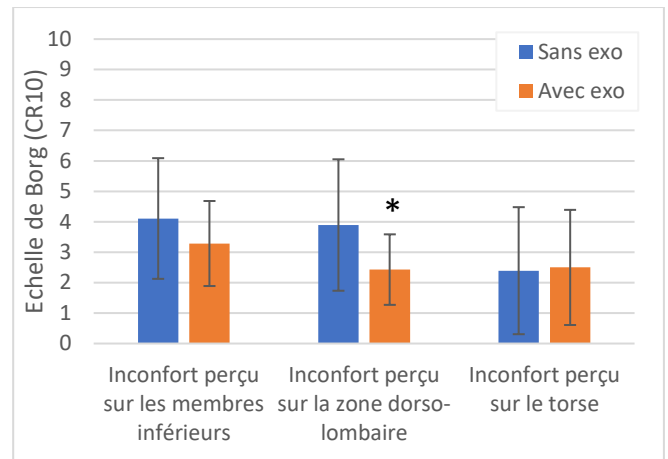


Figure 8 : Résultats subjectifs pour la tâche de port de charge : inconforts perçus avec et sans exosquelette. Les astérisques indiquent une différence significative (* = p < 0,05 ; ** = p < 0,01 et *** = p < 0,001) vis-à-vis de la condition de référence (sans exo)

Tâche 2 : Flexion statique du tronc

Les résultats d'inconfort perçu pour la tâche 2 (Figure 9) montrent des tendances similaires à la tâche 1 : réduction de l'inconfort perçu sur les membres inférieurs (de 3,0 à 2,5/10) et le dos (de 3,5 à 1,9/10 ; p = 0,004) lors du port de l'exosquelette, et score quasi-identique pour le torse (1,2 et 1,3/10).

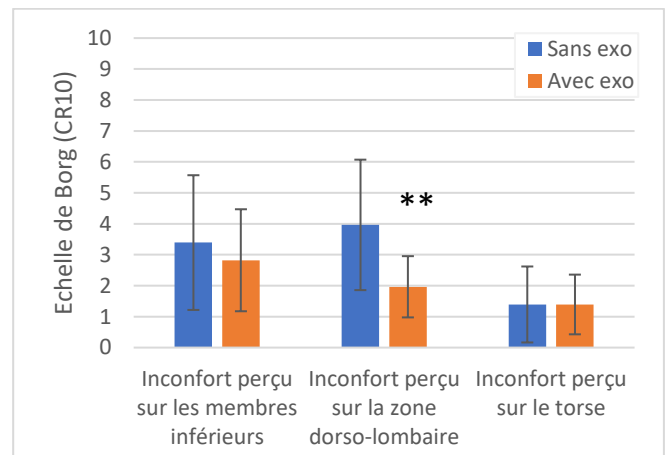


Figure 9 : Résultats subjectifs pour la tâche de flexion statique du tronc : inconforts perçus avec et sans exosquelette. Les astérisques indiquent une différence significative (* = p < 0,05 ; ** = p < 0,01 et *** = p < 0,001) vis-à-vis de la condition de référence (sans exo)

DISCUSSION

L'objectif de la présente étude était d'évaluer les effets d'un exosquelette passif de tronc (Hapo) sur l'activité musculaire, la cinématique, l'équilibre postural et l'inconfort perçu de l'opérateur durant des tâches de port de charge et de flexion du tronc.

Tâche 1 – Port de charge

Il a été vu que la ROM et les angles moyens des hanches étaient inférieurs avec le Hapo. Ces résultats, étudiés de pair avec les courbes des mouvements moyens de

la hanche (Figure 10) montrent que le Hapo réduit légèrement l'amplitude de mouvement de la hanche (moins d'extension et moins de flexion).

Les résultats présentés sur la Figure 11 montrent également une flexion du tronc plus élevée dans la condition « Avec exo ». De plus, d'après les courbes représentant cet angle moyen au cours du mouvement, la valeur dans la condition « Avec exo » est toujours plus élevée que dans celle « Sans exo », et ce, d'autant plus lorsque le sujet prend et repose la boîte. En général, avec l'exosquelette, les sujets fléchissent donc davantage le tronc pour aller au sol et se redressent moins lors de l'extension du tronc, probablement pour profiter de l'assistance au

maximum. Cette différence de cinématique est la seule notable puisque les ROM et les angles moyens des genoux et chevilles ne montrent aucune différence significative entre les deux conditions.

Les résultats EMG de la tâche de port de charge montrent une assistance du Hapo sur les muscles du dos : l'activation du grand dorsal semble réduite (non statistiquement significatif) et celle du longissimus est significativement réduite de 18,3 %. Baltrusch et al. (2019) qui avaient évalué un dispositif d'assistance physique comparable lors d'une tâche de port de charge, avaient également observé une tendance de l'exosquelette à réduire l'activité des érecteurs du

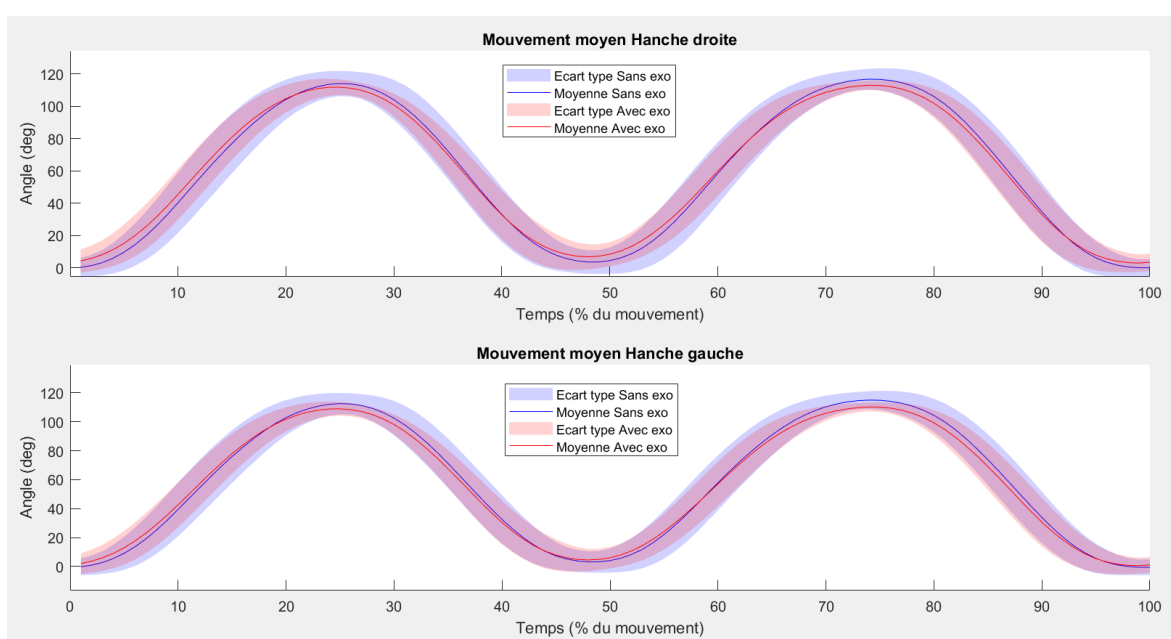


Figure 10 : Valeur de l'angles de flexion des hanches durant un mouvement moyen de flexion/extension, avec (ligne rouge) et sans exosquelette (ligne bleu) pour la tâche de port de charge.

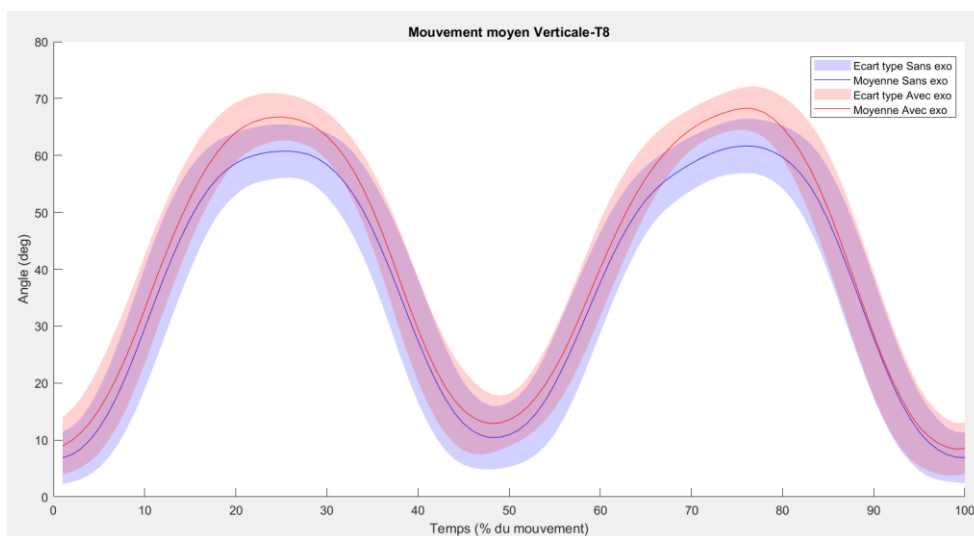


Figure 11 : Valeur de l'angle Verticale-T8 durant un mouvement moyen de flexion/extension, avec (ligne rouge) et sans exosquelette (ligne bleu) pour la tâche de port de charge.

Rachis. Les auteurs avaient indiqué que l'effort exercé par les muscles extenseurs du tronc était en partie pris en charge par le couple généré par l'exosquelette.

Bien que l'activité musculaire de l'oblique externe ait augmenté significativement de 28,6 % lors du port du Hapo (de 10,7 % à 13,8 % de la MVC), il est à noter que ce muscle était relativement peu sollicité durant la tâche. Une des fonctions de l'oblique externe, en contraction bilatéral, est la flexion du tronc, mouvement nécessaire lors de la réalisation de la tâche, lorsque l'on vient prendre la charge au sol. Durant ce mouvement, les forces développées par les obliques externes d'une part, et de l'exosquelette d'autre part, agissent en opposition. L'utilisateur doit donc solliciter davantage ce muscle lors de la phase de flexion du tronc pour compenser la résistance des ressorts. Alemi et al. (2019) ont également observé une augmentation de 16 à 39 % sur l'oblique externe lors du port d'un exosquelette comparable durant différentes tâches de port de charge. Ils suggèrent que cela serait en partie dû à un manque de familiarisation des participants avec l'exosquelette, ce qui pourrait impliquer que certains sujets co-contractaient leurs muscles abdominaux au lieu de laisser l'exosquelette supporter le poids de leur torse pendant le levage. Si cette augmentation ne devrait pas être gênante pour les utilisateurs sains, ce type d'exosquelette pourrait en revanche être contre indiqué pour un public souffrant de pathologie des muscles abdominaux.

Il paraît étonnant que le muscle droit de l'abdomen, lui aussi fléchisseur du tronc, n'ait pas été davantage sollicité lors du port de l'exosquelette. Baltrusch et al. (2019) ont eux aussi constaté une augmentation significative de l'activation de l'oblique externe lors du port de l'exosquelette qui avait été testé (sur une tâche similaire), mais également du droit de l'abdomen.

Les muscles des cuisses ne sont pas significativement impactés par le port du Hapo. Alemi et al. (2020) n'ont pas non plus observé de différence significative sur les muscles des cuisses avec les deux autres modèles d'exosquelettes. Les résultats de la présente étude montrent tout de même une tendance de réduction de l'activité musculaire du droit fémoral. Sur l'ensemble du mouvement étudié (flexion puis extension du tronc), cette réduction était de 7,4 % lors du port du Hapo. Sachant que ce muscle participe à la fois à la flexion de la hanche (phase de flexion du tronc) et à l'extension du genou (phase d'extension du tronc), il aurait été judicieux de considérer un des trois autres muscles du quadriceps (qui ne sont pas impliqués lors de la phase de flexion du tronc) pour quantifier plus

précisément l'assistance possible de l'exosquelette sur les cuisses. D'après Alemi et al. (2019), l'utilisation de l'exosquelette étudié par les auteurs a réduit le pic d'activité maximale sur le muscle vaste latéral d'environ 19 % et 17 %, respectivement pour des tâches de levage symétriques et asymétriques.

Les résultats issus de la plateforme de force ne montrent pas de différence significative de la vitesse de déplacement du centre des pressions. Le Hapo ne semble donc pas avoir d'effet sur l'équilibre postural des sujets. De plus, d'après les résultats des muscles posturaux tibial antérieur et gastrocnémien médial (pas de différence significative), il semble qu'il n'y ait pas d'ajustements posturaux anticipateurs supplémentaires avec le Hapo.

Concernant les résultats subjectifs lors du port de charge, l'inconfort perçu moyen sur la zone dorso-lombaire reflète les résultats EMG des érecteurs du rachis. On observe en effet une réduction significative de l'inconfort perçu, passant de modéré (3,5/10) à faible (2,2/10). La réduction de l'inconfort perçu sur les membres inférieurs (non significative) pourrait être liée à la possible assistance sur le droit fémoral évoquée précédemment. Cela pourrait aussi être causé par un effet placebo. Le score moyen d'inconfort perçu au niveau du torse est similaire dans les deux conditions, révélant un bon confort des bretelles de l'exosquelette.

Tâche 2 – Flexion du tronc statique

Durant cette tâche, les sujets devaient rester dans une position statique de flexion du tronc, avec un angle entre la verticale et le tronc de 40°. L'angle réel mesuré est en moyenne de 42,4° sans exo et de 40,9° avec exo, avec des écarts types de respectivement 4,1° et 6,6°. La réduction de l'angle moyen d'une condition à l'autre n'est pas statistiquement significative.

Sur une tâche similaire, Bosch et al. (2016) qui avaient évalué les effets d'un autre modèle d'exosquelette, ont observé une plus grande flexion du tronc avec l'exosquelette comparée à la situation sans exosquelette (38,0 ± 7,5 contre 32,8 ± 5,4). D'après les auteurs, ceci s'expliquait par le fait que la flexion du tronc demande beaucoup moins d'effort musculaire lors du port de l'exosquelette (réduction de 37 % sur le longissimus). À partir de leurs données cinématiques et EMG, ils ont conclu que l'activité musculaire dans le bas du dos était significativement et substantiellement plus faible dans la condition « Avec exo », même malgré la flexion légèrement plus importante du tronc dans cette condition.

La consigne de leur tâche étant la même que dans la présente étude (40° de flexion, corrigée au cours de la tâche par l'expérimentateur), il est possible que la différence de flexion du tronc entre les deux conditions, observée dans les deux études avec résultats divergents, soit plutôt la conséquence de biais expérimentaux ou de faits aléatoires.

Les résultats EMG de la présente étude sur cette tâche montrent une réduction significative de l'activité musculaire du grand dorsal et du longissimus, de respectivement 18,2 et 18,8 %. L'exosquelette Hapo permet donc également de réduire l'activation des muscles du dos lors d'une tâche statique tronc fléchi.

Le droit fémoral est également moins sollicité avec le Hapo (19,3 %) mais cela est à relativiser au vu de la faible sollicitation de celui-ci dans les deux conditions (2,5 et 2,0 % de la MVC). Les autres muscles ne sont pas significativement impactés par le port de l'exosquelette.

Bosch et al. soulignent que l'exosquelette utilisé dans leur étude est, comme pour le Hapo, attaché à la face avant des cuisses et applique donc une force vers l'arrière sur les membres inférieurs. Ils ont émis l'hypothèse que cette force pourrait induire une hyperextension des genoux et que le biceps fémoral serait davantage sollicité pour limiter cela. Cette hypothèse n'a toutefois pas été confirmée par les auteurs et n'a pas non plus été confirmée dans la présente étude. Bosch et al. avaient tout de même observé une extension plus importante des genoux avec exosquelette et craignaient un risque pour la santé du dos et/ou genoux des utilisateurs. Les résultats cinématiques de la présente étude ne semblent pas aller dans le sens de ces observations, le Hapo ayant peu impacté la position des membres inférieurs. En effet, les angles moyens des genoux et des chevilles ne sont pas significativement impactés par la condition. Seul l'angle moyen de la hanche gauche est significativement plus faible (4,5° d'écart) avec exosquelette, ce qui n'est pas le cas de l'autre côté.

L'équilibre postural des sujets n'a pas non plus été impacté durant cette tâche : ni la CoPv ni la RMS du gastrocnémien et du tibial antérieur ne sont significativement différentes d'une condition à l'autre.

Concernant les résultats subjectifs, on observe les mêmes tendances que pour la tâche 1 : réduction de l'inconfort perçu sur les membres inférieurs bien que non-significatif (de 3,0 à 2,5/10), sur le dos (de 3,5 à

1,9/10), et score quasi-identique pour le torse. Ces résultats sont en adéquation avec les résultats EMG.

LIMITES

Les limites de l'étude sont principalement liées à l'échantillon. En effet, comme cela est souvent le cas dans les études de ce domaine de recherche, les participants ne couvraient pas l'ensemble de la population active, étant relativement jeunes et en bonne santé. Il faut donc être prudent en généralisant les résultats actuels pour les travailleurs âgés, blessés et/ou à forte corpulence. En outre, les participants sont presque tous des salariés de l'entreprise ErgoSanté. Même si ceux-ci ne sont pas impliqués dans la conception de l'exosquelette, cela peut représenter un biais de l'étude, notamment en ce qui concerne les résultats subjectifs.

Une autre limite à prendre en compte est la courte durée des tâches expérimentales. Certains inconforts pourraient par exemple se révéler sur des périodes d'utilisation plus longues. L'effet de l'exosquelette lors d'une utilisation à long terme nécessiterait alors une étude plus approfondie.

CONCLUSION

Les réductions d'environ 18 % de l'amplitude du signal EMG observées sur les érecteurs du rachis ainsi que les réductions de l'inconfort perçu sur la zone dorso-lombaire montrent que cet exosquelette passif réduit les efforts musculaires et pourrait donc constituer une stratégie efficace pour réduire les risques de développer une lombalgie lors d'un travail requérant une flexion du tronc, que celle-ci soit dynamique ou isométrique, complète ou non.

Les résultats de la présente étude ont permis de s'assurer que le dispositif n'engendrait pas de contraintes néfastes sur l'utilisateur. Outre l'augmentation de l'activation de l'oblique externe durant la tâche dynamique, l'exosquelette n'a pas sur-sollicité significativement les muscles antagonistes et posturaux étudiés. Il n'a pas non plus perturbé l'équilibre des utilisateurs.

L'étude cinématique a montré de faibles modifications d'une condition à l'autre, qui pourraient faire légèrement varier la réduction de l'activation des érecteurs du rachis. Aucune modification de la cinématique de l'opérateur pouvant mettre en évidence un danger pour lui n'a été observée.

CONFLITS D'INTERETS

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

BIBLIOGRAPHIE

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

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

Alemi, M. M., Madinei, S., Kim, S., Srinivasan, D., & Nussbaum, M. A. (2020). Effects of two passive back-support exoskeletons on muscle activity, energy expenditure, and subjective assessments during repetitive lifting. *Human factors*, 62(3), 458-474.

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

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

Bourigau, I. (2014). *Évaluation biomécanique des mouvements du tronc et de l'initiation de la marche chez les patients lombalgiques chroniques : Mise en évidence d'un déconditionnement moteur avant et après un programme de restauration fonctionnelle du rachis* [PhD Thesis]. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis.

Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25years of research. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(6), 1023-1035. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.07.004>

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

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

Gourmelen, J., Chastang, J.-F., Ozguler, A., Lanoë, J.-L., Ravaut, J.-F., & Leclerc, A. (2007). Fréquence des lombalgies dans la population française de 30 à 64 ans. Résultats issus de deux enquêtes nationales. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 50(8), 633-639. <https://doi.org/10.1016/j.annrmp.2007.05.008>

Hartvigsen, J., Hancock, M. J., Kongsted, A., Louw, Q., Ferreira, M. L., Genevay, S., Hoy, D., Karppinen, J., Pransky, G., Sieper, J., Smeets, R. J., Underwood, M., & Lancet Low Back Pain Series Working Group. (2018). What low back pain is and why we need to pay attention. *Lancet (London, England)*, 391(10137), 2356-2367. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(18\)30480-X](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(18)30480-X)

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

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

Lombalgie. Statistique—Risques—INRS. (s. d.). Consulté 21 septembre 2022, à l'adresse <https://www.inrs.fr/risques/lombalgies/statistique.html>

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

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

Marion, P. (2015). *Proposition de combinaisons optimales de contractions volontaires maximales isométriques pour la normalisation de 12 muscles de l'épaule.*

Pitcher, M. J., Behm, D. G., & MacKinnon, S. N. (2007). Neuromuscular fatigue during a modified Biering-Sørensen test in subjects with and without low back pain. *Journal of sports science & medicine*, 6(4), 549.

Silvers, W. M., & Dolny, D. G. (2011). Comparison and reproducibility of sEMG during manual muscle testing on land and in water. *Journal of electromyography and kinesiology*, 21(1), 95-101.

Thiese, M. S., Hegmann, K. T., Wood, E. M., Garg, A., Moore, J. S., Kapellusch, J., Foster, J., & Ott, U. (2014). Prevalence of low back pain by anatomic location and intensity in an occupational population. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 15(1), 283. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-15-283>

Vos, T., Allen, C., Arora, M., Barber, R. M., Bhutta, Z. A., Brown, A., Carter, A., Casey, D. C., Charlson, F. J., Chen, A. Z., Coggeshall, M., Cornaby, L., Dandona, L., Dicker, D. J., Dilegge, T., Erskine, H. E., Ferrari, A. J., Fitzmaurice, C., Fleming, T., ... Murray, C. J. L. (2016). Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 310 diseases and injuries, 1990–2015: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015. *The Lancet*, 388(10053), 1545-1602. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(16\)31678-6](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(16)31678-6)