

Notes techniques

EXOSQUELETES D'ASSISTANCE DU DOS : APPORTS DE LA TECHNOLOGIE ROBOTISÉE

Les exosquelettes d'assistance du dos ont pour objectif d'assister en force les opérateurs lors de tâches physiques de travail et, ainsi, de contribuer à la prévention des lombalgies. L'apport des technologies robotisées reste cependant encore peu étudié. L'INRS a mené une étude en laboratoire, afin d'analyser les conséquences biomécaniques de l'utilisation de deux exosquelettes robotisés d'assistance du dos, dont les résultats sont présentés dans cet article.

MATHILDE SCHWARTZ,
KÉVIN DESBROSSES
INRS,
département
Homme
au travail

Dans un contexte d'évolution technologique, de nouveaux systèmes d'assistance physique, tels que les exosquelettes professionnels, sont déployés dans les entreprises pour prévenir les accidents du travail et les maladies professionnelles. L'objectif annoncé de l'utilisation de ces exosquelettes est de réduire les sollicitations physiques des travailleurs tout en préservant leur expertise de travail (prise de décision, qualité du geste...). En d'autres termes, ils permettraient de limiter localement le niveau de force développé par les opérateurs lors de leurs tâches de travail, réduisant ainsi l'un des facteurs de risque biomécaniques de survenue de troubles musculosquelettiques (TMS) lié à un travail physiquement exigeant. Un exosquelette professionnel est une structure externe portée par un salarié pour l'assister dans ses mouvements : il génère un couple de forces réduisant ou remplaçant la force initialement nécessaire pour accomplir une tâche de travail. Il existe de nombreux types d'exosquelettes, dépendant tout d'abord de la ou des articulations qu'ils assistent : dos, membres supérieurs, membres inférieurs ou ensemble du corps. Ils se divisent également en deux catégories selon la technologie utilisée. Les exosquelettes passifs utilisent des éléments élastiques, des ressorts ou des vérins pour stocker et restituer de l'énergie mécanique. Dans ce cadre, l'utilisateur doit fournir en amont une certaine force pour mettre en tension le système et bénéficier par la suite de l'assistance. Les exosquelettes actifs utilisent quant à eux des moteurs et des capteurs pour fournir une assistance sur demande, sans action de mise en tension préalable par l'opérateur.

De nombreuses études ont examiné les conséquences de l'utilisation d'exosquelettes dans diverses tâches et ont conclu que ces systèmes induisaient une réduction des sollicitations au niveau des muscles assistés [1, 2]. Cependant, des travaux ont également montré que l'efficacité des exosquelettes pouvait dépendre de plusieurs facteurs : leur mode d'assistance (passif ou actif) [3], leur niveau d'assistance (*i.e.*, le couple de forces fourni par l'exosquelette) [4] et leurs caractéristiques



© Gael Kerbaol/INRS/2023

RÉSUMÉ

Les exosquelettes robotisés d'assistance du dos, tout comme leurs précurseurs passifs, ont pour objectif d'assister en force les opérateurs lors de tâches physiques de travail, et ainsi de contribuer à la prévention des lombalgies. Cependant, l'apport des technologies robotisées est récent et reste encore peu étudié. C'est pourquoi, afin d'analyser les conséquences biomécaniques (cinématique et activité musculaire) de l'utilisation de deux exosquelettes

robotisés d'assistance du dos (EXO1 et EXO2), ceux-ci ont été évalués expérimentalement lors d'une tâche de manutention de charges (5 kg et 15 kg) impliquant une flexion/extension du tronc (dos et hanches), avec deux niveaux d'assistance (24 Nm et 72 Nm). L'utilisation de ces exosquelettes a induit des réductions significatives de l'activité électromyographique des muscles extenseurs du tronc ainsi que des modifications cinématiques.

Ces effets différaient toutefois selon les caractéristiques des exosquelettes (poids, structure et niveau d'assistance) et de celles de la tâche (angle d'inclinaison et charge manipulée). Ces résultats apportent de nouveaux éléments de compréhension sur l'utilisation d'une assistance physique robotisée et sur sa possible intégration en situation réelle de travail.

BACK-SUPPORT EXOSKELETONS: THE BENEFITS OF ROBOT TECHNOLOGY

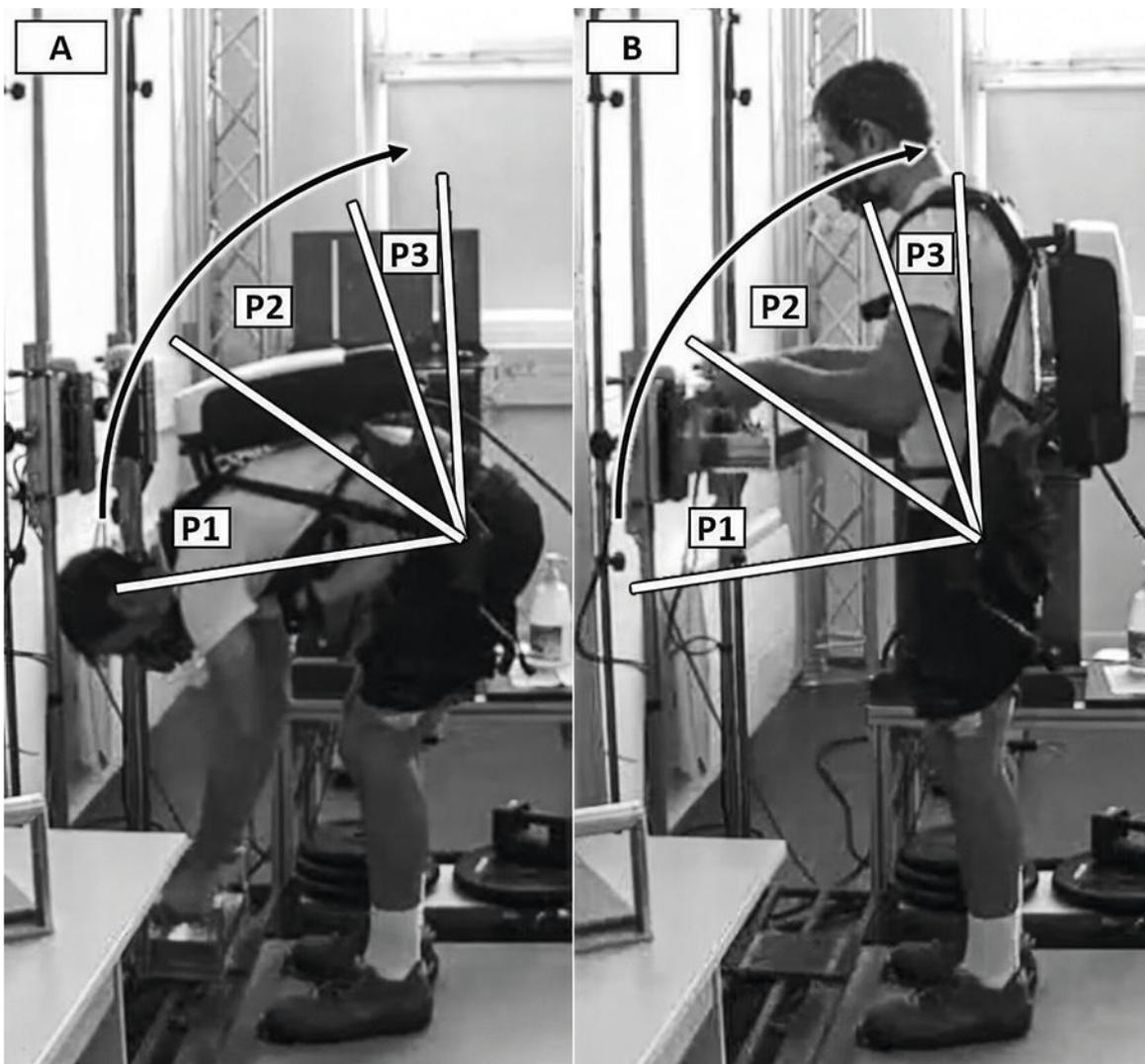
Active back-support exoskeletons, like their passive predecessors, aim to assist operators with strength during physical work tasks, and thus contribute to preventing lower back pain. However, the benefit of robot technology is recent and has not yet been sufficiently studied. This is why in order to analyse the biomechanical impact (cinematic and muscle activity) of the use of two active back-support exoskeletons

(EXO1 and EXO2), these exoskeletons were evaluated experimentally during a load handling task (5kg and 15kg) involving the flexion/extension of the trunk (back and hips), with two support levels (24Nm and 72Nm). The use of these exoskeletons led to significant reductions in the electromyographic activity of trunk extensor muscles as well as cinematic modifications. However, these effects

differed based on the characteristics of the exoskeletons (weight, structure and support level) and those of the task (bending angle and load handled). These results provide new understanding of the use of active exoskeletons and about their possible integration in real work situations.

structurelles [5], ainsi que de la nature de la tâche effectuée (poids manipulé, type de mouvement) [5, 6]. Si les exosquelettes passifs ont été plus largement étudiés, les exosquelettes actifs, dont la technologie robotisée est plus récente, suscitent encore des interrogations quant à leur efficacité en terme de réductions des sollicitations musculaires. En effet, si la plupart des exosquelettes passifs disponibles sur le marché proposent des niveaux d'assistance limités (du fait de leur technologie : ressorts ou élastiques nécessitant d'être mis en tension par l'utilisateur) et souvent non réglables (ou de façon simpliste), les exosquelettes actifs (avec une technologie robotisée) permettent en revanche de fournir des niveaux d'assistance plus élevés et d'être réglés plus finement pour s'adapter aux tâches effectuées (notamment au caractère statique ou dynamique de la tâche ainsi qu'à la charge manutentionnée). Ces caractéristiques techniques doteraient théoriquement les exosquelettes robotisés de meilleures performances d'assistance. Toutefois, en situation réelle de travail, le poids des charges manipulées n'est pas toujours connu des opérateurs et peut varier au cours de l'activité. Cela pose alors des questions quant au réglage du niveau d'assistance de l'exosquelette. Est-il préférable de choisir un

unique niveau d'assistance ou de l'adapter au cours de l'activité en fonction des charges (si elles sont connues) ? Quelle valeur d'assistance choisir ? Un niveau d'assistance élevé apportera-t-il davantage de bénéfices en terme de réduction des sollicitations musculaires qu'un niveau plus faible ? Par ailleurs, les résultats d'études antérieures ont montré que les avantages apportés par les exosquelettes passifs pouvaient être limités, voire inexistant, lors de certaines phases du mouvement imposé par la tâche [5]. En effet, l'assistance générée par les exosquelettes passifs est mécaniquement dépendante de l'angle de l'articulation assistée [7] et n'est donc optimale que sur une plage angulaire déterminée. Les exosquelettes robotisés, en raison de leur capacité à générer un couple de forces motorisé et piloté, pourraient quant à eux offrir une assistance plus adaptée tout au long du mouvement. Au regard de ces éléments et des questions soulevées, l'INRS a conduit une étude en laboratoire pour évaluer les conséquences biomécaniques (sur la cinématique et l'activité musculaire) de l'utilisation de deux exosquelettes robotisés d'assistance du dos, en se focalisant sur l'effet du niveau d'assistance, du poids de la charge manipulée et des différentes phases d'un mouvement d'extension du tronc.



↑ FIGURE 1 Tâche expérimentale de travail et phases d'inclinaison du tronc lors du soulèvement de la caisse.
 A : début du mouvement avec la caisse positionnée à hauteur des chevilles.
 B : fin du mouvement avec la caisse positionnée contre la plateforme située en avant et à hauteur des coudes.
 P1 : correspond à la première moitié de l'extension du tronc.
 P2 : correspond à la seconde moitié.
 P3 : correspond, en position redressée, au mouvement permettant de déplacer la charge en avant vers la plateforme.

Description de l'étude

Les participants

Quinze hommes volontaires, sans pathologie musculosquelettique, ont participé à cette étude. L'échantillon a été restreint aux hommes car lors d'une étude précédente nous n'avons pas relevé de différences significatives entre les sexes dans les réponses à l'électromyographie de surface (EMG) induites par l'utilisation d'exosquelettes [5], mais également du fait que les hommes apparaissent davantage exposés aux risques physiques liés aux postures et tâches contraignantes [8]. Chaque participant a tout d'abord réalisé cinq séances d'entraînement, d'une durée totale d'environ cinq heures, dans le but de se familiariser à l'utilisation des deux exosquelettes robotisés (Cf. Tableau 1). Les participants ont ensuite réalisé une séance d'expérimentation en laboratoire, au cours de laquelle ils ont effectué

une même tâche simulée de travail avec chacun des deux exosquelettes, réglés selon deux niveaux d'assistance (faible et fort), et sans exosquelette, et ce dans un ordre aléatoire.

La tâche expérimentale de travail

Pour chacune des conditions, chaque participant devait réaliser une tâche de manutention manuelle standardisée. Celle-ci consistait à soulever une caisse devant soi (dans le plan sagittal), depuis une plateforme positionnée à hauteur des chevilles, jusqu'à une plateforme placée légèrement en avant et à hauteur des coudes, puis à la replacer dans sa position initiale. Dans cette expérimentation, seule la phase de soulèvement de la caisse a été étudiée (Cf. Figure 1). Cette phase est en effet celle pendant laquelle les exosquelettes doivent fournir le plus d'assistance à l'utilisateur. La tâche était répétée cinq fois à un rythme régulier



FIGURE 2 →
Les deux modèles d'exosquelettes étudiés : (A) EXO1 (B) EXO2. Les articulations des exosquelettes et les points de transfert de l'assistance sont représentés respectivement par des cercles blancs et des flèches blanches.



© INRS

	EXO1	EXO2
Modèle	Exoback (V1, 2020) de marque RB3D (France)	CrayX (2019) de marque German Bionic (Allemagne)
Caractéristiques structurelles	Possède un boîtier dorsal contenant la batterie, les cartes électroniques et le moteur. Ce boîtier est légèrement décalé par rapport au dos de l'utilisateur (sans contact). L'exosquelette est également équipé, de chaque côté, de deux articulations, au niveau des hanches et du bas du dos. Les points de transfert de l'assistance à l'utilisateur sont localisés au niveau des cuisses, des fesses et des épaules.	Possède un boîtier dorsal contenant le matériel électronique et la batterie. Ce boîtier dorsal est en contact direct avec le dos de l'utilisateur. Deux moteurs électriques sont placés de part et d'autre des hanches. L'exosquelette dispose d'une seule articulation de chaque côté, située au niveau de l'axe du moteur. Les points de transfert de l'assistance à l'utilisateur sont localisés au niveau des cuisses et de la poitrine.
Poids	8,4 kg	11 kg
Réglages	Permet des ajustements à la morphologie de l'utilisateur et des ajustements de l'assistance. Réglages possibles: niveau de soutien du tronc lors de sa flexion, niveau d'assistance lors de l'extension du tronc, réactivité et souplesse du système (seuils d'enclenchement de l'assistance), niveau d'assistance en fin de mouvement et seuil de maintien de l'assistance. Le niveau d'assistance lors de l'extension du tronc a été réglé à 33 % (soit 24 Nm) pour l'assistance faible (EXO1-A24) et à 100 % (soit 72 Nm) pour l'assistance forte (EXO1-A72). Les autres paramètres, la réactivité et la souplesse, ont été fixés à 50 %, et le niveau de soutien, l'assistance de fin de mouvement et le seuil de maintien à 20 % (paramètres par défaut).	Permet des ajustements à la morphologie de l'utilisateur et des ajustements de l'assistance. Réglages possibles: choix entre le mode dynamique et statique, niveau d'assistance fourni lors de l'extension du tronc, sensibilité et réaction du système (seuils d'enclenchement de l'assistance), niveau de soutien du tronc lors de la flexion, appelé <i>counterforce</i> . Cet exosquelette a été utilisé en mode dynamique avec le niveau d'assistance fourni lors de l'extension du tronc réglé à 20 % (soit 24 Nm) pour l'assistance faible (EXO2-A24) et à 60 % (soit 72 Nm) pour l'assistance forte (EXO2-A72). Les autres paramètres, tels que la sensibilité, la réaction et le <i>counterforce</i> ont été réglés à 5 (paramètres par défaut sur une échelle de 0 à 10).

↑ TABLEAU 1
Caractéristiques techniques et réglages des deux exosquelettes (EXO1 et EXO2).

imposé par un signal sonore, équivalent à 15 cycles par minute (un cycle comprenant à la fois la montée et la descente de la caisse). Cette tâche simulée de travail a été réalisée pour chaque condition avec deux charges différentes : 5 kg (C5) et 15 kg (C15).

Les exosquelettes utilisés et leur réglage

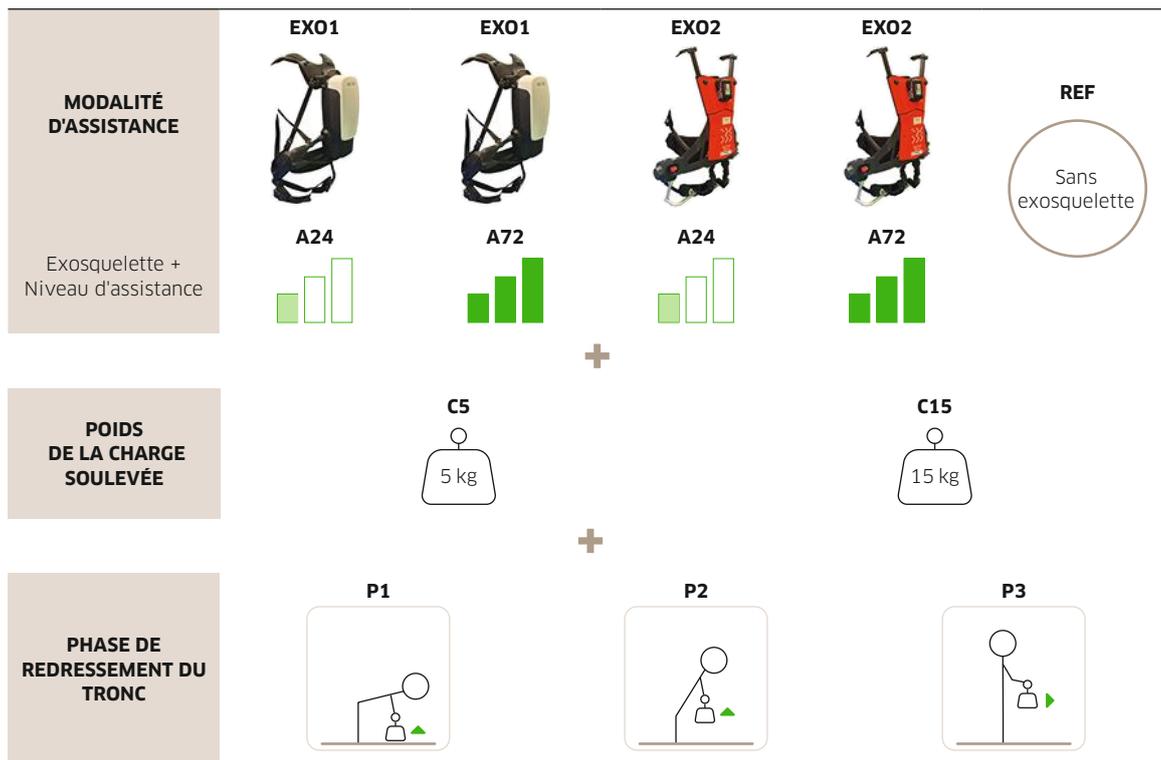
Deux exosquelettes robotisés d'assistance du dos, appelés EXO1 et EXO2 (Cf. Figure 2 et Tableau 1), ont été utilisés, et leurs effets comparés à une condition de référence, sans équipement (REF). Ces exosquelettes ont été choisis au regard de leur possibilité d'assister l'extension du tronc et de leur disponibilité sur le marché français. Chaque exosquelette a été réglé selon deux niveaux d'assistance : faible

(24 Nm) et fort (72 Nm) (Cf. Tableau 1). Ces niveaux d'assistance ont été choisis en fonction des charges manipulées au cours de la tâche expérimentale de travail : 5 kg et 15 kg. L'assistance de 24 Nm était théoriquement (selon les recommandations des concepteurs) adaptée à la charge de 5 kg et celle de 72 Nm à la charge de 15 kg. À noter que la tâche expérimentale de travail a également été réalisée avec le couple « assistance/charge » non optimal (soit 24 Nm pour 15 kg et 72 Nm pour 5 kg).

Les paramètres évalués

→ La cinématique

Des capteurs inertiels placés au niveau des vertèbres cervicale C7, thoracique T8 et lombaire L5,



← FIGURE 3
Diagramme du plan expérimental. EXO1 correspond à l'exosquelette Exoback, EXO2 à l'exosquelette CrayX et REF à la condition sans exosquelette. C5 et C15 correspondent respectivement à la charge légère (5 kg) et lourde (15 kg). P1, P2 et P3 représentent les différentes phases du mouvement réalisé lors du soulèvement de la charge et de son déplacement vers l'avant.

ainsi qu'un accéléromètre positionné latéralement sur la cuisse droite ont permis d'évaluer l'angle de flexion des hanches (angle entre la cuisse et L5) de même que la courbure du dos, au travers de l'angle de flexion lombaire (angle entre L5 et T8) et de l'angle de flexion thoracique (angle entre T8 et C7). Le capteur placé au niveau de C7 a également été utilisé afin de déterminer l'inclinaison globale du tronc par rapport à la verticale. Ces données d'inclinaison ont ensuite permis de diviser le mouvement d'élévation de la charge en trois phases successives (Cf. Figure 1) :

- **Phase 1 (P1)** : correspondant à l'initiation du mouvement d'extension du tronc. L'inclinaison de C7 était comprise en moyenne entre 74° et 111°;
- **Phase 2 (P2)** : correspondant à la seconde moitié de la phase d'extension du tronc. L'inclinaison de C7 était comprise en moyenne entre 38° et 74°;
- **Phase 3 (P3)** : correspondant, en position redressée, à l'avancement de la charge vers la plateforme haute : mouvement induisant des contraintes au niveau du bas du dos. Dans cette phase, le tronc était quasi-statique avec une inclinaison de C7 très faible, comprise en moyenne entre 34° et 38°.

→ L'activité musculaire

Le niveau d'activité des muscles lombaires (ES) et biceps fémoraux (BF) impliqués dans l'extension du dos et des hanches a été évalué en utilisant la technique d'électromyographie de surface (EMG). Les valeurs EMG mesurées au cours de la tâche ont été normalisées par rapport à des contractions de

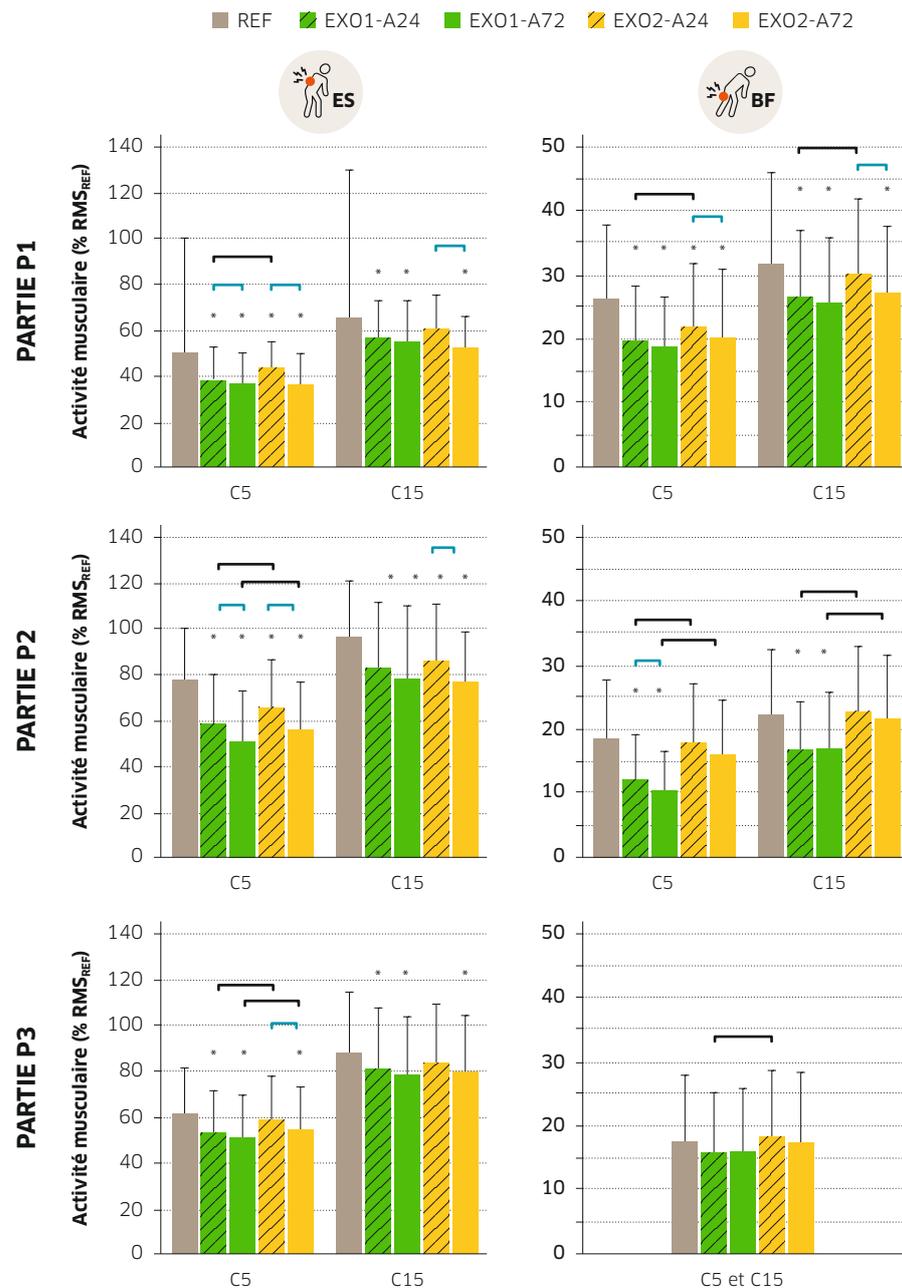
référence. Elles sont ainsi exprimées en pourcentage de l'activité EMG obtenue lors des contractions de référence (%RMSref).

Les analyses statistiques

Les données d'activité musculaire et de cinématique ont été analysées pour chaque phase (P1, P2 et P3) au moyen d'un modèle linéaire mixte généralisé, en considérant comme variables explicatives la modalité de l'assistance (EXO1-A24, EXO1-A72, EXO2-A24, EXO2-A72 et REF) ainsi que le poids de la caisse (C5 et C15) (Cf. Figure 3). Le seuil de significativité retenu était de 5%. Les valeurs présentées dans les graphiques et tableaux (Cf. Figure 4 et Tableau 2) sont des moyennes accompagnées de leurs écarts-types.

Résultats – Discussion

L'utilisation des deux exosquelettes robotisés, EXO1 et EXO2, a permis des diminutions de l'activité EMG des muscles lombaires (de -9 % à -33 %) et biceps fémoraux (de -15 % à -43 %) par rapport à la condition de référence, sans équipement (Cf. Figure 4). Ces réductions sont cohérentes avec les résultats de travaux antérieurs ayant évalué d'autres systèmes robotisés d'assistance du dos, lors de tâches de manutention manuelle [3, 9, 10]. Des modifications de la cinématique du tronc (dos et hanches) ont également été observées lors de l'utilisation de ces exosquelettes robotisés par rapport à la condition de référence sans équipement (Cf. Tableau 2), soulignant le fait que ces systèmes peuvent modifier l'extension du tronc de l'utilisateur, en induisant notamment



↑ FIGURE 4 Activités musculaires moyennes ± écarts-types des muscles lombaires (ES) et biceps femoraux (BF) lors des trois phases du mouvement (P1, P2 et P3). L'activité musculaire est exprimée en pourcentage de RMS_{REF}. L'activité musculaire est représentée pour chaque charge (C5 et C15) dans le cas d'une interaction modalité d'assistance x charge significative et comme moyenne de C5 et C15 en l'absence d'interaction. La condition sans équipement (REF) est représentée en beige, EXO1-A24 en vert hachuré, EXO1-A72 en vert, EXO2-A24 en jaune hachuré et EXO2-A72 en jaune. Une différence significative par rapport à REF est représentée par *. Les symboles noirs représentent une différence significative entre les deux exosquelettes (EXO1 versus EXO2) pour un même niveau d'assistance (A24 ou A72). Les symboles bleus représentent une différence significative entre les deux niveaux d'assistance (A24 versus A72) pour un même exosquelette.

un angle de flexion des hanches plus élevé. Enfin, il a été mis en évidence que ces effets pouvaient être influencés par plusieurs facteurs, tels que les caractéristiques de conception de l'exosquelette, le niveau de l'assistance ainsi que les différentes phases du mouvement de redressement du tronc. Si les effets observés sont souvent le fait de l'imbrication de ces différents facteurs, les résultats associés à chacun d'eux sont détaillés ci-après afin d'éclairer les potentiels mécanismes pouvant y être associés.

Influence des caractéristiques de l'exosquelette

Dans la tâche évaluée, lors de la phase d'extension du tronc (P1 et P2) et lorsque le niveau d'assistance des exosquelettes était réglé en adéquation avec la charge légère manipulée (A24 pour C5), l'utilisation de l'EXO1 a engendré des réductions d'activité EMG des muscles ES et BF plus importantes que l'EXO2 (-26 % versus -11 % en moyenne) (Cf. Figure 4). Lorsque le niveau d'assistance des exosquelettes était réglé en adéquation avec la charge lourde manipulée

	RÉGLAGE	REF		EXO1-A24				EXO1-A72				EXO2-A24				EXO2-A72						
	CHARGE	C5	C15	C5	p	C15	p	C5	p	C15	p	C5	p	C15	p	C5	p	C15	p			
PARTIE P1	Angle thoracique	36 ± 15		34 ± 18				37 ± 17				36 ± 11				37 ± 14						
	Angle lombaire	15 ± 13	15 ± 16	17 ± 16		15 ± 15		10 ± 16	\$	16 ± 20		11 ± 18	#	9 ± 20	*#	11 ± 16		7 ± 13	*#			
	Angle de hanche	73 ± 16	74 ± 13	78 ± 17	*	78 ± 17	*	82 ± 19	*\$	78 ± 17		85 ± 18	*#	86 ± 21	*#	88 ± 18	*#	92 ± 16	*#\$			
PARTIE P2	Angle thoracique	39 ± 8	38 ± 8	38 ± 15		40 ± 13		42 ± 11	\$	39 ± 16		38 ± 8		40 ± 9		37 ± 12	#	41 ± 8				
	Angle lombaire	-1 ± 20	-1 ± 19	0 ± 20		-1 ± 20		-8 ± 27	*\$	0 ± 22		-1 ± 24		-2 ± 29		-2 ± 25		-5 ± 26				
	Angle de hanche	33 ± 22		38 ± 25				*	41 ± 28				*	40 ± 30				*	43 ± 28			
PARTIE P3	Angle thoracique	37 ± 7		37 ± 10				39 ± 11				36 ± 8				37 ± 9						
	Angle lombaire	-11 ± 14	-9 ± 13	-7 ± 17		-7 ± 16		-11 ± 24		-8 ± 16		-7 ± 21		-7 ± 21		-6 ± 23	#	-10 ± 21				
	Angle de hanche	22 ± 23		26 ± 28				28 ± 29				28 ± 27				*	30 ± 29				*	

↑ TABLEAU 2 Angles thoracique, lombaire et de hanche moyens ± écart-type (en °) lors des différentes phases du mouvement (P1, P2 et P3). L'angle moyen est représenté pour chaque charge (C5 et C15) dans le cas d'une interaction modalité d'assistance x charge significative et comme moyenne de C5 et C15 en l'absence d'interaction. Une différence significative (risque d'erreur $p < 0,05$) par rapport à la condition de référence (REF) est représentée par *. La différence entre deux exosquelettes (EXO1 versus EXO2) pour un même niveau d'assistance (A24 ou A72) est représentée par #. La différence entre les 2 niveaux d'assistance (A24 versus A72) pour un même exosquelette est représentée par \$.

(A72 pour C15), seule l'activité EMG des muscles BF présentait une différence significative entre EXO1 et EXO2, et ce uniquement pour la phase P2. Ces différences observées entre les deux exosquelettes, avec des bénéfices relatifs aux sollicitations musculaires globalement plus prononcés pour l'EXO1 que pour l'EXO2, pourraient être liées à la conception spécifique de chaque système.

En premier lieu, l'EXO1 était plus léger que l'EXO2 : 8,4 kg *versus* 11 kg. Or, lors de l'extension du tronc, l'assistance des exosquelettes aide à soulever le poids du tronc de l'utilisateur et de la charge manipulée, mais également celui de l'exosquelette. Le surplus de poids de l'EXO2, en comparaison de l'EXO1, sans toutefois connaître la répartition du poids de chaque système sur l'utilisateur, pourrait ainsi diminuer son efficacité à compenser la charge manipulée, malgré un niveau d'assistance équivalent. Cette observation était particulièrement marquée pour la charge légère C5 puisque ce surplus de poids (2,6 kg) représentait environ 50 % de la charge à manipuler (5 kg). À l'inverse, dans la condition C15, la différence de poids entre les deux exosquelettes ne représentant plus que 17 % de la charge à manipuler (15 kg), elle ne s'est pas avérée statistiquement discriminante concernant les bénéfices musculaires. Ceci suggère que plus la charge à manipuler est élevée, moins le poids de l'exosquelette aura d'incidence sur la réduction relative d'activité musculaire.

D'autres caractéristiques de conception pourraient également contribuer aux différences observées entre les deux exosquelettes étudiés, tels le nombre d'articulations du système (deux pour l'EXO1, une pour l'EXO2) et l'espacement du boîtier dorsal par rapport au dos de l'utilisateur (avec un espace pour l'EXO1, laissant une certaine liberté de mouvement, et en contact pour l'EXO2, probablement plus contraignant). En effet, il est probable qu'un système plus anthropomorphe, c'est-à-dire qui se rapproche au mieux de la morphologie humaine (comme l'EXO1 avec ses deux articulations et son espace dorsal), permette des mouvements plus naturels de l'utilisateur, en minimisant les contraintes gestuelles et en fournissant une assistance plus adaptée au mouvement humain. Les résultats de cette étude ont donc mis en avant une cinématique du tronc spécifique à chaque exosquelette. En phase P1 (lorsque le tronc du participant est le plus incliné), l'utilisation de l'EXO1 (bi-articulaire) a ainsi induit une flexion des hanches moins prononcée (-8°) et une flexion lombaire plus importante (+7°) par rapport à l'EXO2 (mono-articulaire) (Cf. Tableau 2). Ces données suggèrent que l'EXO1 permettrait de conserver une courbure du dos plus prononcée (i.e. un dos plus rond, comme lors d'un mouvement naturel sans exosquelette [11]), tandis que l'EXO2 induirait une inclinaison du tronc principalement liée à une flexion des hanches (du fait de l'unique articulation du système, localisée au niveau



de l'axe des hanches, et du boîtier dorsal rigide en contact avec le dos). Ces différences de cinématique dans l'extension du tronc pourraient aussi expliquer en partie les différences de réduction d'activités musculaires observées entre les deux exosquelettes. Enfin, il n'est pas à exclure que des différences relatives à d'autres caractéristiques, telles que les lois de commande de l'assistance, aient pu contribuer à moduler les conséquences biomécaniques de l'utilisation de chaque exosquelette. Ces explications restent hypothétiques mais méritent d'être évoquées puisqu'elles concernent une spécificité de ces exosquelettes robotisés, à savoir leur capacité à détecter le mouvement réalisé et à générer l'assistance motrice appropriée. Ainsi, lors de la manipulation de la charge lourde C15 avec l'assistance la plus élevée A72 (adaptée à cette charge), l'EXO1 apportait davantage de bénéfices que l'EXO2, au niveau de l'activité EMG des muscles BF, mais uniquement pour la phase P2 du mouvement. Cette différence n'était pas observée lors de la phase P1, correspondant à la phase d'initiation du mouvement d'extension du tronc, et pendant laquelle les exosquelettes devaient détecter le mouvement de l'utilisateur (au moyen de capteurs embarqués) pour lui fournir l'assistance requise (au moyen de lois de commande). Ces observations laissent penser que durant cette première phase du mouvement, les lois de commande d'activation de l'assistance aient pu être moins adaptées (réactives) pour l'EXO1 que pour l'EXO2. Dans le cadre de l'étude, les seuils d'enclenchement de l'assistance ont été réglés aux valeurs par défaut pour les deux systèmes afin de limiter le nombre de variables à investiguer. Par ailleurs, sans connaissance des algorithmes de calcul régissant les paramètres de détection de début du mouvement, de déclenchement et de montée en puissance de l'assistance, il apparaît nécessaire de poursuivre des recherches pour comprendre les possibles effets de ces paramètres sur l'efficacité de ces exosquelettes.

Influence du niveau d'assistance

Pour les deux exosquelettes, lors de l'extension du tronc (phases P1 et P2) et pour la plus faible des charges (C5), les résultats indiquent que les réductions de l'activité EMG des muscles ES étaient plus importantes lorsque le niveau d'assistance était réglé au plus fort (A72 *versus* A24). Ces résultats sont cohérents avec la littérature concernant les exosquelettes passifs [12], rapportant des réductions de sollicitations musculaires plus prononcées avec une élévation du niveau d'assistance.

Lors de la manipulation de la charge la plus lourde (C15), les réductions de l'activité EMG des muscles ES étaient également plus importantes avec le niveau d'assistance A72 qu'avec le niveau d'assistance A24 pour l'EXO2, mais pas avec l'EXO1. Lors de l'utilisation de ce dernier, les deux niveaux d'assistance (A24 et A72) ont induit des réductions EMG similaires lors de

la manutention de la charge de 15 kg. Si le caractère polyarticulé de l'EXO1 est apparu comme un facteur pouvant être avantageux pour l'utilisateur sur un plan cinématique (i.e., mouvement plus naturel), il pourrait toutefois atteindre ses limites lors du port de charges lourdes et de forts niveaux d'assistance (i.e., C15 et A72), pour lesquels une partie du couple produit par le moteur ne serait pas transférée efficacement aux segments corporels assistés. Enfin, il est envisageable que cet exosquelette, réglé au maximum de ses possibilités d'assistance (i.e., 72 Nm), n'ait pas pu produire de façon optimale l'assistance attendue lors de la manipulation de la charge lourde (C15). Quoi qu'il en soit, en fonction de l'exosquelette utilisé et de la tâche réalisée (notamment de la charge manutentionnée), un niveau d'assistance plus élevé n'est pas toujours synonyme de gain en termes de réduction des sollicitations musculaires.

Influence des phases du mouvement

Il a été observé que les réductions d'activités musculaires étaient liées à la phase du mouvement réalisé, c'est-à-dire à la plage angulaire d'inclinaison du tronc. Globalement, la diminution moyenne de l'activité EMG des muscles extenseurs du tronc lors de l'utilisation des exosquelettes par rapport à la condition de référence sans exosquelette était de -20 %, -24 % et -11 % respectivement pour les phases P1, P2 et P3 (Cf. Figure 4). Ces résultats soulignent que les deux exosquelettes robotisés sont capables d'induire des bénéfices en termes de réductions de l'activité musculaire sur l'ensemble du mouvement étudié. À noter que ce résultat n'a pas forcément été observé dans le cas de l'utilisation d'exosquelettes passifs [5]. Les réductions de l'activité musculaire étaient globalement plus faibles lors de la phase P3 que lors des phases P1 et P2. Ceci pourrait s'expliquer par le fait que l'assistance des exosquelettes robotisés ne devait *a priori* pas être active lorsque les participants étaient en position redressée et quasi statique au niveau du tronc, comme cela est le cas pour cette phase P3. Toutefois, pour cette phase, des réductions d'activité EMG des muscles ES ont été observées par rapport à la condition de référence. Il est alors possible que le simple fait de revêtir ces systèmes puisse générer un effet de gainage, contribuant à réduire les sollicitations des muscles extenseurs du tronc, comme décrit pour d'autres systèmes [13, 14]. Il est aussi possible que les exosquelettes, avec leurs masses localisées à l'arrière de l'utilisateur (i.e., le boîtier dorsal), aient pu agir comme des contrepoids par rapport à la charge manipulée devant l'utilisateur, phénomène précédemment avancé lors de l'utilisation d'exosquelettes d'assistance des membres supérieurs [15]. Ceci aurait ainsi pu permettre de limiter les sollicitations musculaires par rapport à une situation sans exosquelette. Les différences observées entre l'EXO1 et l'EXO2 lors de la phase P3 renforcent cette hypothèse. L'utilisation de l'EXO1 a en effet apporté davantage de bénéfices au niveau des muscles ES par rapport

à l'EXO2, et ceci principalement avec la charge légère C5. Le boîtier dorsal de l'EXO1, plus lourd (car intégrant le moteur) et déporté plus en arrière par rapport au dos de l'utilisateur que celui de l'EXO2, aurait pu créer un équilibre des forces plus favorable lors de l'avancée de la charge légère en avant, réduisant ainsi les niveaux d'activité musculaire. Avec la charge plus lourde (C15), le poids du boîtier dorsal de l'EXO1 n'aurait alors plus été suffisant pour contrebalancer la charge manipulée, rapprochant cet exosquelette de la situation de l'EXO2.

Enfin, il est à noter que même si l'assistance des exosquelettes ne devait théoriquement pas être active pour des positions redressées et statiques du tronc, il est difficile de savoir, sur la seule base de l'inclinaison de C7, si l'assistance agit ou non et avec quelle intensité. Une exploration plus approfondie des modalités techniques d'assistance apparaît nécessaire pour mieux comprendre l'ensemble des mécanismes induits par l'utilisation de ces exosquelettes robotisés.

Conclusion

L'utilisation d'exosquelettes robotisés d'assistance du dos paraît apporter des bénéfices significatifs sur la réduction de l'activité EMG des muscles extenseurs du tronc lors d'une tâche de manutention de charges. L'importance de ces bénéfices est toutefois influencée par plusieurs facteurs : les caractéristiques des exosquelettes (tels que le poids, la structure et le niveau d'assistance) et celles de la tâche (telles que la phase du mouvement et la charge manipulée). En pratique, au

regard de ces résultats, dans des situations de travail pour lesquelles les salariés doivent manutentionner des objets de poids variable, un exosquelette robotisé réglé à un niveau d'assistance faible contribuera à réduire les sollicitations musculaires, et ce, quelle que soit la phase du mouvement d'extension du tronc. Néanmoins, un niveau d'assistance plus élevé, adapté à la charge maximale habituellement rencontrée, permettrait d'induire des réductions de sollicitations musculaires équivalentes ou plus importantes. Il conviendra cependant d'évaluer, notamment lors d'un fort niveau d'assistance, que l'utilisation d'exosquelettes robotisés ne génère pas d'effets non souhaités sur d'autres groupes musculaires ou n'entraîne pas une perturbation importante de la cinématique ou de l'équilibre de l'utilisateur.

Ainsi, ces technologies robotisées peuvent contribuer à la réduction de la survenue des TMS en réduisant le niveau des sollicitations des muscles assistés. La réduction de ce seul facteur de risque biomécanique nécessite cependant que l'intégration d'un exosquelette en entreprise soit positionnée dans une démarche globale de prévention des TMS, et plus largement des risques professionnels. ●

Remerciements

Les auteurs tiennent à remercier Gilles Reno, Olivier Morel et Olivier Remy pour l'appui technique, Clarisse Gaudez pour l'assistance médicale, ainsi qu'Isabelle Urmès pour le soutien statistique.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] DE LOOZE M.P. ET AL. – Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load. *Ergonomics*, 2016, 59 (5), pp. 671-681.
- [2] THEUREL J., DESBROSSES K. – Occupational exoskeletons: Overview of their benefits and limitations in preventing work-related musculoskeletal disorders. *IJSE Transactions on occupational ergonomics & human factors*, 2019, 7 (3-4), pp. 264-280. Accessible sur : <https://hal.science/hal-03066649/document>
- [3] KERMAVNAR T. ET AL. – Effects of industrial back-support exoskeletons on body loading and user experience: an updated systematic review. *Ergonomics*, 2021, 64 (6), pp. 685-711.
- [4] MADINEI S. ET AL. – Biomechanical assessment of two back-support exoskeletons in symmetric and asymmetric repetitive lifting with moderate postural demands. *Appl Ergon*, 2020, 88, pp. 103-156.
- [5] SCHWARTZ M., THEUREL J., DESBROSSES K. – Effectiveness of soft versus rigid back-support exoskeletons during a lifting task. *Int J Environ Res Public Health*, 2021, 18 (15), p. 8062. Accessible sur : <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34360352/>
- [6] ABDOLI E.M., AGNEW M.J., STEVENSON J.M. – An on-body personal lift augmentation device (PLAD) reduces EMG amplitude of erector spinae during lifting tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2006, 21 (5), pp. 456-465.
- [7] KOOPMAN A.S. ET AL. – Effects of a passive exoskeleton on the mechanical loading of the low back in static holding tasks. *J Biomech*, 2019, 83, pp. 97-103.
- [8] CASSE C., DE TROYER M. – *Genre, conditions de travail et santé : qu'est-ce qui a changé ?* European trade union institute (ETUI), 2020. Accessible sur : <https://www.etui.org>
- [9] HUYSAMEN K. ET AL. – Assessment of an active industrial exoskeleton to aid dynamic lifting and lowering manual handling tasks. *Appl Ergon*, 2018, 68, pp. 125-131.
- [10] WEI W. ET AL. – A hip active assisted exoskeleton that assists the semi-squat lifting. *Applied Sciences-Basel*, 2020, 10 (7).
- [11] PAN F. ET AL. – Sex-dependent differences in lumbo-pelvic coordination for different lifting tasks: A study on asymptomatic adults. *J Biomech*, 2020, 102, pp. 109505.
- [12] FROST D.M., ABDOLI E.M., STEVENSON J.M. – PLAD (personal lift assistive device) stiffness affects the lumbar flexion/extension moment and the posterior chain EMG during symmetrical lifting tasks. *J Electromyogr Kinesiol*, 2009, 19 (6), pp. 403-412.
- [13] ABDOLI E.M., STEVENSON J.M. – The effect of on-body lift assistive device on the lumbar 3D dynamic moments and EMG during asymmetric freestyle lifting. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2008, 23 (3), pp. 372-380.
- [14] KIM S. ET AL. – Assessing the potential for «undesired» effects of passive back-support exoskeleton use during a simulated manual assembly task: Muscle activity, posture, balance, discomfort, and usability. *Appl Ergon*, 2020, 89, pp. 103194.
- [15] DESBROSSES K., SCHWARTZ M., THEUREL J. – Evaluation of two upper-limb exoskeletons during overhead work: influence of exoskeleton design and load on muscular adaptations and balance regulation. *Eur J Appl Physiol*, 2021, 121 (10), pp. 2811-2823.