



HAL
open science

Evaluation qualitative et quantitative d'un exosquelette de traction lombaire ambulatoire

Mélissa Moulart

► **To cite this version:**

Mélissa Moulart. Evaluation qualitative et quantitative d'un exosquelette de traction lombaire ambulatoire. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Technologie de Compiègne, 2023. Français. NNT : 2023COMP2770 . tel-04530073

HAL Id: tel-04530073

<https://theses.hal.science/tel-04530073>

Submitted on 2 Apr 2024

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Par **Mélissa MOULART**

*Évaluation qualitative et quantitative d'un
exosquelette de traction lombaire ambulatoire*

Thèse présentée
pour l'obtention du grade
de Docteur de l'UTC



Soutenu le 19 octobre 2023

Spécialité : Biomécanique : Unité de Recherche en
Biomécanique et Bioingénierie (UMR-7338)

D2770



Spécialité : Biomécanique

Thèse

pour obtenir le grade de docteur délivré par

Université de Technologie de Compiègne

Spécialité doctorale « Sciences pour l'ingénierie »

présentée et soutenue publiquement le 19 octobre 2023

par **Mélissa Moulart**

Évaluation qualitative et quantitative d'un exosquelette de traction lombaire ambulatoire

Codirecteur de thèse : Frédéric MARIN

Codirecteur de thèse : Nicolas OLIVIER

Philippe PUDLO	Professeur des Universités, Université Polytechnique Hauts-de-France	Président de jury
Vincent TIFFREAU	Professeur des Universités – Praticien Hospitalier, Hôpital Swynghedauw, CHRU de Lille	Examineur
Zoheir ABOURA	Professeur des Universités, Université de Technologie de Compiègne	Examineur
Khalil Ben Mansour	Ingénieur de recherche, Université de Technologie de Compiègne	Examineur
Frédéric Marin	Professeur des Universités, Université de Technologie de Compiègne	Examineur
Nicolas OLIVIER	Maître de conférences – HDR, Université de Lille	Examineur
Laetitia FRADET	Maître de conférences – HDR, Université de Poitiers	Rapporteuse
Claire TOULOTTE	Maître de conférences – HDR, Université d'Artois	Rapporteuse

Sommaire

Liste des figures.....	8
Liste des tableaux.....	13
Liste des abréviations.....	15
Remerciements.....	16
Résumé.....	18
Abstract.....	20
Introduction générale.....	21
Etat de l'art.....	25
Cadre général de la thèse.....	27
1.1. La lombalgie dans la population.....	28
1.2. La prise en charge de la lombalgie.....	37
1.3. Les exosquelettes.....	41
Les outils d'évaluation clinique de l'évolution de la lombalgie.....	46
2.1. Les questionnaires de qualité de vie.....	47
2.2. Les tests d'évaluation clinique des capacités physiques.....	48
Les outils d'évaluation de l'apparition et de l'évolution de la lombalgie en milieu professionnel.....	55
3.1. L'évaluation de l'ergonomie au travail.....	56
3.2. La cinématique du tronc.....	58
3.3. Les outils d'évaluation de l'activité musculaire.....	62
Les outils d'évaluation des exosquelettes.....	65
4.1. Les accords AFNOR.....	66
4.2. Les questionnaires INRS d'acceptabilité et d'acceptation des exosquelettes.....	67
4.3. L'évaluation biomécanique.....	68
Synthèse générale et objectifs de travail.....	71

Evaluation subjective d'un exosquelette de traction lombaire ambulatoire sur la douleur en milieu professionnel.....	73
Matériels et méthodes	76
5.1. Description des tâches effectuées.....	77
5.2. Participants à l'étude	77
5.3. Protocole expérimental.....	78
Résultats	84
6.1. Sujets souffrant d'une lombalgie non spécifique (n=10)	85
6.2. Sujets souffrant d'une lombalgie spécifique (n=20).....	88
6.3. Analyse du questionnaire sur la perception de l'exosquelette (n=30)	92
6.4. Discussion	93
Conclusion	97
Evaluation quantitative d'un exosquelette de traction lombaire ambulatoire lors de tests cliniques	98
Matériels et méthodes	101
7.1. Participants à l'étude	102
7.2. Protocole expérimental.....	102
Résultats	106
8.1. Test de Sorensen.....	107
8.2. Test isocinétique	109
Conclusion	114
Investigation de la biomécanique du mouvement lors de simulation de manutention avec port d'un exosquelette de traction lombaire ambulatoire	115
Matériels et méthodes	118
9.1. Participants à l'étude	119
9.2. Méthode	120
9.3. Instrumentation et prétraitement des données	121
9.4. Analyse des données	123

9.5. Analyse statistique	124
Résultats	126
10.1. Session de mobilité	127
10.2. Simulation de manutention.....	129
10.3. Discussion	144
Conclusion	147
Synthèse générale, conclusions et perspectives	148
Contributions scientifiques	155
ANNEXE I	158
Références	169

Liste des figures

Figure 1 : Evolution de la part des lombalgies au sein des accidents de travail sur une décennie (Assurance Maladie 2017).....	28
Figure 2 : Part de la lombalgie dans les accidents du travail et maladies professionnelles selon les secteurs d'activité (AMELI 2020b).	29
Figure 3. Anatomie osseuse du rachis (https://www.imaios.com)	31
Figure 4. Schéma d'un disque intervertébral (Anatomy & Physiology, http://cnx.org/content/col11496/1.6/ , Jun 19, 2013).....	32
Figure 5. Schéma des ligaments liés au rachis (http://www.jim.fr/mon_compte/login.phtml).....	32
Figure 6. Amplitude de mouvement des différents segments vertébraux (White and Panjabi 1978).	33
Figure 7. Diagramme représentant la charge sur les disques intervertébraux (en pourcentage de la charge en position orthostatique) pour différentes postures (Nachemson 1981)	34
Figure 8. Schémas des muscles superficiels et profonds du dos (image du haut) repris du livre « Anatomy Moving Body » (Brewer 2016) et des muscles profonds et superficiels de l'abdomen (image du bas) site web https://protrainer.fr/blog/muscles-abdominaux-anatomie/	35
Figure 9. Prises en charge non médicamenteuses indiquées ou possibles en cas de lombalgie commune. Différentes prises en charge peuvent être associées (HAS 2019).	39
Figure 10. Exemples d'exosquelettes passifs. A gauche se trouve l'exosquelette HAPO de Ergosanté (Ergosanté 2023), au milieu l'exosquelette BackX de Ottobock (Ottobock 2023) et à droite l'exosquelette Laevo V2 de Laevo (Laevo 2023).....	42
Figure 11. Exemples d'exosquelettes actifs. A gauche se trouve l'exosquelette Apogee de German Bionic (German Bionic 2023), en haut à droite l'exosquelette HAL de Cyberdyne (Cyberdyne 2023) et en bas à droite l'exosquelette ExoBack de RB3D (RB3D 2023).....	42
Figure 12. Schéma de l'exosquelette Japet.W.	43
Figure 13. Actionneurs du Japet.W s'adaptant aux mouvements du tronc.....	44
Figure 14. Photo représentant la position à maintenir lors du test de Shirado (Bernard et al. 2008).....	49

Figure 15. Position à maintenir dans la version originale du test de Sorensen (Demoulin et al. 2006).....	50
Figure 16. Schémas d'exercices permettant la contraction des fléchisseurs et extenseurs du tronc en travail isométrique, isotonique et isocinétique.	51
Figure 17. Positionnement du sujet sur une machine isocinétique pour le rachis (http://www.sometrav-paca.org/sites/default/files/2016-08/3-Isocinetisme-rachis.pdf).....	52
Figure 18. La construction de l'intervention ergonomique (Guérin et al. 2007).	57
Figure 19. Photo du modèle biomécanique projeté sur le salarié, réalisé avec un outil d'analyse de posture destiné aux ergonomes (photo prise par Japet).	59
Figure 20. Photo de la plateforme de capture de mouvement de l'Université de Technologie de Compiègne. Le logiciel sur ordinateur permet de visualiser les marqueurs anatomiques positionnés sur le sujet.	61
Figure 21. La figure A. représente le système de capteurs proposé par TEA ERGO (T-Sens Motion) ainsi que l'avatar visible en direct. Les articulations se colorent en vert lorsque l'angulation est dans une zone à faible risque de TMS puis tend vers le rouge lorsque l'angulation est considérée dangereuse pour l'articulation (https://www.teaergo.com/fr/). La figure B. représente le système corps entier de Xsens (MVN awinda) utilisé au poste de travail dans une situation d'analyse ergonomique (https://www.movella.com/products/motion-capture/xsens-mvn-awinda).	61
Figure 22. La figure A. représente le système KIMEA Lite de Moovency comportant la caméra et l'avatar du travailleur sur le logiciel (https://moovency.com/solution-kimea-lite). La figure B. représente l'application LEA d'Ergosanté qui projette l'avatar sur le salarié (https://ergosante.fr/application-danalyse-posturale-lea/). Les deux solutions proposent un dégradé de couleur (vert orange et rouge) selon le degré d'angulation considéré à risque pour les différentes articulations.....	62
Figure 23. Type de tâches réalisées lors de l'étude.	77
Figure 24. Déroulement de l'étude.....	79
Figure 25. Partie à remplir chaque jour par le participant.	81
Figure 26. EVA entre le premier et le dernier jour de la première semaine (A), de la deuxième (B) et de la troisième semaine (C), sur des sujets lombalgiques non spécifiques. L'axe des x correspond à l'indice EVA au début de la journée (indice compris entre 0 : aucune douleur et 10 : douleur extrême). L'axe des y correspond à	

l'indice EVA à la fin de la journée. Chaque flèche représente un sujet. Le point initial de la flèche est l'indice EVA du premier jour, tandis que la tête de la flèche (point final) est l'indice EVA du cinquième jour (dernier jour de la semaine). Une flèche pointant vers la droite signifie que la douleur au début de la journée a augmenté entre le premier et le cinquième jour. Une flèche pointant vers la gauche signifie que la douleur au début de la journée a diminué entre le premier et le cinquième jour. Une flèche qui va vers le haut signifie que la douleur en fin de journée a augmenté entre le premier et le cinquième jour. Une flèche qui va vers le bas, signifie que la douleur en fin de journée a diminué entre le premier et le cinquième jour..... 86

Figure 27. EVA entre le premier et le dernier jour lors des trois semaines sur des sujets souffrant de lombalgie spécifique. La même représentation que la Figure 26 est utilisée..... 90

Figure 28. Réponses au questionnaire : pourcentage des ressentis à l'égard de l'exosquelette. Les signes "++", "+", "-" et "--" correspondent respectivement à un avis très positif, un avis positif, un avis négatif et un avis très négatif. 92

Figure 29. Boîtes à moustaches représentant les durées du test de Sorensen selon les deux conditions "CONTROLE" (bleu) et "EXO" (orange) pour les sujets sains (couleur uni, n=14) et les sujets lombalgiques (couleur pointillée, n=4). 107

Figure 30. Boîtes à moustaches représentant les données EMG des 14 sujets sains lors du test de Sorensen..... 108

Figure 31. Boîtes à moustaches représentant le ratio fléchisseurs/extenseurs du rachis selon les deux conditions "CONTROLE" (bleu) et "EXO" (orange) pour les sujets sains (couleur uni, n=14) et les sujets lombalgiques (couleur pointillée, n=4)..... 109

Figure 32. Boîtes à moustaches des ratios du couple maximal EXO/CONTROLE des muscles fléchisseurs du rachis (vert) et extenseurs du rachis (bleu) pour les sujets sains (couleur uni, n=14) et les sujets lombalgiques (couleur pointillée, n=4)..... 110

Figure 33. Organigramme de l'étude..... 119

Figure 34. Photos des trois tâches de la session SIMULATION DE MANUTENTION sous la condition EXO. La photo A. correspond au PORT DE CHARGE LIBRE. La photo B. correspond au PORT DE CHARGE SQUAT. La photo C. correspond au TRANSFERT DE CHARGE. 121

Figure 35. Set de marqueurs corporels de la condition CONTROLE. 121

Figure 36. Set de marqueurs corporels lors du port d'un dispositif et set de marqueurs de la ceinture textile. L'ensemble de ces deux jeux de marqueurs forment la condition CEINTURE.	122
Figure 37. Le graphe de gauche représente l'amplitude de mouvement (ROM) de l'angle de rotation en flexion pendant la séance de mobilité FLEXION. Le graphe du milieu représente l'amplitude de mouvement de l'angle de rotation de la flexion latérale lors de la séance de mobilité FLEXION LATÉRALE. Le graphe de droite représente l'amplitude de mouvement de l'angle de rotation axiale lors de la séance de mobilité ROTATION AXIALE.....	127
Figure 38. Le graphe A. représente le temps passé dans les angles de rotation en flexion pendant la tâche de PORT DE CHARGE LIBRE. Le graphe B représente le temps passé dans les angles de rotation en flexion pendant la tâche de PORT DE CHARGE SQUAT.	130
Figure 39. Le graphe A. représente le temps passé dans les angles de rotation en flexion pendant la tâche de TRANSFERT DE CHARGE. Le graphe B. représente le temps passé dans les angles de rotation en flexion latérale pendant la tâche de TRANSFERT DE CHARGE. Le graphe C. représente le temps passé dans les angles de rotation en rotation axiale pendant la tâche de TRANSFERT DE CHARGE.	133
Figure 40. RMS de l'activité musculaire lors des tâches PORT DE CHARGE LIBRE, PORT DE CHARGE SQUAT et TRANSFERT DE CHARGE.....	136
Figure 41. Distributions cumulatives lors du PORT DE CHARGE LIBRE selon les trois conditions CONTROLE, CEINTURE et EXO. A. Tous les sujets : Distribution cumulative du signal EMG rectifié (filtré et normalisé) pour tous les sujets, en fonction du pourcentage de percentile. Les courbes bleu foncé représentent les distributions des sujets lors de la condition CONTROLE. Les courbes bleu clair représentent les distributions des sujets lors de la condition CEINTURE. Les courbes orange représentent les distributions des sujets lors de la condition EXO. B. Moyenne des sujets : Moyenne de la distribution cumulative du signal EMG rectifié en fonction du pourcentage de percentile. La courbe bleu foncé représente la moyenne des distributions des sujets lors de la condition CONTROLE. La courbe bleu clair représente la moyenne des distributions des sujets lors de la condition CEINTURE. La courbe orange représente la moyenne des distributions des sujets lors de la condition EXO. Les zones grisées sont les zones pour lesquelles le test de Friedman valide une différence significative entre les courbes (p-value < 0,05). Interprétation : par	

exemple, la moyenne de la distribution de la condition CONTROLE indique que 80% du signal EMG est inférieur à 42% de la valeur MCC.	138
Figure 42. Distributions cumulatives lors du PORT DE CHARGE SQUAT selon les trois conditions CONTROLE, CEINTURE et EXO. Les figures A et B sont les mêmes représentations que la Figure 43.	139
Figure 43. Distributions cumulatives lors du TRANSFERT DE CHARGE selon les trois conditions CONTROLE, CEINTURE et EXO. Les figures A et B sont les mêmes représentations que la Figure 43.	140
Figure 44. Représentation des p-values du test post-hoc de Wilcoxon en fonction du pourcentage de percentile. La courbe en tirets correspond au test de Wilcoxon sur l'ensemble {CONTROLE, CEINTURE}. La courbe pleine correspond au test de Wilcoxon sur l'ensemble {CONTROLE, EXO}. La courbe en pointillés correspond au test de Wilcoxon sur l'ensemble {CEINTURE, EXO}. La ligne noire horizontale correspond à la valeur p-value =0,05. C'est en dessous de cette valeur que l'hypothèse nulle est rejetée et qu'il est convenu qu'il existe alors une différence significative entre les deux conditions de l'ensemble concerné.	143

Liste des tableaux

Tableau 1. Score du Oswestry Low Back Pain Disability Questionnaire (Fairbank and Pynsent 2000).	47
Tableau 2. Amplitudes de mouvement du dos acceptables, à risque et dangereuses selon les études en ergonomie.....	60
Tableau 3. Critères de la revue de littérature de 2020.	69
Tableau 4. Résumé de la différence du score EVA entre le dernier et le premier jour de chaque semaine pour le groupe ayant une lombalgie non spécifique par la métrique ΔiNS (Δi étant la différence d'indice EVA entre la fin de la semaine i et le début de la semaine i , et Δi la médiane de Δi sur les N sujets).....	88
Tableau 5. Résumé de la différence du score EVA entre le dernier et le premier jour de chaque semaine pour le groupe LBP par la métrique $\Delta iLBP$ (Δi étant la différence d'indice EVA entre la fin de la semaine i et le début de la semaine i , et Δi la médiane de Δi sur les N sujets),	91
Tableau 6 : Résumé des tests de Wilcoxon sur la différence de l'indice EVA entre le dernier et le premier jour de chaque semaine pour le groupe LBP.....	91
Tableau 7. Moyennes, médianes et écarts interquartiles (Q3-Q1) des durées (en secondes) de résistance au test de Sorensen chez les sujets sains et les sujets lombalgiques.....	107
Tableau 8. Test de Friedman pour comparer les conditions "CONTROLE" et "EXO" des données EMG lors du test de Sorensen.....	108
Tableau 9. Médianes et écarts interquartiles (Q3-Q1) des ratios fléchisseurs/extenseurs du couple maximal développé chez les sujets sains et les sujets lombalgiques selon les conditions CONTROLE et EXO.....	109
Tableau 10. Médianes et écarts interquartiles (Q3-Q1) des ratios EXO/CONTROLE du couple maximal des fléchisseurs et des extenseurs chez les sujets sains et les sujets lombalgiques.....	111
Tableau 11. Test de Friedman pour comparer les différentes conditions de la session mobilité (p-value). La couleur verte indique que l'hypothèse nulle est rejetée (p-value < 0,05) et qu'il existe donc une différence significative entre les trois conditions. ..	128
Tableau 12. Test de Wilcoxon pour comparer les différentes conditions de la session mobilité (p-value). La couleur verte indique que l'hypothèse nulle est rejetée (p-value < 0,05) et qu'il existe donc une différence significative entre les conditions.	128

Tableau 13. Test de Friedman pour comparer les différentes conditions pour les tâches PORT DE CHARGE LIBRE et PORT DE CHARGE SQUAT (p-value). La couleur verte indique que l'hypothèse nulle est rejetée (p-value < 0,05) et qu'il existe donc une différence significative entre les trois conditions (CONTROLE, CEINTURE et EXO).	130
Tableau 14. Test de Wilcoxon pour comparer les différentes conditions de la tâche de PORT DE CHARGE LIBRE (p-value). La couleur verte indique que l'hypothèse nulle est rejetée (p-value < 0,05) et qu'il existe donc une différence significative entre les conditions.	131
Tableau 15. Test de Wilcoxon pour comparer les différentes conditions de la tâche de PORT DE CHARGE SQUAT (p-value). La couleur verte indique que l'hypothèse nulle est rejetée (p-value < 0,05) et qu'il existe donc une différence significative entre les conditions.	131
Tableau 16. Test de Friedman pour comparer les différentes conditions de la tâche de TRANSFERT DE CHARGE pour l'angle de rotation en flexion (p-value). La couleur verte indique que l'hypothèse nulle est rejetée (p-value < 0,05) et qu'il existe donc une différence significative entre les trois conditions.	133
Tableau 17. Test de Friedman pour comparer les différentes conditions de la tâche de TRANSFERT DE CHARGE pour les angles de rotation en flexion latérale et de rotation axiale (p-value). La couleur verte indique que l'hypothèse nulle est rejetée (p-value < 0,05) et qu'il existe donc une différence significative entre les trois conditions.	134
Tableau 18. Test de Wilcoxon pour comparer les différentes conditions pour l'angle de rotation en flexion latérale pendant la tâche de TRANSFERT DE CHARGE (p-value). La couleur verte indique que l'hypothèse nulle est rejetée (p-value < 0,05) et qu'il existe donc une différence significative entre les conditions.	134
Tableau 19. Test de Friedman sur les données RMS (p-value). Comparaison des différentes conditions de la session Simulation de manutention.....	136
Tableau 20. Test de Wilcoxon sur les valeurs RMS pour comparer les différentes conditions de la session de Simulation de manutention (p-value).	136
Tableau 21. Pourcentages de percentiles pour lesquels le test post-hoc de Wilcoxon indique des différences significatives entre les conditions lors du mouvement TRANSFERT DE CHARGE.	144

Liste des abréviations

AFNOR	Association Française de Normalisation
AGEFIPH	Association de Gestions du Fonds pour l'Insertion Professionnelle de Personnes Handicapées
EMG	Electromyographie
EPI	Equipement de Protection Individuelle
EVA	Echelle Visuelle Analogique
INRS	Institut National de Recherche et de Sécurité pour la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles
MMG	Mécanomyographie
QHSE	Qualité Hygiène Santé et Environnement
ROM	Amplitude de mouvement (Range Of Motion)
RQTH	Reconnaissance de la Qualité de Travailleur Handicapé
RULA	Rapid Upper Limb Assessment
SEA	Actionneurs élastiques en série (Series Elastic Actuators)
TMS	Trouble Musculosquelettique

Remerciements

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude envers toutes les personnes qui ont contribué à la réalisation de cette thèse. Sans leur précieuse aide et soutien, ce travail n'aurait pas pu aboutir.

Tout d'abord, je souhaite adresser mes remerciements à mes deux directeurs de thèse, Frédéric Marin et Nicolas Olivier. Leur encadrement, leurs conseils avisés et leur assistance tout au long de ce projet ont été inestimables. Je tiens également à souligner la confiance qu'ils ont placée en moi, ce qui m'a permis d'avancer sereinement dans mes recherches.

Je tiens également à remercier Audrey Léonard et Maxime Acien, respectivement mon alternante et stagiaire. Leur contribution significative à l'avancement de cette thèse, notamment sur l'aspect expérimental, a été d'une importance capitale.

Je remercie également l'Université de Technologie de Compiègne, et plus spécifiquement le laboratoire Biomécanique et Bioingénierie, ainsi que la société Japet Medical Devices, pour leur partenariat public/privé qui a rendu possible la réalisation de cette thèse. Je tiens à exprimer ma reconnaissance envers les cofondateurs Antoine Noel et Damien Bratic de m'avoir offert cette opportunité et m'avoir témoigné leur confiance tout au long de ces années. J'adresse également mes remerciements à tous mes collègues et anciens collègues de Japet, qui ont contribué, de près ou de loin, à maintenir ma motivation en créant une ambiance de travail agréable et propice aux échanges fructueux.

Je souhaite exprimer ma reconnaissance envers Khalil Ben Mansour, Kevin Lepetit et Frédéric Daussin pour leur aide et leur soutien, tant sur le plan technique qu'humain. Les échanges enrichissants que j'ai eu avec vous ont toujours été stimulants et constructifs.

Mes remerciements vont également à tous les participants aux expérimentations, aux médecins Dr Fahed Zaïri, Dr Mathilde Loir et Pr Vincent Tiffreau, aux médecins du travail, aux ergonomes, aux responsables HSE et aux responsables de production, ainsi qu'aux entreprises qui ont accepté de participer à cette étude. Leur engagement et leur collaboration ont été essentiels pour mener à bien ce travail.

Enfin, je souhaite adresser mes remerciements les plus sincères à mon conjoint, ma famille et mes amis qui ont toujours été présents pour me soutenir et me motiver et qui m'apportent une stabilité précieuse au quotidien et partagent avec moi de merveilleux moments.

À tous, je vous suis profondément reconnaissante. Votre contribution et votre soutien indéfectible ont été des éléments essentiels à la réussite de ce travail.

Résumé

La lombalgie est un problème de santé publique majeur dans les pays industrialisés, avec des conséquences individuelles et collectives importantes. Depuis plusieurs années, les exosquelettes sont utilisés comme des outils de rééducation, mais sont également envisagés comme des solutions intéressantes pour prévenir les troubles musculosquelettiques liés au travail et maintenir les patients qui en sont atteints dans leur emploi. Cependant, il existe un manque de normes spécifiques et de protocoles d'évaluation pour ces dispositifs à la frontière du médical et du milieu industriel. La question des bénéfices des exosquelettes reste largement ouverte dans la littérature ce qui motive cette thèse visant à évaluer l'impact d'un exosquelette de traction lombaire ambulatoire destiné à prévenir et soulager les lombalgies.

Pour cela, trois aspects sont examinés : l'impact de l'exosquelette sur la douleur lombaire chez des sujets lombalgiques à leur poste de travail, l'influence de celui-ci sur l'endurance et la force musculaire des extenseurs et fléchisseurs du rachis lors de tests cliniques (test de Sorensen et mesure sur dynamomètre isocinétique) sur sujets sains et sujets lombalgiques, et l'impact de l'exosquelette sur la cinématique du tronc et sur l'activité musculaire de la ceinture abdomino-lombaire lors de simulations de manutention sur sujets sains.

Les résultats de la première étude montrent une diminution de la douleur lombaire liée à l'exosquelette chez 85% des personnes ayant une lombalgie spécifique et une satisfaction de plus de 80% sur les différents critères évalués. La seconde étude ne montre pas de différence significative (sans et avec exosquelette) sur les sujets sains concernant la durée du test de Sorensen et le couple maximal mesuré lors de flexions sur le dynamomètre isocinétique du tronc. Le faible échantillon de sujets lombalgiques ne permet pas de conclure sur ces tests cliniques, mais les résultats sont plutôt prometteurs (tendance à l'augmentation de la durée du test de Sorensen, et augmentation du couple maximal lors du port de l'exosquelette). Enfin, la dernière étude met en évidence une bonne mobilité du tronc avec l'exosquelette, avec une réduction de l'amplitude maximale. Ainsi, le temps passé dans les zones angulaires considérées à risque pour le dos est limité grâce au port du dispositif. Aucune modification de l'activité musculaire de la ceinture abdomino-lombaire n'est observée.

Ces résultats suggèrent que l'exosquelette peut être un outil pertinent pour la réinsertion professionnelle et la prévention des lombalgies liées aux sollicitations lombaires dans le milieu professionnel.

Abstract

Low back pain is a major public health issue in industrialised countries, with significant individual and collective consequences. For several years, exoskeletons have been used as rehabilitation tools but are also considered interesting solutions for limiting musculoskeletal disorders related to work and maintaining patients affected by such disorders in their employment. However, there is a lack of specific standards and evaluation protocols for these devices at the intersection of the medical and industrial fields. The question of the benefits of exoskeletons remains largely unanswered in the literature, which motivates this thesis aiming to evaluate the impact of an ambulatory lumbar traction exoskeleton in preventing and alleviating low back pain.

To achieve this, three aspects are examined: the impact of the exoskeleton on low back pain in subjects with low back pain at their workplace, its influence on the endurance and muscular strength of the extensors and flexors of the spine during clinical tests (Sorensen test and isokinetic dynamometer measurements) on healthy subjects and subjects with low back pain, and the impact of the exoskeleton on trunk kinematics and muscular activity of the abdomino-lumbar belt during manual handling simulations on healthy subjects.

The results of the first study show a decrease in low back pain associated with the exoskeleton in 85% of subjects with specific low back pain, and satisfaction rates of over 80% based on various evaluated criteria. The second study does not show any significant difference (with and without exoskeleton) in healthy subjects regarding the duration of the Sorensen test and the maximum torque measured during trunk flexion on the isokinetic dynamometer. The small sample size of subjects with low back pain does not allow for conclusive results in these clinical tests, but the findings are rather promising (trend towards increased duration of the Sorensen test and increased maximum torque when wearing the exoskeleton). Finally, the last study highlights good trunk mobility with the exoskeleton, with a reduction in maximum amplitude. Thus, the time spent in angular areas considered risky for the back is limited thanks to the device. No changes in muscular activity of the abdomino-lumbar belt are observed.

These results suggest that the exoskeleton can be a relevant tool for professional reintegration and prevention of low back pain related to lumbar loads in the workplace.

Première partie
Introduction générale

La lombalgie est à la fois un problème de santé publique majeur, avec un impact économique et social important, et un problème de santé au travail ayant des conséquences dramatiques pour les patients, conduisant parfois à la désinsertion professionnelle. La Haute Autorité de Santé (HAS) a publié un mémo sur la prise en charge des patients présentant une lombalgie commune en 2019 afin d'homogénéiser la prise en charge de ces patients toujours plus nombreux (HAS 2019). Plusieurs études épidémiologiques confirment que quatre personnes sur cinq sont touchées par la lombalgie au cours de leur vie (INRS 2022a). Selon l'Institut National de Recherche et de Sécurité pour la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles (INRS), la lombalgie représente 20% des arrêts de travail et 7% des maladies professionnelles ce qui en fait la 1^{ère} cause de désinsertion professionnelle chez les moins de 45 ans (INRS 2022b). A l'échelle européenne, la 5^{ème} enquête de l'Eurofound (Eurofound 2012) a montré que « 47% des travailleurs européens disent avoir souffert du dos au cours des 12 derniers mois ». La lombalgie chronique (de plus de 3 mois) représente la première cause d'inaptitude chez les salariés de moins de 45 ans.

Les entreprises sont de plus en plus attentives à ces pathologies pouvant être liées au travail. De plus, le code du travail (LégiFrance 2023) impose aux employeurs « d'assurer la sécurité et protéger la santé physique et mentale des travailleurs ». Ils doivent notamment « mettre en œuvre les mesures prévues à l'article L.4121-1 sur le fondement des principes généraux de prévention [...] ». Pour limiter le développement de troubles musculosquelettiques, il est important de sensibiliser les travailleurs sur leurs pratiques de travail (gestes, postures, équipements de protections, etc.). Cette prévention n'est malheureusement parfois pas suffisante pour empêcher la survenue de ces troubles. Les ergonomes, les responsables qualité hygiène sécurité et environnement (QHSE) et les services de médecine du travail s'associent pour proposer des solutions afin de limiter l'apparition et l'évolution de troubles musculosquelettiques. Lorsqu'il n'est pas possible d'adapter le poste de travail, ou que cela n'est pas suffisant, les dispositifs de soutien et d'aide peuvent être des solutions viables. C'est dans ce contexte que les exosquelettes ont été envisagés pour répondre à la demande de protection des salariés. Ils s'avèrent être des outils intéressants, permettant d'apporter un soutien à différentes parties du corps, soulageant ainsi les

articulations. Cependant, mesurer la balance bénéfice/risque de ce type de solution n'est pas si triviale. Ainsi l'INRS met en garde sur les risques d'utilisation d'exosquelettes, tels que les risques classiques liés à l'utilisation de machines (risques mécaniques, électriques, vibratoires, etc.), mais aussi les risques liés à une modification de stratégie de mouvement et à une adaptation de l'organisation de travail (Theurel and Claudon 2018).

Il n'existe aucune norme spécifique lors de la conception de ces dispositifs, ce qui peut poser question quant à la sécurité d'utilisation de ces solutions. Cependant, en mars 2017, l'Association Française de Normalisation (AFNOR) a publié les accords AC Z68-800 ayant pour but de donner une méthode pour le développement et l'évaluation de l'interaction humain/dispositif d'assistance physique à contention de type exosquelettes robotisés ou non, évoquant trois méthodes différentes (objective, subjective et simulation). L'AFNOR devrait publier une norme courant Août 2023 sur ce même thème.

Ce manuscrit de thèse se concentre sur l'évaluation de l'efficacité d'un exosquelette dans l'assistance de personnes souffrant de lombalgie. Il est divisé en quatre parties principales. La première partie examine l'état de l'art en présentant la lombalgie, sa prise en charge, ainsi que les solutions actuellement disponibles pour évaluer et atténuer son évolution. Une section est consacrée aux exosquelettes lombaires et aux outils d'évaluation de ces solutions. Dans la deuxième partie, une évaluation subjective de l'impact d'un exosquelette de traction lombaire ambulatoire sur la douleur lombaire est menée. La troisième est quant à elle focalisée sur l'évaluation quantitative de cet exosquelette au cours de tests cliniques couramment réalisés. Enfin, la dernière partie propose une évaluation musculosquelettique de cet exosquelette lors d'une simulation de manutention.

Deuxième partie

Etat de l'art

Chapitre 1

Cadre général de la thèse

Ce chapitre a pour objectif de présenter le contexte dans lequel la thèse a été menée. Pour ce faire, la première partie aborde la problématique de la lombalgie. Ensuite, la seconde partie se concentre sur les différentes approches de prise en charge tant d'un point de vue clinique que dans le milieu professionnel. Enfin, la dernière partie examinera l'émergence des exosquelettes dans l'industrie et leur impact sur les troubles musculosquelettiques tels que le mal de dos.

Sommaire

1.1. La lombalgie dans la population	28
1.1.1. Généralités	28
1.1.2. La biomécanique du rachis	30
1.1.2.1 La structure mécano-articulaire	30
1.1.2.2. Les degrés de liberté du rachis	32
1.1.2.3. Les muscles du tronc	34
1.1.3. Les origines de la lombalgie	36
1.2. La prise en charge de la lombalgie	37
1.2.1. L'approche clinique	37
1.2.2. La lombalgie en milieu professionnel	39
1.3. Les exosquelettes	41
1.3.1. Généralités	41
1.3.2. L'exosquelette Japet.W	43

1.1. La lombalgie dans la population

1.1.1. Généralités

La lombalgie, plus communément appelé lumbago ou mal de dos, définie par les autorités de santé comme une « douleur située entre la charnière thoraco-lombaire et le pli fessier inférieur », est une préoccupation croissante dans la plupart des pays industrialisés (Assurance Maladie 2020). On estime qu'environ 80% de la population adulte a souffert, souffre ou souffrira de lombalgie, avec une prévalence annuelle de 30% (Assurance Maladie 2020). La progression vers la chronicité (durée supérieure à trois mois) est observée dans 6 à 8 % des cas (Wippert et al. 2017). De nombreuses études épidémiologiques ont rapporté une prévalence similaire dans les différents pays industrialisés (Andersson 1999). La prévalence de la lombalgie chronique a plus que triplé entre 1992 et 2006, avec un âge de prédilection se situant entre 30 et 60 ans (Zaina et al. 2020). Par conséquent, la lombalgie est un problème majeur de santé publique car elle génère des coûts importants. En 2019, son coût a été estimé à 900 millions d'euros en France (Assurance Maladie 2019). Ces coûts peuvent être divisés en coûts directs et indirects. Les coûts directs sont liés aux différents traitements tels que les médicaments, la physiothérapie, l'imagerie et même la chirurgie (Parker et al. 2014 ; Zgierska, MD, PhD et al. 2017). Par ailleurs, les coûts indirects représentent la majeure partie des dépenses globales, puisque le mal de dos est responsable de 30% des interruptions de travail qui durent plus de 6 mois, et de 20% des accidents de travail (Figure 1) avec arrêt de plus de deux mois en moyenne, tous secteurs confondus (Assurance Maladie 2017).



Figure 1 : Evolution de la part des lombalgies au sein des accidents de travail sur une décennie (Assurance Maladie 2017).

Une enquête réalisée par l'institut BVA en 2018 pour l'assurance maladie auprès de 2000 Français majeurs a montré que plus de 4 actifs su 5 déclarent avoir déjà eu des problèmes de dos pendant ou après le travail. Bien que l'évolution de la lombalgie soit souvent rapidement favorable avec une disparition des symptômes en deux semaines pour 50% des cas (AMELI 2020a), les douleurs peuvent aussi s'intensifier fortement, pouvant conduire à une qualité de vie altérée et une désinsertion professionnelle. Ainsi il est observé une durée d'arrêt de travail plus longue lorsque l'apparition de la lombalgie est en lien direct avec le travail que lorsqu'elle survient dans un autre contexte (AMELI 2020a). L'organisation de travail est elle aussi touchée par l'aspect individuel de ces symptômes, faisant ainsi de la lombalgie un enjeu socio-économique et organisationnel. Le nombre de journées de travail perdues à cause d'une lombalgie est estimé à 57 000 emplois à temps plein, engendrant des coûts directs équivalents aux coûts des autres troubles musculosquelettiques (TMS). En plus de ces coûts directs estimés à plus d'un milliard d'euros pour les entreprises s'ajoutent des coûts indirects liés à la réorganisation et à la démotivation des équipes ainsi qu'à la baisse de productivité dû à l'absence du salarié. Les secteurs d'activité les plus touchés par la lombalgie sont l'aide et les soins à la personne, le transport et la logistique, le commerce, la gestion des déchets et le bâtiment (Figure 2).

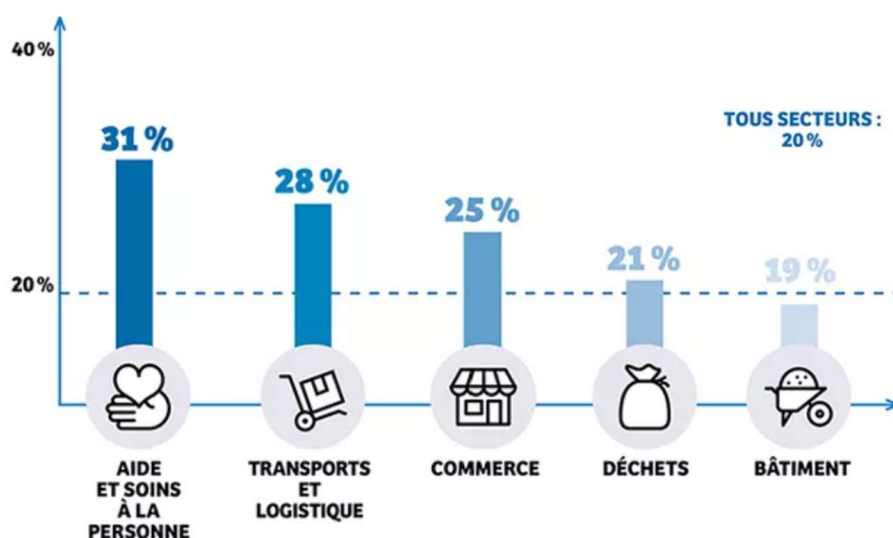


Figure 2 : Part de la lombalgie dans les accidents du travail et maladies professionnelles selon les secteurs d'activité (AMELI 2020b).

L'impact sur la qualité de vie des salariés ainsi que les coûts engendrés pour les entreprises motivent la mise en place d'actions de prévention et d'adaptation des postes de travail afin de réduire les facteurs de risque et améliorer les conditions de

travail des salariés. Ainsi la branche « risques professionnels » continue depuis plusieurs dizaines d'années à publier du contenu pour avertir et prévenir les lombalgies en entreprise. De plus, les avancées en termes de compréhension des lombalgies sur les plans clinique, biomécanique, physiologique et psychologique permettent d'améliorer le contenu de ces campagnes en permanence. Les travaux de recherche de l'INRS ont permis quant à eux de concevoir des normes, des recommandations et des seuils de pénibilité au travail.

Afin de comprendre les pathologies ayant pour symptôme la lombalgie, il semble pertinent de rappeler la biomécanique du rachis.

1.1.2. La biomécanique du rachis

1.1.2.1 La structure mécano-articulaire

La colonne vertébrale est constituée de 7 vertèbres cervicales, 12 vertèbres thoraciques, 5 vertèbres lombaires, 5 vertèbres sacrales fusionnées formant le sacrum et 4 ou 5 vertèbres coccygiennes fusionnées formant le coccyx (Figure 3). Les vertèbres sont composées d'un corps vertébral, d'un foramen (canal osseux laissant passer la moelle épinière, tout en la protégeant), des apophyses transverses (gauche et droite), de surfaces articulaires (gauche et droite) et d'une apophyse épineuse (centrée à l'arrière bas de la vertèbre) (Bogduk and Guierre 2013). Les vertèbres, sont articulées entre elles grâce aux surfaces articulaires et aux disques intervertébraux.

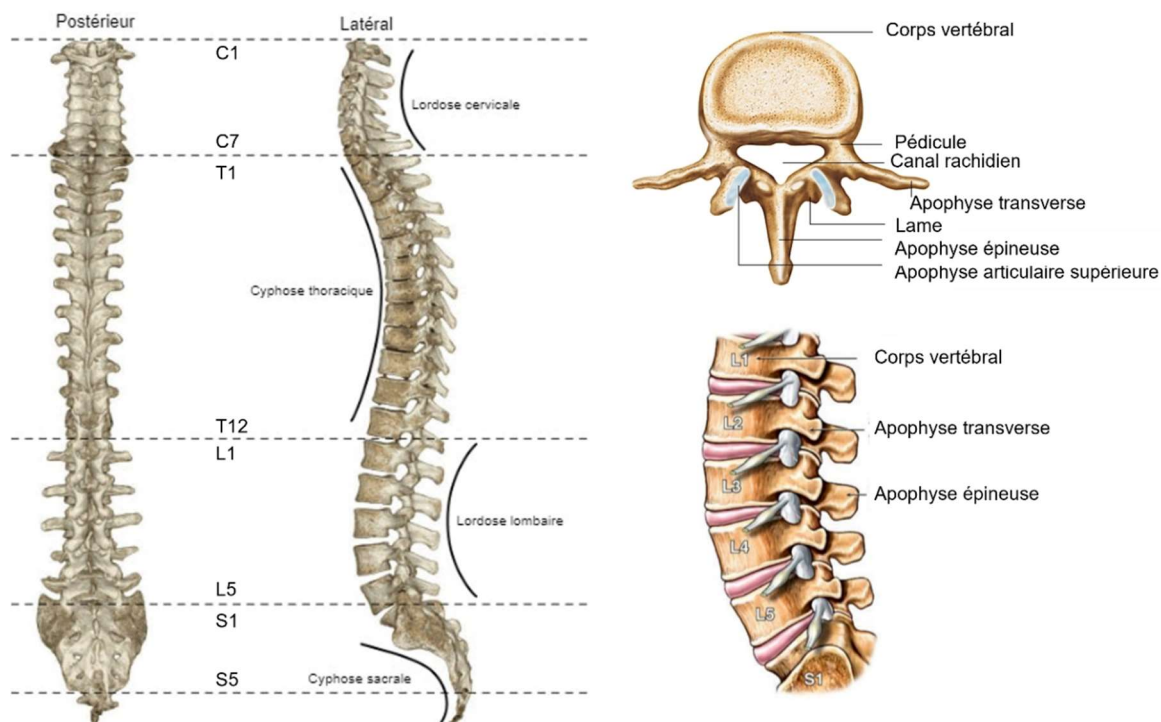


Figure 3. Anatomie osseuse du rachis (<https://www.imaios.com>)

Les disques intervertébraux sont composés de deux éléments principaux, un noyau gélatineux et un anneau fibreux. Le noyau gélatineux (nucleus pulposus) est constitué de 90% d'eau, il est donc incompressible mais déformable, permettant ainsi la mobilité. L'anneau fibreux (annulus fibrosus) entourant le noyau, est composé de fibrocartilage déformable et élastique (Figure 4). Les fibres de l'anneau se prolongent dans les vertèbres, permettant ainsi de les lier entre elles. Le disque intervertébral, situé entre presque toutes les vertèbres joue un rôle de liant, d'amortisseur et permet le mouvement entre les vertèbres par son côté déformable. Les disques intervertébraux constituent environ 40% de la hauteur du rachis cervical, 20% du rachis thoracique et 33% du rachis lombaire. Enfin, plusieurs ligaments consolident la structure du rachis, permettant d'empêcher l'hyperextensibilité et de limiter la flexion latérale (Figure 5).

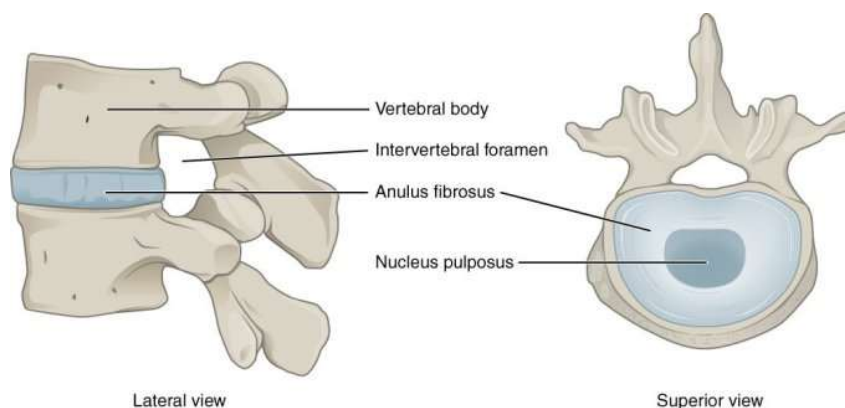


Figure 4. Schéma d'un disque intervertébral (Anatomy & Physiology, <http://cnx.org/content/col11496/1.6/>, Jun 19, 2013)

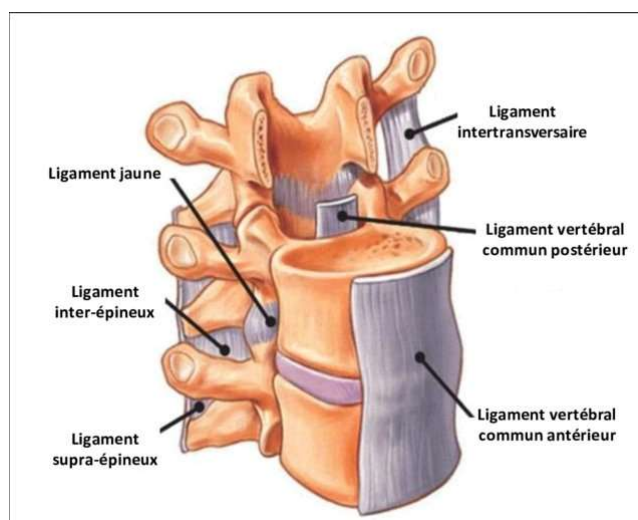


Figure 5. Schéma des ligaments liés au rachis (http://www.jim.fr/mon_compte/login.phtml)

1.1.2.2. Les degrés de liberté du rachis

Le rachis est capable de résister à d'importantes actions mécaniques principalement grâce à ses courbures naturelles (cyphoses et lordoses, voir Figure 3) permettant de dissiper légèrement les contraintes longitudinales, aux disques intervertébraux qui permettent d'homogénéiser les contraintes sur la vertèbre sous-jacente tout en amortissant la charge, et aux ligaments et muscles qui consolident toute la structure (Brewer 2016).

D'un point de vue mobilité, le rachis permet les mouvements de flexion extension, de latéroflexion et de rotation axiale (Brewer 2016). Cependant, selon le mouvement effectué, les segments vertébraux ne sont pas tous sollicités de la même manière. La Figure 6 (White and Panjabi 1978) montre l'importance du segment lombaire lors du

mouvement de flexion extension. Ce segment est moins sollicité lors de mouvements de latéroflexion, et peu sollicité lors des mouvements de rotation axiale.

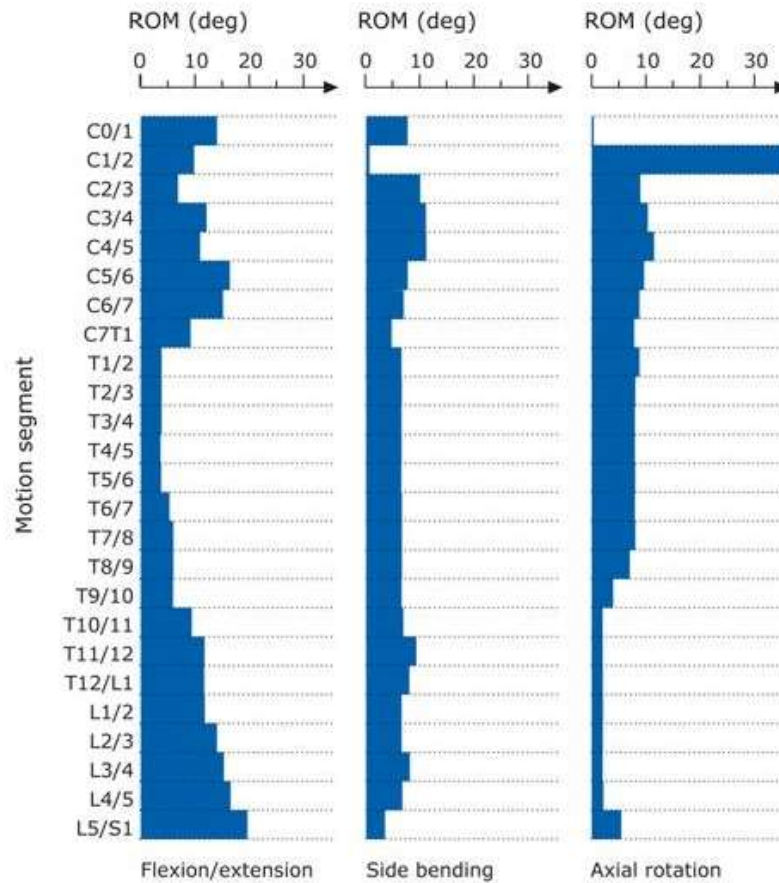


Figure 6. Amplitude de mouvement des différents segments vertébraux (White and Panjabi 1978).

Pour définir ces amplitudes de mouvement, seules les inclinaisons dans les plans frontal, sagittal et transverse ont été évaluées. La réalité des mouvements est bien différente puisqu'il n'est pas rare de coupler des inclinaisons dans plusieurs plans. Les conséquences de ces prises de position sont alors beaucoup plus complexes à analyser (Robertson et al. 2014).

Plusieurs études montrent l'impact de la position sur la charge vertébrale (Nachemson 1981) notamment celles menées par le Dr Nachemson dans les années 70-80. Avec les outils de mesure de l'époque, il a été estimé que la position allongée réduit de 50% à 80% la pression sur les disques intervertébraux par rapport à la position orthostatique (debout stable et immobile), alors que la position de flexion avant augmente la pression de 40%. Ainsi des mesures de pression intradiscale ont été réalisées pour plusieurs positions dans le but d'améliorer la compréhension de la dualité posture/pression intradiscale (Figure 7).

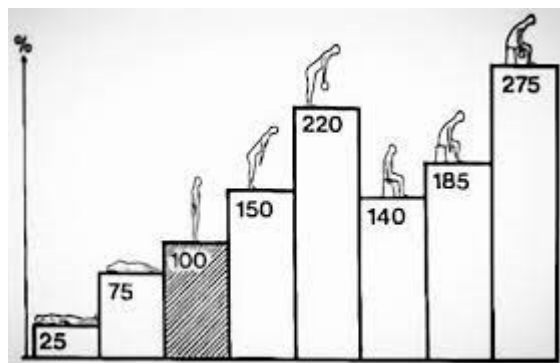


Figure 7. Diagramme représentant la charge sur les disques intervertébraux (en pourcentage de la charge en position orthostatique) pour différentes postures (Nachemson 1981).

La pression intradiscale joue un rôle important dans la dégradation des disques intervertébraux (Derrouiche et al. 2020) souvent incriminée dans les pathologies lombaires.

1.1.2.3. Les muscles du tronc

Les muscles du dos sont disposés en couches superposées. Au plus proche du rachis se trouvent les muscles profonds, dits érecteurs du rachis, composés des muscles iliocostaux, des longissimus et des muscles transverses épineux (multifidus) (Brewer 2016). En s'éloignant du rachis apparaissent le grand et le petit rhomboïde, l'élevateur de la scapula, le grand dorsal et le trapèze (Figure 8).

Les muscles de la ceinture pelvienne sont des muscles profonds très importants dans la stabilité du bassin et les mouvements de la hanche. Ils sont divisés en deux groupes, les muscles ventraux composés du psoas et du muscle iliaque, et les muscles dorsaux composés des muscles glutéaux, des muscles pelvitrochantériens et du carré des lombes (Brewer 2016).

Les muscles de la paroi abdominale sont eux-aussi disposés en couches superposées. Des muscles les plus profonds aux muscles superficiels se trouvent les muscles transverses, les obliques internes, les obliques externes et le grand droit (Figure 8).

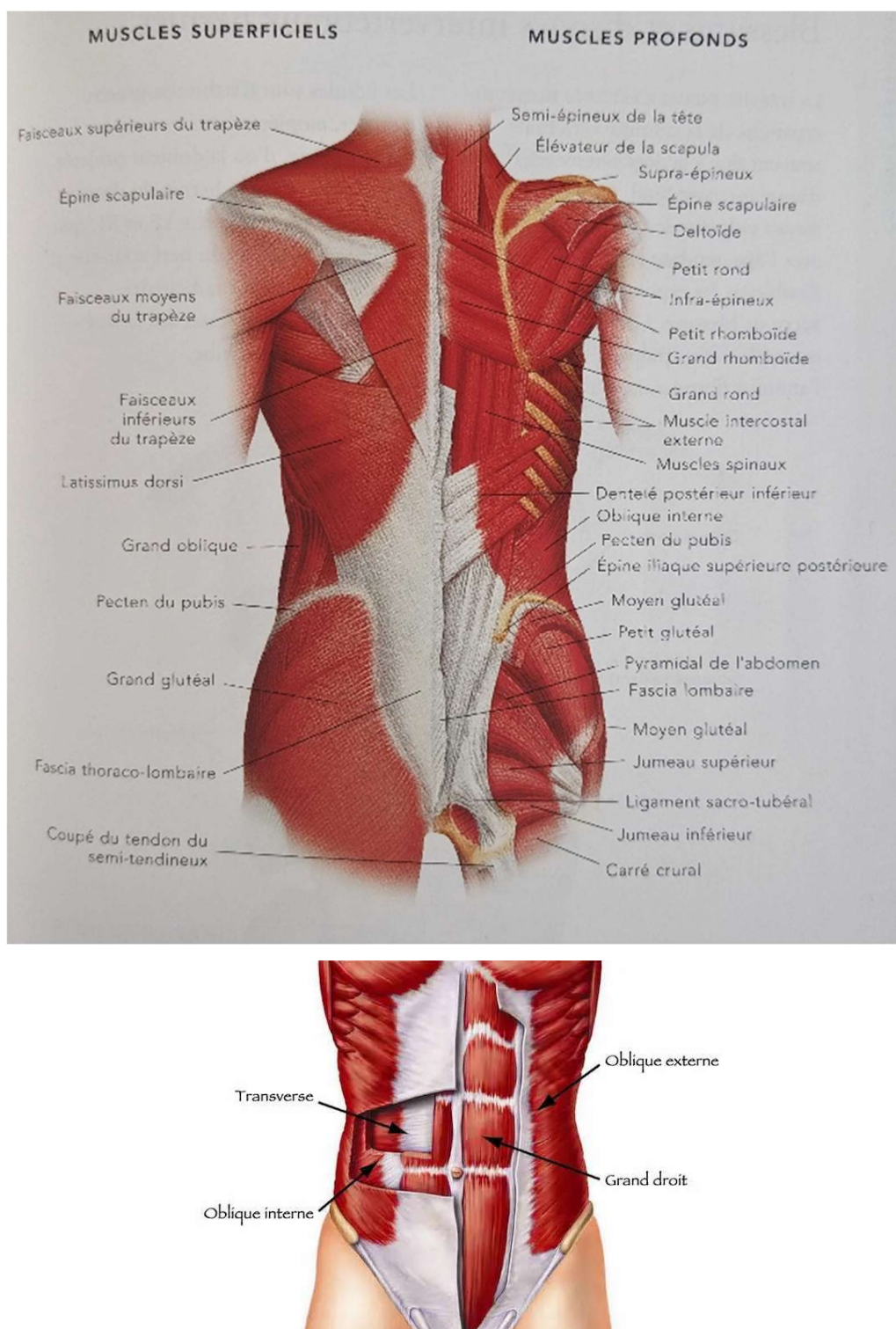


Figure 8. Schémas des muscles superficiels et profonds du dos (image du haut) repris du livre « Anatomy Moving Body » (Brewer 2016) et des muscles profonds et superficiels de l'abdomen (image du bas) site web <https://protrainer.fr/blog/muscles-abdominaux-anatomie/>.

De manière très simplifiée, lorsque nous souhaitons activer un muscle, des potentiels d'action sont créés dans le système nerveux et acheminés jusqu'à la jonction neuromusculaire (zone de communication entre le nerf et le muscle) du muscle en

question, en passant par la moelle épinière. C'est l'arrivée des potentiels d'action aux jonctions musculaires qui provoque la contraction du muscle (Yochum 2013).

Comprendre les structures articulaires et musculaires ainsi que la biomécanique du rachis est essentiel pour explorer les origines complexes de la lombalgie.

1.1.3. Les origines de la lombalgie

Les douleurs lombaires peuvent être d'origine musculo-ligamentaire, ostéoarticulaire, discale ou neurologique. Bien souvent, les causes de la douleur sont multifactorielles, ce qui rend la catégorisation des lombalgies complexe (Agency for Healthcare and Human Services 2016).

Origine musculo-ligamentaire de la lombalgie :

Les muscles et ligaments de la région lombaire jouent un rôle important dans la stabilité de la colonne vertébrale et le soutien du poids corporel (Allegrì et al. 2016). Des douleurs lombaires peuvent survenir lorsque ces muscles ou ligaments sont soumis à une activité physique intense, un mouvement brusque, une mauvaise posture, une torsion excessive, une irritation ou une inflammation.

Origine ostéoarticulaire de la lombalgie :

Les os et articulations du rachis (vertèbres et articulations intervertébrales) sont soumis à diverses conditions de charge et de décharge, pouvant provoquer des douleurs lombaires (Allegrì et al. 2016). L'arthrose est l'une de ces conditions dégénératives entraînant la destruction du cartilage et parfois des inflammations ou des excroissances osseuses. La sténose spinale, par exemple, est un rétrécissement du canal rachidien (abritant la moelle épinière) pouvant conduire à une compression des nerfs provoquant douleurs, engourdissements et faiblesses dans les jambes. Le spondylolisthésis (glissement d'une vertèbre par rapport à celle du dessous) et les fractures vertébrales peuvent également causer des douleurs lombaires et une instabilité rachidienne.

Origine discale de la lombalgie :

Avec l'âge, les disques intervertébraux subissent une dégénérescence naturelle, perdant leur élasticité et leur capacité d'amortissement. Cela peut entraîner des douleurs lombaires, notamment lors des mouvements pendant les activités physiques.

Les cycles de compressions/décompressions des disques peuvent également entraîner leur usure prématurée (Derrouiche et al. 2020). Une hernie discale se produit lorsque le noyau gélatineux du disque sort de sa position normale à travers une fissure dans l'anneau fibreux, exerçant ainsi une pression sur les nerfs voisins, provoquant des douleurs lombaires ainsi que des symptômes comme la sciatique (douleur qui se propage le long du nerf sciatique jusque dans la jambe). Une déchirure annulaire (anneau fibreux) due à l'usure ou à une blessure, peut également provoquer des douleurs importantes lors des mouvements qui mettent en pression ces disques endommagés (Mohd Isa et al. 2022).

Origine neurologique de la lombalgie :

La lombalgie est considérée d'origine neurologique lorsque les nerfs spinaux, la moelle épinière ou d'autres structures nerveuses de la région lombaire sont impliqués dans la douleur (Baron et al. 2016). Par exemple, dans le syndrome de la queue de cheval, un groupe de nerfs à la base de la moelle épinière est comprimé, provoquant des douleurs lombaires sévères, une perte de sensation dans la région périnéale et des problèmes de contrôle de la vessie et des intestins.

De manière générale, les lombalgies sont catégorisées en « lombalgie symptomatique » lorsque la cause de la douleur est un traumatisme, une tumeur, une spondylose, une infection ou un processus inflammatoire et en « lombalgie dégénérative » lorsque la douleur est liée à une combinaison d'altérations dégénératives d'un ou plusieurs disques ou des facettes articulaires et/ou ligamentaires (Barrey and Le Huec 2019).

1.2. La prise en charge de la lombalgie

La prise en charge des sujets lombalgiques se fait aussi bien via un parcours de soin classique que par un accompagnement au travail.

1.2.1. L'approche clinique

L'HAS réfère une « poussée aiguë de lombalgie » par des douleurs aiguës nécessitant souvent la prise temporaire d'antalgiques et entraînant très souvent une diminution temporaire des capacités fonctionnelles. La « lombalgie à risque de chronicité » est définie par une lombalgie de moins de 3 mois présentant une faible

chance de rémission. Enfin, la « lombalgie récidivante » est définie par une récurrence des épisodes douloureux dans les 12 mois (HAS 2019). Afin d'évaluer les douleurs lombaires, les médecins se focalisent sur des signes d'alerte (clairement établis par l'HAS), pouvant conduire à l'indication d'une imagerie médicale. Par ailleurs, en parallèle de l'apparition des épisodes douloureux, il est important de considérer les causes potentielles de lombalgie. La lombalgie est alors catégorisée en « lombalgie spécifique » si celle-ci se rapporte à une pathologie lombaire avérée (dégénérative, traumatique ou tumorale), souvent visible en imagerie médicale. La « lombalgie commune » quant à elle est une lombalgie non spécifique. La cause de la douleur n'est alors pas clairement identifiée. La pathologie lombaire n'est pas le seul segment examiné chez les patients lombalgiques. En effet, l'évaluation des facteurs de risques psychosociaux permet d'estimer le risque de persistance de la douleur, mais aussi l'incapacité fonctionnelle. Ces différents aspects, fréquence et intensité des douleurs, type de lombalgie et facteurs de risque, orientent très souvent la prise en charge proposée au patient.

L'HAS a publié des recommandations de prise en charge des sujets souffrant de lombalgie commune en 2019. Il est à noter que pour 90% des lombalgies communes, la douleur disparaît en quelques semaines. Les lombalgies chroniques quant à elles peuvent faire l'objet d'une prise en charge pluridisciplinaire, mêlant ainsi spécialistes de médecine physique et de réadaptation, kinésithérapeutes, rhumatologues, ergothérapeutes et la pratique d'activité physique adaptée (Figure 9).

			Modalités
Première intention	Autogestion et reprise des activités quotidiennes (y compris la reprise précoce de l'activité professionnelle si possible)	Indiquées (grade B)	
	Activités physiques adaptées et activités sportives	Indiquées (grade B)	Activité progressive et fractionnée selon la préférence du patient.
	Kinésithérapie	Indiquée (grade B)	Chez les patients présentant une lombalgie chronique ou à risque de chronicité.
Deuxième intention	Éducation à la neurophysiologie de la douleur (a)	Indiquée (AE)	Chez les patients présentant une lombalgie chronique ou à risque de chronicité.
	Techniques manuelles (manipulations, mobilisations)	Possibles (grade B)	Uniquement dans le cadre d'une combinaison multimodale de traitements incluant un programme d'exercices supervisés.
	Interventions psychologiques type TCC	Possibles (grade B)	Uniquement dans le cadre d'une combinaison multimodale de traitements incluant un programme d'exercices supervisés ; par un professionnel ou une équipe formés aux TCC de la douleur.
Troisième intention	Programme de réadaptation pluridisciplinaire physique, psychologique, sociale (b) et professionnelle	Possible (grade B)	Chez les patients présentant une lombalgie ou une douleur radiculaire persistante, en présence de facteurs de risque psychosociaux faisant obstacle à leur rétablissement, ou en cas d'échec d'une prise en charge active recommandée. À moduler en fonction de la situation médicale, psychosociale et professionnelle du patient.

Figure 9. Prises en charge non médicamenteuses indiquées ou possibles en cas de lombalgie commune. Différentes prises en charge peuvent être associées (HAS 2019).

Il peut être proposé au patient de prendre un traitement médicamenteux en période de crise, comme des anti-douleurs ou des anti-inflammatoires non stéroïdiens en première intention, et des opioïdes, des antidépresseurs ou des gabapentinoïdes en seconde intention (HAS 2019). Enfin, la chirurgie est envisagée dans certains cas (HAS 2015).

1.2.2. La lombalgie en milieu professionnel

Malgré une bonne prise en charge médicale avec, pour les cas les plus lourds un accompagnement pluridisciplinaire, beaucoup de salariés continuent de travailler avec leur lombalgie (OMS 2022). C'est pourquoi les entreprises doivent s'adapter en apprenant à travailler avec ces salariés souffrant du dos. Pour cela, les services de médecine du travail, d'ergonomie et de qualité hygiène sécurité environnement collaborent pour améliorer les conditions de travail des salariés (Ministère du travail, du plein emploi et de l'insertion 2021). Plusieurs solutions peuvent être envisagées, tout d'abord, de nombreuses formations sur la prévention sont accessibles aux salariés, afin d'être acteur de leur propre santé (AMELI 2021). De plus, des aménagements de poste de travail, du matériel utilisé, de l'environnement ou du temps de travail sont

parfois suffisants pour limiter l'apparition de TMS (INRS 2023) en rendant l'activité de travail plus adaptée au salarié lombalgique.

Lorsque le mal de dos est bien installé, des restrictions médicales peuvent être proposées, allant parfois jusqu'à la déclaration d'incapacité temporaire du salarié (Ministère du travail, du plein emploi et de l'insertion 2023). Ces restrictions sont principalement axées sur le port de charge, la manutention manuelle, les gestes répétitifs, les postures de travail prolongées et l'utilisation d'engins exposant le salarié aux vibrations (Assurance Maladie 2017). Une autre solution est de proposer un reclassement interne (poste différent). Malheureusement, le reclassement est souvent perçu négativement par l'employé, qui a le sentiment d'être inapte à réaliser le métier qu'il fait depuis des années. De plus, le métier proposé est souvent plus bureautique ne convenant pas toujours aux envies des salariés (Ohayon and Schatzberg 2010). Les personnes souffrant de lombalgie, et plus généralement en situation de handicap peuvent demander la reconnaissance de la qualité de travailleur handicapé (RQTH) auprès de la Commission des droits et de l'autonomie des personnes handicapées (République Française 2023). Dans ce cas, le salarié a accès à un ensemble de mesures pour favoriser l'insertion et la réinsertion professionnelle ainsi que le maintien en emploi (Ministère du travail, du plein emploi et de l'insertion 2022). Des fonds d'aide et des accompagnements peuvent être mis à disposition du salarié par des associations telles que l'Association de Gestion du Fonds pour l'Insertion Professionnelle de Personnes Handicapées (AGEFIPH).

Après avoir examiné les mesures disponibles pour favoriser l'insertion et la réinsertion professionnelle ainsi que le maintien en emploi, il est important de souligner l'émergence de nouvelles technologies dans le milieu professionnel (AFNOR 2018). Ces dispositifs d'assistance physique peuvent assister les salariés dans les tâches à risque de développement de TMS, répondre à des situations qui n'avaient jusqu'alors aucune solution satisfaisante, et aider au maintien ou au retour à l'emploi des salariés aux capacités fonctionnelles réduites. L'émergence de dispositifs d'assistance portés sur le corps, appelés exosquelettes, permet donc d'envisager de nouvelles solutions pour soulager les travailleurs des contraintes musculosquelettiques (de Looze et al. 2016).

1.3. Les exosquelettes

1.3.1. Généralités

Arrivés il y a plusieurs années par le secteur médical, et notamment via la rééducation (Mekki et al. 2018), les exosquelettes étaient initialement conçus comme des outils de rééducation dans le but d'accélérer et d'améliorer les capacités fonctionnelles des patients, notamment chez des patients souffrants de troubles de la marche (Ruthenberg et al. 1997). Ce n'est que depuis 2018 que ces solutions ont connu un véritable essor dans les entreprises. Ainsi l'AFNOR (Association Française de normalisation) définit un dispositif d'assistance physique à contention (de type exosquelette robotisé ou non) comme une « structure revêtue entièrement ou partiellement par un individu aux fins d'assistance dans l'exécution de ses mouvements, la compensation de ses efforts et/ou l'augmentation de ses performances physiques dans la réalisation de sa tâche professionnelle dans l'objectif de productivité, de facilitation de l'usage, et de réduction des troubles musculosquelettiques » (AFNOR 2018). Les exosquelettes peuvent donc cibler différentes parties du corps, les membres inférieurs, les membres supérieurs, le cou ou le dos.

Tous les exosquelettes n'ont pas le même objectif. En effet, il existe des exosquelettes de prévention qui ont pour but d'éviter l'apparition de TMS, et des exosquelettes de soulagement ou maintien en emploi (Moulart et al. 2022). Les exosquelettes peuvent être classés en trois catégories techniques : passifs s'ils n'utilisent aucune énergie pour fonctionner (souvent basés sur un système de ressorts), actifs lorsqu'ils sont équipés de batteries et de moteurs (système mécatronique), ou semi-actifs lorsque l'utilisation d'un système mécatronique se fait pour le réglage, mais que le fonctionnement de l'exosquelette est passif.

Parmi ces solutions, plusieurs répondent aux problématiques lombaires. Des fabricants d'exosquelettes passifs tels que Laevo (Pays-bas), Ottobock (Allemagne) et Ergo Santé (France) proposent essentiellement des dispositifs de soutien lombaire lors du mouvement de flexion avant (Figure 10), là où des entreprises comme German Bionic (Allemagne), Cyberdine (Japon), RB3D (France) conçoivent des exosquelettes actifs plutôt destinés à soutenir le dos lors du levé de charge (Figure 11).



Figure 10. Exemples d'exosquelettes passifs. A gauche se trouve l'exosquelette HAPO de Ergosanté (Ergosanté 2023), au milieu l'exosquelette BackX de Ottobock (Ottobock 2023) et à droite l'exosquelette Laevo V2 de Laevo (Laevo 2023).



Figure 11. Exemples d'exosquelettes actifs. A gauche se trouve l'exosquelette Apogee de German Bionic (German Bionic 2023), en haut à droite l'exosquelette HAL de Cyberdyne (Cyberdyne 2023) et en bas à droite l'exosquelette ExoBack de RB3D (RB3D 2023).

Enfin, il existe des exosquelettes conçus pour la prévention et le maintien à l'emploi de salariés en situation de handicap tels que des solutions proposées par B-Temia (Canada), Bioservo (Suède) et Japet Medical Devices (France). Dans ce cadre, ces exosquelettes répondent à la définition de dispositif médical et l'utilisateur direct est aussi un patient. Pour être mis sur le marché, ces dispositifs doivent répondre aux

exigences réglementaires (RDM 2017/745) et normatives (IEC 60601 – sécurité de base et performances essentielles des appareils électro médicaux, ISO 10993 – évaluation biologique des dispositifs médicaux, ISO 134485 – systèmes de management de la qualité pour l'industrie des dispositifs médicaux) qui concernent la sécurité des utilisateurs mais aussi les performances de l'exosquelette. L'application de ces référentiels permet d'assurer un niveau élevé de protection de la santé pour les patients et les utilisateurs.

1.3.2. L'exosquelette Japet.W

L'exosquelette autour duquel s'articule ce travail de thèse est un dispositif médical de traction lombaire ambulatoire (Japet.W, Japet Medical Devices©, France) capable d'appliquer des forces de traction verticales pour réduire la pression sur la colonne lombaire (Zaïri et al. 2021) et ainsi soulager certaines douleurs lombaires. Ce produit vise à réduire les contraintes mécaniques sur la région lombaire en soutenant une portion du poids du haut du corps, en « élevant » la cage thoracique par rapport au bassin. Le dispositif est composé de deux ceintures, une se plaçant sur les crêtes iliaques et l'autre sur les côtes inférieures. Les deux ceintures sont reliées par deux paires d'actionneurs positionnés de part et d'autre du corps (Figure 12).

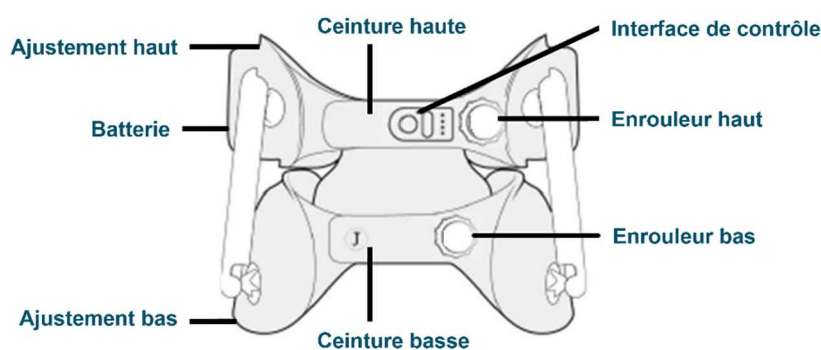


Figure 12. Schéma de l'exosquelette Japet.W.

D'un point de vue de la conception, la partie textile comporte un système de serrage avec des enrouleurs, une interface de contrôle, ainsi que le câblage requis pour la connexion de la batterie à l'interface de contrôle et aux actionneurs. Cette composante représente la partie passive de l'exosquelette. Lorsque les actionneurs sont fixés sur cette composante et que la batterie est insérée dans son logement prévu, l'exosquelette est assemblé et le système devient actif.

Les quatre actionneurs jouent un double rôle : préserver la mobilité du tronc tout en appliquant la force de traction. Les actionneurs sont des actionneurs élastiques en série (SEA), ce qui permet d'apporter un amortissement mécanique et du dynamisme au mouvement. Ils agissent comme des "pistons intelligents", contrôlés en force. Schématiquement, une consigne est envoyée à un moteur qui, par le biais d'un système de transmission mécanique, transmet un effort mesuré par un capteur de force et ajusté pour atteindre la consigne de la force souhaitée. Chaque actionneur est relié aux ceintures par une rotule et s'adapte automatiquement aux différents mouvements du tronc, en s'étirant ou en se rétractant (Figure 13). L'amplitude de mouvement des actionneurs (0 cm à 8,5 cm) est gérée par un microcontrôleur qui donne la consigne au SEA. La force de traction réalisée peut être considérée comme une force de poussée entre les ceintures basse et haute, se traduisant par une élévation verticale (vers le haut) de la cage thoracique. L'exosquelette possède quatre niveaux de force de traction, 4kg (palier 1), 8kg (palier 2), 12kg (palier 3) et 16kg (palier 4), réglables par l'utilisateur via l'interface de contrôle. Le palier est défini par l'utilisateur selon son ressenti. Celui-ci est modifiable en cours d'utilisation, à n'importe quel moment.



Figure 13. Actionneurs du Japet.W s'adaptant aux mouvements du tronc.

Cet exosquelette est utilisé dans différents secteurs d'activités (agroalimentaire, aéronautique, automobile, industrie lourde, logistique, artisanat, soins à la personne, etc.) dans le cadre de l'activité habituelle du travailleur. Il est principalement utilisé pour des tâches debout, comme le port de charges, le transfert de charges, le travail sur établi (avec inclinaison du dos) ou les mouvements répétés (travail sur une chaîne de montage par exemple).

Chapitre 1 – Cadre général de la thèse

Après avoir exploré la problématique de la lombalgie, sa prise en charge et l'impact potentiel des exosquelettes sur les TMS, il est essentiel de se pencher sur les outils d'évaluation clinique permettant de mieux appréhender l'évolution de cette affection. En effet, ces outils jouent un rôle crucial dans le suivi des patients et dans l'adaptation des stratégies de traitement.

Chapitre 2

Les outils d'évaluation clinique de l'évolution de la lombalgie

Dans le chapitre précédent, nous avons exploré la problématique de la lombalgie ainsi que les nouvelles technologies exosquelettes utilisées par les industriels pour limiter ces TMS en milieu professionnel. Toutefois, il convient de souligner que l'impact réel de ces solutions demeure encore peu connu et nécessite une évaluation approfondie. C'est pourquoi, il est essentiel de s'appuyer sur des outils cliniquement validés permettant d'évaluer l'évolution de la lombalgie. Ce chapitre se consacre à approfondir l'utilisation des questionnaires de qualité de vie ainsi que des tests d'évaluation clinique des capacités physiques, qui jouent un rôle essentiel dans l'évaluation de la lombalgie.

Sommaire

2.1. Les questionnaires de qualité de vie.....	47
2.2. Les tests d'évaluation clinique des capacités physiques	48
2.2.1. L'endurance musculaire	49
2.2.1.1. Généralités	49
2.2.1.2. Le test de Sorensen	49
2.2.2. La force musculaire.....	51
2.2.2.1. Généralités	51
2.2.2.2. Le test sur dynamomètre isocinétique.....	51
2.2.3. L'extensibilité musculaire et la mobilité de la colonne.....	53
2.2.4. La forme physique générale	54

2.1. Les questionnaires de qualité de vie

Quel que soit le handicap, les questionnaires de qualité de vie sont souvent utilisés lors des parcours de rééducation (Demoulin et al. 2005). Bien qu'assez subjectifs, les questionnaires permettent de réaliser un bilan à un instant précis et évaluer une évolution au cours du temps. Plusieurs questionnaires dits d'auto-évaluation existent pour mesurer la douleur et l'incapacité fonctionnelle des patients. Parmi eux, certains sont spécifiques à des pathologies ou symptômes particuliers.

Ainsi, l'auto-questionnaire de Dallas (Ozguler et al. 2002), évalue par un système de points basées sur 16 questions indépendantes les répercussions de la douleur rachidienne sur les activités quotidiennes, les activités professionnelles et de loisirs, l'anxiété, la dépression et la sociabilité.

Le questionnaire EIFEL (version française du Roland and Morris Disability Questionnaire) évalue les répercussions de la douleur lombaire sur la capacité à effectuer des activités de la vie quotidienne (Coste et al. 1993). Ce questionnaire est composé de 24 affirmations (ex : « Je ne reste debout que de courts moments à cause de mon dos ») à cocher si celles-ci correspondent à une difficulté ressentie le jour même. Un score est alors calculé par le médecin. L'échelle de dorso-lombalgie de Québec évalue elle aussi le retentissement des douleurs de dos sur la vie quotidienne. Pour chacune des 20 questions, le patient doit donner une note de 0 (aucune difficulté) à 5 (impossible à exécuter) et un score global est alors établi par le médecin.

Le questionnaire Oswestry Low Back Pain Disability Questionnaire (Garg et al. 2020) permet quant à lui d'évaluer les capacités fonctionnelles des patients. Pour cela, le patient doit cocher l'affirmation qui lui convient le mieux parmi six phrases, pour chacun des 10 items suivants : douleur, soins personnels, soulèvement d'objets, marche, position assise, position debout, sommeil, vie sexuelle, vie sociale et voyages. D'autres versions du test remplacent l'item vie sexuelle par emploi/vie à la maison. Le médecin retranscrit ensuite les affirmations cochées en un système de points pour établir un score sur 50 points. Le patient se retrouve alors dans un niveau d'invalidité comme montré dans le tableau suivant (Tableau 1).

Tableau 1. Score du Oswestry Low Back Pain Disability Questionnaire (Fairbank and Pynsent 2000).

SCORE	NIVEAU D'INVALIDITE
0 – 4	Pas d'invalidité

	<i>Le patient peut faire face à la plupart des activités quotidiennes. Aucun traitement n'est indiqué mais des conseils sont donnés sur la manière de soulever une charge, de s'asseoir et des exercices physiques peuvent être proposés.</i>
5 – 14	Handicap léger <i>Le patient éprouve plus de douleur et de difficultés à s'asseoir, à soulever des charges et à se tenir debout. Les voyages, la vie sociale et le travail sont plus difficiles. Les soins personnels, l'activité sexuelle et le sommeil ne sont pas gravement affectés et le patient peut généralement être pris en charge par des moyens conservateurs.</i>
15 – 24	Handicap modéré <i>La douleur reste le principal problème. Les activités de la vie quotidienne sont affectées. Ces patients nécessitent une investigation médicale approfondie.</i>
25 – 34	Handicap grave <i>Les maux de dos affectent tous les aspects de la vie du patient. Une intervention est requise.</i>
35 – 50	Handicap complet <i>Ces patients sont soit alités, soit exagèrent leurs symptômes.</i>

Les questionnaires sont des outils pertinents pour évaluer le ressenti des patients, mais sont plus complexes à analyser lorsqu'il s'agit d'évaluer les capacités fonctionnelles.

2.2. Les tests d'évaluation clinique des capacités physiques

Les muscles ne sont pas responsables de la lombalgie elle-même (sauf dans le cas d'une lombalgie d'origine musculo-ligamentaire), mais ils réagissent à une douleur et à l'inconfort en se contractant (réaction naturelle visant à éviter des mouvements douloureux, prise de posture compensatoire, etc.) ou en s'affaiblissant (inactivité du patient due à la douleur), ce qui peut aggraver les symptômes ou prolonger la durée de la douleur (Hlaing et al. 2021). Les capacités musculaires sont de bons indicateurs de l'évolution d'une lombalgie. Celles-ci peuvent être appréciées sous plusieurs aspects : évaluation de l'endurance musculaire, de la force musculaire, de l'extensibilité des muscles et de la mobilité de la colonne. Enfin, il est important d'évaluer la forme physique générale du patient (Poiraudeau et al. 2004).

2.2.1. L'endurance musculaire

2.2.1.1. Généralités

L'endurance musculaire est généralement mesurée en travail isométrique (travail du muscle en statique tel que le gainage) des fléchisseurs et extenseurs du tronc (Reyes-Ferrada et al. 2022). Deux tests sont couramment proposés pour évaluer l'endurance du tronc lors du parcours de rééducation des patients, le test de Shirado et le test de Sorensen (Figure 14). Lors du test de Shirado (Balthazard et al. 2012), le patient est allongé sur le dos, avec les bras croisés sur la poitrine, les hanches et genoux fléchis à 90°, les mollets reposant sur un support. Le patient doit alors redresser le tronc de façon à contracter ses abdominaux, et maintenir cette position statique le plus longtemps possible. L'outil de mesure est un chronomètre.



Figure 14. Photo représentant la position à maintenir lors du test de Shirado (Bernard et al. 2008).

Le test de Sorensen est quant à lui davantage détaillé ci-dessous.

2.2.1.2. Le test de Sorensen

Le test de Sorensen vise à évaluer l'endurance isométrique des extenseurs du rachis, muscles bien souvent faibles chez les sujets lombalgiques. Ce test simple compte parmi les outils de référence pour évaluer les performances musculaires de patient souffrant de lombalgie (Demoulin et al. 2006). Il est très souvent utilisé en début et fin de séjour en centre de rééducation, afin d'évaluer les progrès réalisés par le patient lombalgique lors de son programme de rééducation. Les données du test de Sorensen participent donc à son bilan fonctionnel.

Ce test consiste à mesurer le temps pendant lequel une personne arrive à maintenir le haut du corps parallèle au sol, sans aucun soutien, le bas du corps étant fixé à une

table (Figure 15). Le sujet en décubitus ventral doit positionner le bord supérieur de ses crêtes iliaques à la limite du débord de la table. Trois sangles réparties au niveau du bassin, des genoux et des chevilles, permettent de maintenir fermement le bas du corps sur la table. Les bras sont croisés sur la poitrine. Il est souvent conseillé d'ajouter un tabouret avec coussin sous le haut du corps du sujet, afin qu'il puisse s'y reposer à la fin du test si besoin. En effet, ce test a pour vocation d'aller jusqu'à l'épuisement musculaire, et la chute du haut du corps peut être brutale chez certains sujets. Il existe des variantes de ce test (position des bras, positionnement des crêtes iliaques, nombre de sangles, position de départ du test et critère d'arrêt du test) qui ne sont pas détaillées ici.

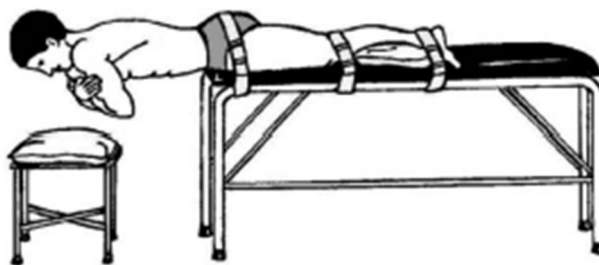


Figure 15. Position à maintenir dans la version originale du test de Sorensen (Demoulin et al. 2006).

Le test se termine lorsque le sujet n'arrive plus à garder l'horizontalité du haut du corps, ou lorsque le sujet atteint 240s d'immobilité. Comme souvent lors d'efforts intenses, il est conseillé au superviseur d'encourager verbalement le sujet afin de le motiver à donner son maximum. Il est impératif de bien contrôler l'horizontalité du tronc, car celui-ci peut avoir tendance à fléchir vers la fin du test.

Il est avéré qu'en moyenne, les sujets sains sont capables de maintenir la position 133 secondes. Chez les sujets lombalgiques, cette moyenne chute à 95 secondes. Les sujets ne réussissant pas à maintenir la position pendant plus de 58 secondes ont une grande probabilité de développer une lombalgie dans l'année (Latimer et al. 1999).

Ce test qui évalue l'endurance des muscles du tronc, est largement utilisé malgré des débats sur sa capacité à prédire les douleurs lombaires. La différence de performance entre les sexes, l'impact du poids corporel, et le rôle des muscles extenseurs de la hanche dans ce test suscitent encore des interrogations. Des facteurs personnels (tels que la motivation) compliquent l'interprétation des résultats. Néanmoins, le test de Sorensen reste l'outil de référence pour évaluer la performance musculaire chez les

patients souffrant de lombalgie, en particulier avant et après un programme de rééducation (Demoulin et al. 2005).

2.2.2. La force musculaire

2.2.2.1. Généralités

La force développée par un muscle peut-être mesurée en isométrique, à l'aide d'un dynamomètre (Reyes-Ferrada et al. 2022). Elle peut également être mesurée en isotonique (contraction du muscle avec une force constante) en déterminant la charge maximale mobilisable sur toute ou une partie de l'amplitude de mouvement. Enfin, la force musculaire peut être mesurée en travail isocinétique (travail du muscle à vitesse constante). Cette mesure, réalisée via des dynamomètres isocinétiques est la plus couramment effectuée en centre de rééducation pour réaliser un bilan d'entrée et de sortie des patients lombalgiques (Figure 16).

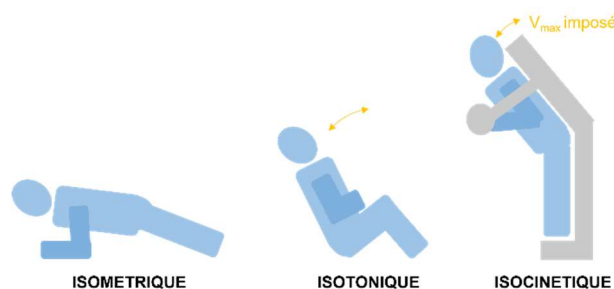


Figure 16. Schémas d'exercices permettant la contraction des fléchisseurs et extenseurs du tronc en travail isométrique, isotonique et isocinétique.

Le test sur dynamomètre isocinétique est détaillé ci-dessous.

2.2.2.2. Le test sur dynamomètre isocinétique

De manière générale, les dynamomètres ou ergomètres isocinétiques sont des machines permettant le mouvement d'un membre (jambe, tronc, etc.) à une vitesse constante en adaptant constamment sa résistance au mouvement. Ainsi le sujet peut développer sa force maximale dans toute l'amplitude du mouvement. Cet outil de mesure peut servir l'exploration de potentielles pathologies, mais peut aussi être utilisé comme une machine de reconditionnement physique.

Dans le cadre des lombalgies, le test isocinétique du rachis permet d'évaluer de manière précise le couple maximal et le travail total développés par les érecteurs et les fléchisseurs du rachis. Tout comme le test de Sorensen, de nombreux centres de rééducation réalisent un bilan fonctionnel en début et fin de séjour grâce au test

isocinétique (Gremion et al. 1996). Cependant, une machine permettant de réaliser ce type de test est onéreuse et demande une certaine maîtrise de l'équipement. De plus, le temps d'installation et de désinstallation du sujet s'avère assez long car de nombreux réglages sont nécessaires. C'est pourquoi, peu de centres de rééducation utilisent ce puissant outil comme machine de musculation.

Le principe de la machine est le suivant, le sujet est installé sur une plateforme et retenu par des sangles rigides au niveau des jambes et des cuisses. Le bas du corps reste immobile lors de la séance. Un harnais est positionné au-dessus de la poitrine et serré à la partie articulée de la machine. Les mains du sujet sont accrochées à ce harnais (Figure 17). Seul le haut du corps est mobile, avec une rotation du tronc au niveau L5/S1.



Figure 17. Positionnement du sujet sur une machine isocinétique pour le rachis (<http://www.sometravail-paca.org/sites/default/files/2016-08/3-Isocinetisme-rachis.pdf>).

Une fois le sujet correctement installé, des réglages d'amplitude maximale en flexion et en extension ainsi qu'une position zéro sont enregistrés dans la machine. Il est ensuite nécessaire de créer la routine de mouvements souhaitée. Pour cela, le nombre de répétitions (flexion/extension), et la vitesse de rotation de la partie mobile ($60^{\circ}/s$, $120^{\circ}/s$ ou $160^{\circ}/s$) sont consignés dans le logiciel de la machine. Le test peut alors démarrer. Il est conseillé au superviseur d'encourager verbalement le sujet pendant toute la durée du test. Une fois le nombre de répétitions atteint, le test s'arrête automatiquement.

Les données enregistrées par le dynamomètre isocinétique sont le couple de force et le travail total développés par les fléchisseurs et les extenseurs du rachis, lors de chaque cycle (un mouvement de flexion suivi d'une extension puis retour à la position zéro). Le calcul du ratio fléchisseur/extenseur est réalisé. Celui-ci est un bon indicateur de l'état de santé des muscles du tronc, puisque la littérature confirme que chez les sujets sains, ce ratio est compris entre 0,7 et 0,8, alors qu'il a tendance à être proche de 1 voir supérieur à 1 chez les sujets lombalgiques (Gremion et al. 1996).

Le dynamomètre isocinétique permet d'obtenir des résultats précis et répétables. Cependant les réglages de la machine et le serrage du corps contre les parois peuvent apporter des biais lors de la comparaison entre différents sujets de taille et de corpulence différentes. De plus, comme le test de Sorensen, des biais psychologiques peuvent jouer sur la précision des résultats.

2.2.3. L'extensibilité musculaire et la mobilité de la colonne

La mesure de l'extensibilité des muscles érecteurs du rachis et de la mobilité de la colonne vertébrale est généralement effectuée au moyen du test de Schober. Ce test vise à évaluer la capacité d'extension de la colonne vertébrale lombaire, ce qui permet de détecter d'éventuelles restrictions de mobilité pouvant indiquer des problèmes sous-jacents. La réalisation régulière de ce test permet de surveiller l'évolution de conditions telles que la lombalgie et d'évaluer l'efficacité des traitements en cours (Jacquemin et al. 2020).

Afin de procéder à ce test, le patient doit se tenir debout avec les pieds joints et effectuer une flexion avant du tronc en enroulant progressivement la colonne vertébrale, vertèbre par vertèbre. Ensuite, la mesure de la distance entre deux repères est prise, l'un étant placé au niveau de l'épine iliaque supérieure et l'autre situé à 10cm au-dessus. Une plus grande distance entre ces deux repères traduit une plus grande souplesse de la colonne vertébrale (Hershkovich et al. 2022).

Le test de Schober présente des avantages comme sa simplicité et sa rapidité d'exécution, sa répétabilité et sa mesure objective. Cependant, il ne prend en compte que la flexion avant de la colonne vertébrale et ne permet donc pas de détecter des restrictions dans d'autres directions. De plus, ce test peut manquer de précision pour de petites variations de mobilité (Hershkovich et al. 2022), peut être influencé par la

motivation du patient et ne permet pas de poser de diagnostic sur la cause sous-jacente des restrictions de mobilité.

2.2.4. La forme physique générale

Enfin la forme physique générale n'est pas évaluée selon un test qui fait consensus chez les médecins rééducateurs. Elle peut être évaluée via l'aptitude aérobie, à partir d'une épreuve d'effort réalisée sur cycloergomètre. Une mesure de la consommation maximale d'oxygène (VO₂max) est alors possible (Hurri et al. 1991). Elle peut aussi être évaluée de manière plus subjective par le corps médical lors de séances d'activité physique adaptée, d'ergothérapie ou de kinésithérapie. Des auto-évaluations sur l'activité physique quotidienne du patient liées à la douleur perçue permettent d'aider les professionnels de santé à obtenir une image du niveau de forme du patient.

Ce chapitre a mis en évidence l'utilité des questionnaires de qualité de vie et des tests d'évaluation des capacités fonctionnelles pour évaluer l'évolution d'une lombalgie lors d'une prise en charge médicale. Il paraît maintenant important de se tourner vers les outils d'évaluation spécifiques à l'apparition et à l'évolution de cette affection en milieu professionnel.

Chapitre 3

Les outils d'évaluation de l'apparition et de l'évolution de la lombalgie en milieu professionnel

Comprendre les facteurs liés au travail qui peuvent contribuer à l'apparition ou à l'aggravation de la lombalgie est crucial pour mettre en place des mesures de prévention et de gestion adaptées. Ce chapitre explore donc les différents outils d'évaluation et paramètres permettant de mieux appréhender la relation entre la lombalgie et l'environnement professionnel.

Sommaire

3.1. L'évaluation de l'ergonomie au travail	56
3.2. La cinématique du tronc.....	58
3.2.1. Les zones considérées à risque et dangereuses pour le dos	58
3.2.2. Les outils d'évaluation cinématique utilisés en ergonomie.....	60
3.3. Les outils d'évaluation de l'activité musculaire.....	62

3.1. L'évaluation de l'ergonomie au travail

Les entreprises sont responsables de la prévention et la préservation de la santé de leurs salariés (LégiFrance 2023). Le risque professionnel, défini comme la probabilité pour un salarié exposé à une situation dangereuse au travail de subir des effets nocifs pour sa santé physique et mentale (LégiFrance 2023) doit être minimisé. Pour cela, l'employeur doit tout mettre en œuvre pour diminuer tant que possible les facteurs de risques liés au travail. Selon l'INRS, l'amélioration des conditions de travail passerait par une réduction des facteurs de risques ainsi qu'une adaptation du poste de travail (INRS 2022b). Pour répondre à ces besoins, les entreprises et les salariés peuvent faire appel à des ergonomes qui évaluent les modifications à réaliser pour améliorer les conditions de travail (Guérin et al. 2007). Cependant, ce travail est généralement réalisé par un comité de pilotage, pouvant inclure le service de médecine du travail, des responsables d'équipe, des responsables QHSE, des préventeurs, des ergonomes, etc.

L'étude ergonomique suit un parcours méthodique, avec une vision en entonnoir, s'intéressant d'abord à la structure en général, pour finir sur une ou plusieurs tâches spécifiques. Cette méthode décrite dans la réédition de l'ouvrage « Comprendre le travail pour le transformer – La pratique de l'ergonomie » (Guérin et al. 2007) est constituée de plusieurs étapes (Figure 18). La demande d'une étude ergonomique est toujours appuyée par un besoin, un contexte. La première étape de l'ergonome est donc d'analyser ce contexte de manière générale, puis de reformuler la demande de l'entreprise afin de s'assurer de sa bonne compréhension. L'ergonome doit ensuite prendre connaissance du fonctionnement de l'entreprise (caractéristiques de la population, de la production, trouver les indicateurs relatifs à l'efficacité et à la santé) afin d'aboutir à une première hypothèse sur les choix de situations de travail à analyser. Une fois la situation de travail sélectionnée, il est nécessaire de réaliser de manière exhaustive une analyse du processus technique et des tâches de travail (efforts physiques, dimensionnement, caractéristiques temporelles, environnementales et organisationnelles) (INRS 2019). Cette analyse combine des observations ouvertes ainsi que des entretiens avec les opérateurs. Un pré-diagnostic est alors établi et des recommandations sont effectuées auprès des opérateurs après validation du comité de pilotage. L'étape suivante consiste à réaliser des observations systématiques, c'est-à-dire focalisées sur certaines informations précises, nécessitant bien souvent de la prise de données (questionnaires, mesures cinématiques, EMG, fréquence cardiaque, etc.).

Chapitre 3. Les outils d'évaluation de l'apparition et de l'évolution de la lombalgie en milieu professionnel

Cette étape permet notamment d'évaluer l'efficacité de la mise en place des recommandations. Si les résultats de cette observation systématique ne sont pas concluants, alors un second pré-diagnostic est réalisé et de nouvelles recommandations sont données aux opérateurs. Une fois les modifications validées par l'observation systématique, le diagnostic final est donné. Celui-ci peut-être à la fois local (situations et tâches analysées en détail) et global (fonctionnement général de l'entreprise).

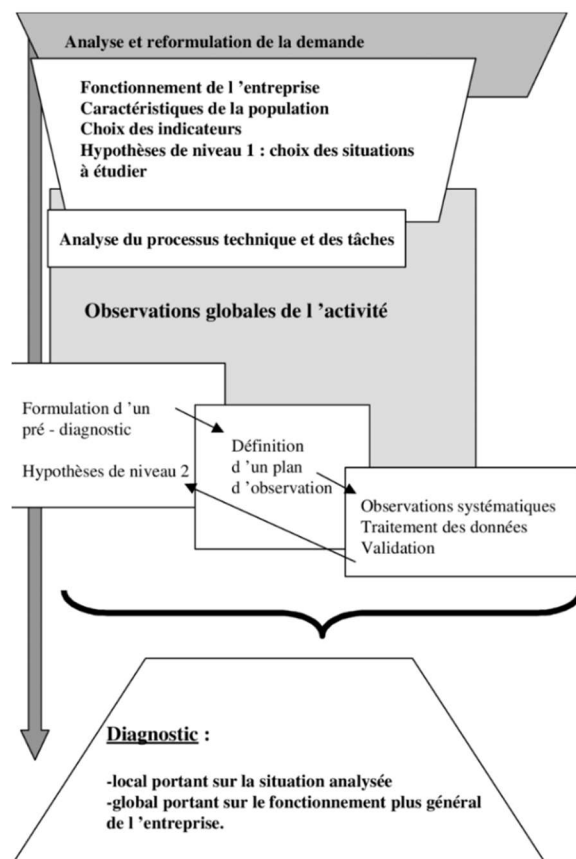


Figure 18. La construction de l'intervention ergonomique (Guérin et al. 2007).

Les recommandations proposées par les ergonomes sont souvent un aménagement de poste (élévation d'un plan de travail, achat d'une chaise ergonomique, etc.) ou une modification de poste (automatisation, achat de matériel auto-porté, réorganisation structurelle ou organisationnelle, etc.). En fin d'étude de poste, voici les bilans possibles :

- Des aménagements ou des modifications de postes sont réalisés, les contraintes physiques sont supprimées et le risque lié aux facteurs biomécaniques de développement des TMS est proche de zéro.

- Des aménagements ou des modifications de postes sont réalisés, les contraintes physiques sont diminuées mais non supprimées (contraintes résiduelles) et le risque de développement des TMS est encore présent. Dans ce cas, l'intégration des exosquelettes peut être pertinent.
- Aucun aménagement ou modification de poste n'est possible, alors l'intégration des exosquelettes semble être une des seules solutions pour diminuer les contraintes physiques et l'apparition des TMS.

3.2. La cinématique du tronc

La cinématique compte parmi les mesures couramment réalisées par les ergonomes lors des observations systématiques (Guérin et al. 2007). L'amplitude de mouvement joue un rôle important sur les contraintes mécaniques appliquées aux tendons, aux muscles, aux ligaments et aux articulations (Iorio et al. 2016). Lorsque les articulations sont en mouvement, les tendons, les muscles et les ligaments sont sollicités pour soutenir ce mouvement. Maintenir une amplitude de mouvement appropriée assure le fonctionnement normal de ces structures, réduisant ainsi le risque de surtension, de déchirure ou de blessure. En revanche, une amplitude de mouvement excessive ou insuffisante peut engendrer des contraintes mécaniques anormales, augmentant ainsi la probabilité de lésion musculosquelettiques., c'est pourquoi les ergonomes ont défini des amplitudes de mouvement à risque et dangereuses pour chaque articulation ciblée (Hignett and McAtamney 2000). Concernant le haut du corps, un consensus s'est établi autour de la méthode « Rapid Upper Limb Assessment » dite RULA (McAtamney and Nigel Corlett 1993).

3.2.1. Les zones considérées à risque et dangereuses pour le dos

Même s'il est fortement conseillé de maintenir une activité physique afin d'éviter ou de diminuer un mal de dos, cela doit se faire de manière raisonnée (AMELI 2022). En effet la fréquence de répétition des mouvements ou leur intensité peut altérer le corps. L'ergonomie s'est penchée sur les effets néfastes que peut avoir une cinématique répétitive ou prolongée sur les articulations, notamment lorsqu'elle est jumelée à du

Chapitre 3. Les outils d'évaluation de l'apparition et de l'évolution de la lombalgie en milieu professionnel

port de charges. Plusieurs méthodes existent pour quantifier l'exposition d'un travailleur aux risques de TMS. La méthode QEC (David et al. 2008) met en parallèle la position prise par l'articulation et la charge externe subie par celle-ci. La méthode RULA (McAtamney and Nigel Corlett 1993) identifie quant à elle plusieurs paramètres incluant l'amplitude angulaire des articulations concernées, la fréquence des mouvements et le travail musculaire fourni (liste non exhaustive). Une fois tous ces paramètres évalués indépendamment, l'exposition aux facteurs de risques TMS est quantifié.

Le dos étant un ensemble d'articulations, il est très difficile de mesurer l'inclinaison des vertèbres les unes par rapport aux autres et donc de modéliser de manière précise cet ensemble. C'est pourquoi, dans les modèles utilisés en ergonomie, le dos est représenté par un corps rigide unique, allant du milieu du bassin jusqu'aux premières vertèbres thoraciques (Figure 19).

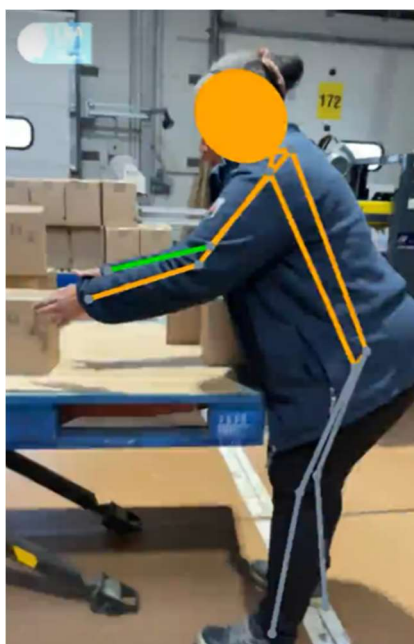


Figure 19. Photo du modèle biomécanique projeté sur le salarié, réalisé avec un outil d'analyse de posture destiné aux ergonomes (photo prise par Japet).

La norme ISO 11226 :2000 (Ergonomie – Evaluation des postures de travail statiques) indique que l'extension du tronc n'est pas recommandée. La flexion avant est acceptable entre 0° et 20° sur des périodes de 0 à 5 minutes consécutives. Au-delà de 60°, elle n'est pas recommandée du tout, même pour des temps très courts. Il n'existe pas de norme ISO sur les postures lors de mouvements spécifiques.

Les trois zones d'inclinaison suivantes sont communément identifiées (McAtamney and Nigel Corlett 1993) pour le dos (Tableau 2) :

Tableau 2. Amplitudes de mouvement du dos acceptables, à risque et dangereuses selon les études en ergonomie.

	Zone acceptable	Zone à risque	Zone dangereuse
Flexion (+) et Extension (-)	[0° ; 20° [[-10° ; 0° [et [20° ; 60° [< -10° et ≥ 60°
Latéroflexion	[0° ; 10° [[10° ; 20° [≥ 20°
Rotation axiale	[0° ; 10° [[10° ; 20° [≥ 20°

Les recommandations faites par les ergonomes après une étude de poste visent à réduire les amplitudes de mouvements dans les zones acceptables (Guérin et al. 2007). D'autres facteurs sont à prendre en compte dans la notation finale du score de risque de TMS.

3.2.2. Les outils d'évaluation cinématique utilisés en ergonomie

Il existe différents systèmes de mesure pour évaluer la cinématique des segments humains. Le système optoélectronique est le plus utilisé dans les laboratoires de biomécanique (Topley and Richards 2020). Basé sur la théorie de stéréophotogrammétrie (Cappozzo et al. 2005), ce système composé de plusieurs caméras (proches) infrarouges est capable de reconstruire la position tridimensionnelle d'un objet dans son environnement. Pour cela, l'objet (ici les segments corporels) est identifié par des marqueurs qui reflètent le rayonnement infrarouge des caméras. Lorsque plusieurs caméras capturent la position 2D du marqueur, une reconstruction 3D est réalisée (Herda et al. 2000). Les marqueurs réfléchissants sont placés sur les points anatomiques (Lenton et al. 2017) des segments analysés (Deane et al. 2020). Cet outil est celui de référence dans les laboratoires de biomécanique du mouvement à l'heure actuelle. Bien qu'ayant largement fait ses preuves en situation de laboratoire, le système optoélectronique est très contraignant. En effet, ce système encombrant est défini pour un champ d'observation limité et bien défini. De plus, le système peut être perturbé par des sources de lumières externes (objet réfléchissant qui n'est pas un marqueur). Enfin, il est nécessaire que les caméras

Chapitre 3. Les outils d'évaluation de l'apparition et de l'évolution de la lombalgie en milieu professionnel

puissent tracer le marqueur, celui-ci ne doit donc pas être caché lors de l'enregistrement (Figure 20).



Figure 20. Photo de la plateforme de capture de mouvement de l'Université de Technologie de Compiègne. Le logiciel sur ordinateur permet de visualiser les marqueurs anatomiques positionnés sur le sujet.

En situation écologique comme lors d'une analyse de poste, les ergonomes se tournent vers des solutions moins précises mais plus faciles à mettre en œuvre telles que des technologies magnéto-inertielles (Marin 2020). Ces capteurs inertiels comprennent généralement un accéléromètre, un gyromètre et un magnétomètre. La fusion de données réalisée par les capteurs inertiels permet de connaître l'inclinaison de ces boîtiers dans l'espace. Plusieurs sociétés proposent ces solutions aux ergonomes comme TEA ERGO ou Xsens (Figure 21).



Figure 21. La figure A. représente le système de capteurs proposé par TEA ERGO (T-Sens Motion) ainsi que l'avatar visible en direct. Les articulations se colorent en vert lorsque l'angulation est dans une zone à faible risque de TMS puis tend vers le rouge lorsque l'angulation est considérée dangereuse pour l'articulation (<https://www.teaergo.com/fr/>). La figure B. représente le système corps entier de Xsens (MVN awinda) utilisé au poste de travail dans une situation d'analyse ergonomique (<https://www.movella.com/products/motion-capture/xsens-mvn-awinda>).

Enfin, l'analyse vidéo sans marqueurs est elle aussi couramment utilisée lors d'une analyse posturale puisqu'elle permet d'obtenir des données à moindre coût (Hensley et al. 2021). La précision de ces systèmes de vision par caméra est médiocre, notamment lors de mouvements qui ne sont pas plan. Un modèle biomécanique simplifié est projeté sur la vidéo à partir de points anatomiques filmés. Là encore, plusieurs sociétés proposent ce système dans le cadre d'analyses ergonomiques comme Moovency ou Ergosanté (Figure 22).



Figure 22. La figure A. représente le système KIMEA Lite de Moovency comportant la caméra et l'avatar du travailleur sur le logiciel (<https://moovency.com/solution-kimea-lite>). La figure B. représente l'application LEA d'Ergosanté qui projette l'avatar sur le salarié (<https://ergosante.fr/application-danalyse-posturale-lea/>). Les deux solutions proposent un dégradé de couleur (vert orange et rouge) selon le degré d'angulation considéré à risque pour les différentes articulations.

3.3. Les outils d'évaluation de l'activité musculaire

En 2017, l'Assurance maladie a lancé la campagne de sensibilisation « Mal de dos ? Le bon traitement, c'est le mouvement » pour casser les fausses croyances sur le mal de dos. Bouger les articulations permet de solliciter les muscles environnants et donc de les renforcer. Les muscles ont un rôle crucial dans la stabilité et le contrôle des mouvements du rachis, ainsi que dans la protection des articulations. Ils sont donc un outil puissant pour lutter contre l'apparition de TMS.

Il existe essentiellement deux principes de mesure de l'activité musculaire, l'électromyographie (EMG), basée sur les signaux électriques des muscles (Robertson et al. 2014), et la mécanomyographie (MMG) basée sur les vibrations mécaniques des muscles (Ibitoye et al. 2014).

L'EMG permet de recueillir un signal électrique contenant une information sur le potentiel d'action des fibres musculaires (Robertson et al. 2014). La mesure EMG est réalisée de manière invasive lorsque l'électrode est à l'intérieur du muscle (aiguille introduite sous la peau), ou de surface (non-invasive) lorsque l'électrode est collée sur la peau au-dessus du muscle ciblé (Yochum 2013). La mesure invasive permet de détecter l'activité électrique de quelques fibres musculaires sélectionnées précisément. Cette technique est principalement utilisée lors d'examens médicaux dans la détection d'atteintes nerveuses périphériques ou d'atteintes musculaires. L'EMG de surface permet une exploration plus globale et indolore (Robertson et al. 2014). Cependant, la mesure enregistrée est moins précise que celle obtenue par une aiguille implantée directement dans le muscle. En effet, le signal électrique capté n'est pas directement celui produit par le muscle, puisque les potentiels d'action traversent plusieurs tissus mous avant d'être captés par l'électrode posée sur la peau. De plus, lorsque les muscles sont disposés en couches comme ceux du dos, la mesure est un mélange des activités de ces différents muscles (Chowdhury et al. 2013). Bien que moins précise, cette technique est la plus couramment utilisée en laboratoire et sur terrain par les ergonomes, grâce à son caractère non-invasif, et sa facilité de mise en place. Cependant, il est impératif de prendre certaines mesures de précautions concernant la préparation de la peau et l'emplacement des électrodes (SENIAM 2023). L'exploitation quantifiée de l'EMG se fait bien souvent via la valeur RMS (Van Tilburg et al. 2019). Celle-ci est calculée à partir des données EMG filtrées grâce à un filtre passe-bande (Butterworth de 4^{ème} ordre) à une fréquence définie, souvent entre 20Hz et 500Hz (Koopman et al. 2020) puis normalisées par rapport à une contraction maximale lorsque cela est possible (Abdoli-E et al. 2006), permettant ainsi de comparer plusieurs sujets. Il existe d'autres méthodes plus sophistiquées pour analyser les données EMG, mais celle-ci est la plus couramment utilisée en ergonomie.

La mécanomyographie (MMG), permet de mesurer des micro-vibrations à basses fréquences durant une contraction musculaire. Cette technique n'est donc pas basée sur une mesure électrique, mais mécanique (Orizio et al. 2003). Bien que connue depuis des années, la mesure MMG est moins répandue que l'EMG. La littérature indique que l'EMG reste la référence en termes de mesure d'activité musculaire, cependant, certaines études montrent une bonne corrélation lors la comparaison de ces deux techniques (Søgaard et al. 2003).

Les outils d'évaluation de l'apparition et de l'évolution des lombalgies en milieu professionnel sont semblables à ceux utilisés dans les laboratoires de biomécanique. Cependant, le matériel privilégié pour les mesures en entreprise reste un matériel non-invasif et peu encombrant. Ainsi, plusieurs sociétés proposent aux ergonomes des solutions incluant l'analyse du mouvement à l'aide de centrales inertielles, et l'activité musculaire (EMG ou MMG). Ces prestations sont courantes dans les entreprises qui souhaitent aménager leurs postes de travail, ou intégrer de nouvelles solutions telles que les exosquelettes.

Dans ce chapitre ont été présentés les différents outils utilisés en milieu professionnel pour évaluer le risque de développer ou d'aggraver une lombalgie. Les études ergonomiques, souvent demandées par les entreprises, permettent de quantifier les sollicitations cinématiques et musculaires auxquelles sont exposés les employés, en plus de prendre en compte les aspects psychosociaux et organisationnels. Ces études fournissent des informations précieuses qui permettent d'identifier les ajustements nécessaires pour adapter au mieux le poste de travail aux besoins des salariés. Lorsque la modification du poste n'est pas réalisable, les exosquelettes se présentent comme des solutions alternatives pour soulager les contraintes auxquelles les employés sont confrontés.

Chapitre 4

Les outils d'évaluation des exosquelettes

Il est désormais pertinent de se pencher sur les outils d'évaluation des exosquelettes qui se révèlent être des dispositifs offrant de nouvelles perspectives pour réduire les contraintes associées aux TMS et améliorer le bien-être des travailleurs. Dans ce chapitre seront détaillés les accords AFNOR, le travail réalisé par l'INRS sur ce sujet ainsi que l'état de l'art des études biomécaniques menées sur les exosquelettes.

Sommaire

4.1. Les accords AFNOR.....	66
4.2. Les questionnaires INRS d'acceptabilité et d'acceptation des exosquelettes	67
4.3. L'évaluation biomécanique.....	68

4.1. Les accords AFNOR

Autour des années 2010, les premiers exosquelettes sont arrivés dans le monde industriel sous forme de prototypes fonctionnels (Missala 2014). Ils étaient alors confrontés à la réalité du terrain afin d'être adaptés le plus finement possible aux besoins des entreprises (Theurel and Claudon 2018). Une fois ces dispositifs pleinement exploitables, les médecins, ergonomes, QHSE et chercheurs se sont interrogés sur leur effet lors d'un port quotidien (Theurel and Claudon 2018). Les membres de l'AFNOR ont rédigé en 2018 les accords AC Z 68-800, proposant « des outils et des repères méthodologiques permettant d'évaluer l'usage des dispositifs d'assistance à contention de type exosquelettes, dans les conditions d'utilisation pour lesquelles ils sont envisagés » (AFNOR 2018). Ce document s'adresse aux concepteurs, fournisseurs, intégrateurs et donneurs d'ordre au sein des entreprises intégratrices de ces solutions. En Août 2023 devrait paraître la norme AFNOR NF X35-800 « Méthode d'intégration des dispositifs et robots d'assistance physique à contention de type exosquelette – Expression des besoins, sélection, conception, évaluation et déploiement ».

Selon l'AFNOR, le protocole de test d'un exosquelette dans une entreprise doit être réalisé en trois temps. Tout d'abord, il s'agit de la phase de préparation, comprenant la constitution du groupe en charge du test, la rédaction du cahier des charges du test (fonctions de l'exosquelette, tâches à tester, méthodes d'évaluation et échantillonnage), et le recrutement des volontaires. Ensuite vient la phase de mise en œuvre des tests sur terrain (ou en laboratoire selon l'analyse souhaitée), avec l'aménagement de l'environnement et la formation des participants. Enfin la phase de recueil des données avec la prise de mesures et l'analyse des résultats.

Cinq critères d'évaluation ont été proposés par l'AFNOR : l'appropriation (intégration de l'exosquelette dans l'environnement de travail du salarié), l'utilité (le service rendu à l'utilisateur), l'utilisabilité (degré du produit à être utilisé de manière efficace), l'impact (effet de l'exosquelette sur l'utilisateur) et la sécurité. Les méthodes d'évaluation de ces critères peuvent être objectives (utilisation d'outils de mesures), subjectives (utilisation de questionnaires) ou réalisées par simulation (utilisation de modélisation via des logiciels). Des correspondances entre les critères et les méthodes d'évaluation sont réalisées dans les accords AC Z 68-800.

La méthode objective proposée se base sur des mesures principalement biomécaniques, à savoir des mesures cinématiques et dynamiques, des mesures de la fréquence cardiaque, d'électromyographie et de la consommation d'oxygène. Par ailleurs, d'autres paramètres sont observés tels que l'allure de travail, la dextérité, les mouvements visuels, la coordination des mouvements et la température cutanée et sublinguale. La méthode subjective propose l'évaluation du comportement (par l'auto-confrontation), de la charge physique ressentie (via l'échelle de Borg), de la qualité de vie (selon le questionnaire EUROQOL 5 Dimensions), de la charge mentale (selon la méthode NASA-TLX) et des difficultés locomotrices (grâce au questionnaire NORDIQUE). D'autres méthodes plus personnalisées peuvent avoir un intérêt comme les entretiens et l'utilisation d'un journal de bord (Guérin et al. 2007). Enfin, la méthode de simulation a pour but d'évaluer l'impact biomécanique ou ergonomique du dispositif d'assistance sur l'activité de l'utilisateur. Les simulations peuvent être réalisées par de la réalité virtuelle, permettant ainsi d'immerger complètement l'utilisateur dans un environnement choisi, à l'aide de mannequins virtuels ou encore sur logiciel de modélisation musculosquelettique.

4.2. Les questionnaires INRS d'acceptabilité et d'acceptation des exosquelettes

En plus de ces outils d'évaluation proposés par l'AFNOR, l'INRS a publié deux questionnaires à destination des préventeurs et des entreprises pour leur permettre d'appréhender l'acceptabilité et l'acceptation des exosquelettes auprès des salariés (Wioland et al. 2019). Ces questionnaires ont été développés comme des outils d'évaluation des exosquelettes dans un environnement donné. Le premier questionnaire « non-utilisateur » est dédié à l'acceptabilité, représentant l'intention des salariés à utiliser le dispositif proposé. Le second questionnaire « utilisateurs et ex-utilisateurs » est consacré à l'acceptation, traduisant la qualité de l'interaction entre l'Homme et l'exosquelette. Les deux questionnaires sont similaires bien qu'ils ne s'adressent pas au même public (non-utilisateur pour l'acceptabilité et utilisateur ou ex-utilisateur pour l'acceptation), seules les formulations des questions ont été adaptées. Les questionnaires s'articulent autour de six notions distinctes, l'utilisabilité,

l'utilité, les conditions facilitantes, l'influence sociale, l'identité professionnelle et les affects.

L'utilisabilité est la facilité d'utilisation notamment en termes de mise en place et de réglage. L'utilité est la perception d'un individu sur l'amélioration de ses performances de production et l'amélioration de sa santé et sécurité au travail. Les conditions facilitantes sont directement liées à l'organisation du travail et les mises à disposition (matériel, formation, etc.). L'influence sociale fait référence au degré avec lequel un individu perçoit l'importance du regard des autres. L'identité professionnelle se réfère à la perception qu'a un individu sur la valeur de son travail et sur ses compétences professionnelles. Enfin les affects sont les sentiments ressentis par l'individu.

Ces questionnaires mettent en exergue l'aspect multidimensionnel de l'intégration d'un exosquelette en entreprise. En effet, la mise en place de ces dispositifs peut avoir un impact sur la santé et la sécurité des utilisateurs, mais aussi un impact psychosocial important. D'un point de vue plus global, l'intégration de ces solutions peut amener à revoir l'organisation complète de travail.

4.3. L'évaluation biomécanique

Une fois l'intégration d'un exosquelette réussie, celui-ci peut être utilisé toute la journée par les salariés. L'utilisation quotidienne des exosquelettes dans les entreprises a soulevé des questions sur leur effet direct, ce qui a conduit les chercheurs à évaluer leur impact biomécanique, regroupant principalement l'aspect cinématique et musculaire (Koopman et al. 2020). Les méthodes de recherche biomécanique sont couramment utilisées pour évaluer l'impact d'un dispositif, d'un entraînement ou d'une intervention chirurgicale sur le corps (Robertson et al. 2014), et l'analyse du mouvement est définie comme un biomarqueur du système musculosquelettique (Marin et al. 2020). Dans les études d'analyse du mouvement humain, la cinématique permet une approche quantitative du mouvement, tandis que la mesure de l'activité musculaire par électromyographie (EMG) est liée aux forces qui ont généré le mouvement (Robertson et al. 2014). Dans le cadre de pathologies ou de TMS, l'analyse du mouvement apparaît comme un puissant outil d'aide à la décision (Garg and Kapellusch 2009) pour quantifier la stratégie de réduction ou de compensation des capacités physiques.

Une revue de la littérature a été réalisée en début de thèse (2020) selon la méthode Arksey et O'Malley (Colquhoun et al. 2014) avec comme question de recherche « Comment quantifier l'impact d'un exosquelette sur les capacités musculosquelettiques ? » en s'intéressant notamment aux exosquelettes lombaires. Cette recherche a été réalisée selon les critères présentés dans le Tableau 3.

Tableau 3. Critères de la revue de littérature de 2020.

Mots clés	Critères d'inclusion	Critères d'exclusion
<ul style="list-style-type: none"> • Low back exoskeleton, • Exoskeleton assessment, • Biomechanics exoskeleton 	<ul style="list-style-type: none"> • Etude biomécanique d'un exosquelette, • Population saine ou ayant des pathologies, • Revues scientifiques, médicales et spécialisées en ergonomie, • Articles rédigés en Anglais ou en Français 	<ul style="list-style-type: none"> • Articles traitant des lois de commandes des exosquelettes, • Articles sur la conception ou le développement des exosquelettes

Les bases de données interrogées sont Pubmed, Google Scholar, Scopus et IEEE Xplore. Sur les 1164 résultats sortis (doublons supprimés) uniquement avec les mots clés, seuls 33 articles ont été retenus comme pertinents selon les critères d'inclusion et d'exclusion. Une analyse descriptive a permis d'identifier que le nombre de sujets intégrés dans les études était en moyenne de 15,6 (entre 6 et 45). Seuls des exosquelettes de prévention des TMS ont été testés. Une deuxième analyse a permis de catégoriser les articles selon les deux thèmes principaux « EMG & Capture de mouvement » (60% des publications de ce thème traitaient d'exosquelettes lombaires) et « Coût métabolique » (25% des publications de ce thème traitaient d'exosquelettes lombaires).

Depuis cette première revue de littérature, de nombreux travaux sur les exosquelettes ont été publiés. La plupart d'entre eux entrent dans la catégorie « EMG & Capture de mouvement » en proposant une analyse de l'impact cinématique et musculaire des exosquelettes, principalement en simulation de manutention en laboratoire. Il n'existe toujours que très peu d'analyses biomécaniques en situation écologique, notamment à cause de la complexité de leur mise en œuvre.

Ce chapitre permet d'avoir une vision suffisamment approfondie des avancées et des recherches en cours dans le domaine de l'utilisation des exosquelettes en milieu professionnel.

Synthèse générale et objectifs de travail

Cette revue de littérature a mis en avant le poids important des TMS, et plus particulièrement des lombalgies dans les sociétés développées. Son impact sur la santé physique et mentale entraîne des conséquences parfois dramatiques pour ces patients. D'un point de vue sociétal, les répercussions en sont tout autant préoccupantes (coûts directs de prise en charge et indirects liés aux arrêts de travail, aux restrictions médicales, aux reclassements, etc.), faisant de la lombalgie un enjeu majeur de santé publique. Cependant, la prise en charge pluridisciplinaire proposée par les centres de rééducation, suivie d'une réinsertion professionnelle adaptée permet de réintégrer au mieux les personnes souffrant de lombalgie.

Le suivi clinique des lombalgiques se fait essentiellement grâce à des questionnaires de qualité de vie, permettant d'évaluer l'impact de la douleur sur le quotidien des patients et leurs capacités fonctionnelles. De plus, différents tests cliniques sont régulièrement proposés aux patients pour évaluer de manière quantitative leur force, leur endurance et leur extensibilité musculaire. Une évaluation de leur forme physique générale peut aussi être réalisée.

En milieu professionnel, une analyse de postes peut être proposée afin d'étudier la cinématique des salariés et quantifier le temps passé dans des zones à risque de développement de TMS. Ces études peuvent être couplées à des mesures de l'activité musculaire permettant une évaluation plus fine de la stratégie motrice et soulignant les mouvements ou tâches trop sollicitantes pour les articulations. Une fois cette analyse réalisée, l'employeur met alors tout en œuvre pour supprimer ou diminuer les risques de TMS.

Les exosquelettes font partie des solutions proposées par les entreprises pour prévenir les TMS ou accompagner et soulager les sujets symptomatiques. L'intégration de ces nouveaux dispositifs doit cependant se faire de manière cadrée, en évaluant leur impact direct sur l'utilisateur, mais aussi indirect sur l'environnement et l'organisation de travail. Pour cela des données qualitatives (questionnaires) et quantitatives (mesures) sont récupérées au sein des salariés, avant et après (ou pendant) port de l'exosquelette. La littérature sur l'évaluation des exosquelettes se focalise principalement sur les données quantitatives, en laboratoire, comparant la

cinématique et l'activité musculaire des segments visés (et environnants) par le dispositif, avec port et sans port de celui-ci. Il n'existe actuellement que très peu d'articles scientifiques sur le recueil de données qualitatives en situation écologique.

Dans le cadre de cette thèse, nous évaluons un exosquelette de traction lombaire ambulatoire destiné à prévenir et soulager les lombalgies. Cette évaluation est réalisée sous les différents points de vue cités ci-dessous, permettant ainsi une approche la plus exhaustive possible :

- Une évaluation subjective en milieu professionnel (troisième partie),
- Une évaluation de type clinique basée sur des mesures mécano-musculaires quantitatives (quatrième partie),
- Une évaluation cinématique et musculaire en laboratoire, lors de la simulation de tâches de manutention (cinquième partie).

La troisième partie (partie suivante) concerne l'évaluation subjective de l'exosquelette Japet.W lors d'une utilisation en milieu professionnel.

Troisième partie

Evaluation subjective d'un exosquelette de traction lombaire ambulatoire sur la douleur en milieu professionnel

L'objectif de cette étude est d'évaluer de manière subjective, à l'aide d'une échelle de douleur, l'impact de l'exosquelette Japet.W (présenté dans le chapitre 1, partie 1.3.2) sur la douleur lombaire d'individus atteints de lombalgie dans leur environnement de travail.

Cette partie est divisée en deux chapitres. Le premier chapitre traite du matériel et de la méthode utilisés, en décrivant la population étudiée (divisée en deux groupes : lombalgie non spécifique et lombalgie spécifique), les tâches effectuées par ces participants, ainsi que le protocole expérimental détaillé. Les résultats seront présentés dans le chapitre suivant, où la douleur ressentie par chaque groupe, avec et sans port de l'exosquelette, sera différenciée. La perception globale du dispositif sera évaluée par l'ensemble des participants. Enfin une discussion permettra une réflexion plus approfondie sur les résultats obtenus.

Chapitre 5

Matériels et méthodes

Ce chapitre se concentre sur la description du matériel et de la méthode utilisés dans cette étude visant à évaluer l'impact de l'exosquelette Japet.W sur la douleur lombaire des individus atteints de lombalgie, dans leur environnement de travail.

Sommaire

5.1.	Description des tâches effectuées.....	77
5.2.	Participants à l'étude	77
5.3.	Protocole expérimental.....	78
5.3.1.	Procédure expérimentale	78
5.3.2.	Collecte des données.....	80
5.3.3.	Analyse des données	81
5.3.4.	Analyse statistique.....	82

5.1. Description des tâches effectuées

Cette première étude a été réalisée dans 17 entreprises situées dans toute la France. Aucun critère d'exclusion n'a été pris en compte pour la sélection de ces sites, ce qui a conduit à une grande diversité des secteurs d'activité, comprenant le ferroviaire, l'automobile, le naval, l'industrie lourde, la santé, l'énergie, le transport, l'artisanat, l'alimentaire et l'habillement. Bien que l'activité de ces entreprises soit très variée, les différentes tâches réalisées peuvent être classées par typologie, limitant ainsi l'étude à deux catégories de contraintes lombaires : maintien de posture contraignante et manutention.

Les tâches effectuées par les salariés sont toutes de nature différentes (Figure 23), ce qui ne permet pas de réaliser une analyse par tâche. De plus, au sein d'un même poste, les tâches varient selon les besoins de la journée.



Figure 23. Type de tâches réalisées lors de l'étude.

5.2. Participants à l'étude

Trente-quatre salariés ont participé à cette étude mais seuls trente participants ont correctement rempli le questionnaire de suivi (cinq femmes et vingt-cinq hommes).

Tous les volontaires ont été identifiés par le médecin du travail ou le médecin traitant, pour avoir déjà eu des douleurs lombaires et ne pas avoir de contre-indication à l'utilisation de l'exosquelette. Les critères d'éligibilité de l'étude sont alors validés par le médecin et les consentements éclairés sont signés par le médecin et le participant.

Deux groupes sont réalisés selon la pathologie de chacun des participants. Ainsi, un premier groupe nommé "sujets lombalgiques non spécifiques" (âge $44,8 \pm 9,9$ ans, masse $79,1 \pm 15,0$ kg et taille $173,4 \pm 13,3$ cm) est constitué de dix personnes ayant des douleurs lombaires sans pathologie identifiée. Le second groupe est constitué de vingt personnes présentant une pathologie mécanique confirmée par imagerie médicale, nommées "sujets lombalgiques spécifiques" (âge $41,5 \pm 10,1$ ans, masse $80,1 \pm 11,6$ kg et taille $178,1 \pm 8,3$ cm). Dans ce deuxième groupe, les pathologies les plus représentées sont les hernies discales, les tassements vertébraux, la spondylarthrite ankylosante et l'arthrose.

5.3. Protocole expérimental

L'exosquelette utilisé dans cette étude est l'exosquelette Japet.W présenté au chapitre 1 (1.3.2) de la deuxième partie de ce manuscrit.

5.3.1. Procédure expérimentale

La procédure expérimentale comprend deux sessions d'information et 3 semaines de rapport effectif de la douleur avec et sans port de l'exosquelette (Figure 24) comme décrit ci-dessous :

- Temps T₀ : La première session d'information est la rencontre entre le médecin et le volontaire, afin de vérifier l'éligibilité de celui-ci à l'étude. Le médecin a proposé le test à plusieurs opérateurs lombalgiques. Lors de ce rendez-vous, le médecin du travail ou le médecin généraliste procède à une évaluation clinique et vérifie que le volontaire n'a aucune contre-indication à participer à l'étude. Une fois l'accord du médecin, le volontaire peut décider de continuer le déroulé de l'étude, ou de tout arrêter. Pour cela, un temps de réflexion suffisant lui est accordé avant signature du consentement.

- Temps T1 (souvent la veille de la semaine 1) : La deuxième session d'information est réalisée entre un membre de l'équipe Japet et le participant. Cette session consiste à réexpliquer le déroulement de l'étude au participant, à identifier au maximum cinq tâches (par participant) pour lesquelles il est pertinent de porter l'exosquelette et à former le participant à l'utilisation de l'exosquelette.
- Semaine 1 : Cette phase est nommée "No Exo 1". Pendant cette première semaine, les participants ne portent pas l'exosquelette et travaillent donc de manière habituelle.
- Semaine 2 : Cette phase est nommée "Exo 2". Cette deuxième semaine, les participants portent l'exosquelette sur les tâches préalablement identifiées, tout en travaillant de la manière la plus habituelle possible.
- Semaine 3 : Cette phase est appelée "No Exo 3". Cette dernière semaine, les participants ne portent pas l'exosquelette et travaillent de manière habituelle.

Pendant les semaines 1 à 3, les participants doivent évaluer leur niveau de douleur lombaire à l'aide d'une échelle EVA au début et à la fin de la journée de travail.



Figure 24. Déroulement de l'étude.

Afin de minimiser l'impact de l'étude sur les participants, l'étude n'est pas directement supervisée, mais suivie de manière hebdomadaire par l'équipe qui pilote l'étude dans l'entreprise (médecin du travail, ergonome, QHSE, responsable d'équipe, etc.). De plus, afin de garantir l'homogénéité de la procédure expérimentale, les instructions suivantes sont données à chaque participant :

- Utiliser le dispositif pendant les tâches identifiées (parmi les cinq tâches identifiées à T1), pas plus de deux heures consécutives, avec un maximum de quatre heures par jour.
- Remplir le carnet de suivi tous les jours, même si le dispositif n'est pas utilisé.
- Laisser les commentaires qui semblent pertinents dans l'emplacement prévu à cet effet.
- Noter les effets indésirables ou les pannes de l'exosquelette dans l'emplacement prévu à cet effet. En cas d'effet indésirable (augmentation de la douleur lombaire, rougeur sur le corps, etc.), alerter immédiatement le médecin du travail ou son médecin généraliste.

La durée du test est de trois semaines de travail, ce qui correspond à quinze jours de suivi. A la fin du test, le ressenti du participant (points positifs et négatifs) est recueilli, et les données du carnet de suivi sont récupérées pour traitement. L'ensemble du protocole a été validé par le comité de protection des personnes Île-de-France III (ID-RCB 2020-A02970-39).

5.3.2. Collecte des données

Toutes les données sont recueillies dans un journal de bord individuel (nommé « carnet de suivi ») divisé en deux parties (voir Annexe I).

La première partie du carnet concerne les données des participants (âge, poids, taille et description des cinq tâches quotidiennes identifiées). Cette partie est remplie lors de la deuxième session d'information (T1). Une fois le document rempli, le membre de l'équipe de Japet sur place forme le participant à l'utilisation de l'exosquelette.

La seconde partie du carnet de suivi est remplie chaque jour par le participant (Figure 25). Il indique les tâches effectuées dans la journée (parmi les cinq tâches identifiées précédemment), et évalue sa douleur lombaire en début et en fin de journée. Pour cette évaluation, le participant met un trait sur une jauge de 100 mm allant de "pas de douleur" à "douleur sévère", simulant ainsi l'échelle visuelle analogique (EVA, ou VAS en anglais), classiquement utilisée par les médecins (Meyer 2014). Par ailleurs, les participants sont libres de commenter leurs sentiments personnels au quotidien. Après la semaine d'utilisation du dispositif, les volontaires doivent répondre à un

questionnaire supplémentaire sur la perception du dispositif et donner une note de satisfaction globale comprise entre 0 (très mauvaise) et 10 (très bonne).

Jour 1 (sans exosquelette)

<p>Douleur lombaire avant le travail</p> <p style="text-align: center;">Aucune douleur Douleur intense</p>	<p>Douleur lombaire après le travail</p> <p style="text-align: center;">Aucune douleur Douleur intense</p>
<p>Tâches de la journée :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>	<p>Commentaires :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>

Figure 25. Partie à remplir chaque jour par le participant.

Pendant l'étude, les effets indésirables sont soigneusement répertoriés et signalés au médecin qui suit cette étude, ainsi qu'à l'équipe Japet.

5.3.3. Analyse des données

L'analyse consiste à comparer l'indice de douleur EVA entre la première semaine (No Exo 1), la deuxième semaine (Exo 2) et la troisième semaine (No Exo 3). Elle est réalisée en prenant en compte le premier et le dernier jour de chaque semaine puisque l'objectif du dispositif est de réduire les douleurs lombaires au cours de la semaine. Deux indicateurs sont considérés : l'évolution de la douleur en début de journée au cours de la semaine, et l'évolution de la douleur en fin de semaine. Les analyses des données sont séparées en deux groupes, les sujets lombalgiques non spécifiques correspondant aux sujets ayant des douleurs lombaires mais sans pathologie lombaire avérée (rien de visible par imagerie médicale), et les sujets lombalgiques spécifiques.

Les réponses aux questionnaires sur la perception du dispositif sont divisées en trois catégories (ANNEXE I) :

- Les bénéfiques : qui correspondent au soulagement des douleurs lombaires, à la réduction de la fatigue lombaire et au maintien d'une bonne posture du bas du dos ;
- L'adaptabilité sur le lieu de travail : qui correspond à la facilité et à la rapidité d'exécution des gestes, à la possibilité de s'équiper en Equipement de Protection Individuelle (EPI), à la facilité de stockage et de transport ;

- L'utilisabilité : qui prend en compte le poids, la taille (encombrement), l'ajustement, la facilité d'utilisation, etc.

Pour chaque question, quatre réponses sont possibles, "++" (avis très positif), "+" (avis positif), "-" (avis négatif) et "--" (avis très négatif). Un décompte est effectué pour définir le pourcentage des différentes opinions selon les trois catégories. Les avis sont analysés en parallèle de la douleur lombaire moyenne pour permettre d'identifier de potentiels liens.

5.3.4. Analyse statistique

Pour les deux groupes, l'analyse statistique est basée sur la différence de l'indice EVA entre celui rapporté en fin de semaine, et celui de début de semaine pour les semaines 1 (No exo1), 2 (Exo2), et 3 (no Exo3). Notons Δi_{NS} la métrique de différence d'indice EVA entre le dernier et le premier jour de la semaine i pour le groupe « lombalgie non spécifique » (NS) représenté par les flèches dans la Figure 26. La donnée Δi_{NS} quantifie la magnitude et le signe de la flèche ce qui renseigne sur l'évolution de l'indice EVA. Cette évolution peut être positive (moins de douleur en fin de semaine qu'en début : flèche pointant de haut en bas) ou négative (plus de douleur en fin de semaine qu'en début : flèche pointant de bas en haut). La valeur $\overline{\Delta i_{NS}}$ est la médiane de tous les sujets du groupe NS. Utilisons la même notation pour le groupe « lombalgie spécifique » (LBP) par Δi_{LBP} et $\overline{\Delta i_{LBP}}$.

Tout d'abord, deux tests de Friedman en tant que tests non paramétriques similaires à une ANOVA sont réalisés avec les deux ensembles $\{\Delta 1_{NS}; \Delta 2_{NS}; \Delta 3_{NS}\}$ et $\{\Delta 1_{LBP}; \Delta 2_{LBP}; \Delta 3_{LBP}\}$ séparément. L'hypothèse nulle est l'absence de différence significative entre $\overline{\Delta 1_k}$, $\overline{\Delta 2_k}$ et $\overline{\Delta 3_k}$ avec $k \in \{NS, LBP\}$. L'hypothèse nulle est rejetée si la valeur p (niveau de signification) du test de Friedman est inférieure à 0,05 et l'hypothèse alternative (différence significative) peut alors être soutenue. Si l'hypothèse alternative peut être envisagée, un test post-hoc est effectué. Le test post-hoc choisi est le test de Wilcoxon avec l'ensemble $\{\Delta i_k; \Delta j_k\}$ avec $i \in \{1,2,3\}$, $j \in \{1,2,3\}$, $i \neq j$, et $k \in \{NS, LBP\}$. L'hypothèse nulle de ce test post-hoc est l'absence de différence significative entre $\overline{\Delta i_k}$ et $\overline{\Delta j_k}$. L'hypothèse nulle est rejetée si la valeur p du test de Wilcoxon est inférieure à 0,05.

Tous les calculs sont effectués à l'aide du logiciel MATLAB R2019b (The Mathworks Inc, Natick, Massachusetts, USA).

Chapitre 6

Résultats

Dans ce chapitre sont présentés les résultats de l'étude précédemment décrite. Quatre des trente-quatre participants ont été exclus de l'étude car leurs données n'ont pas pu être analysées (manque d'informations dans le suivi). Les résultats de l'indice EVA sont rapportés séparément pour les sujets souffrant de lombalgie non spécifique et ceux souffrant de lombalgie spécifique. Chaque volontaire a utilisé l'exosquelette lors de tâches debout, présentant des contraintes lombaires élevées telles que le port et le transfert de charges (avec et sans déplacement), le travail sur établi, le travail de maintenance, etc. De manière générale, toutes les activités de travail impliquaient la flexion avant et latérale du tronc, ainsi que la rotation axiale.

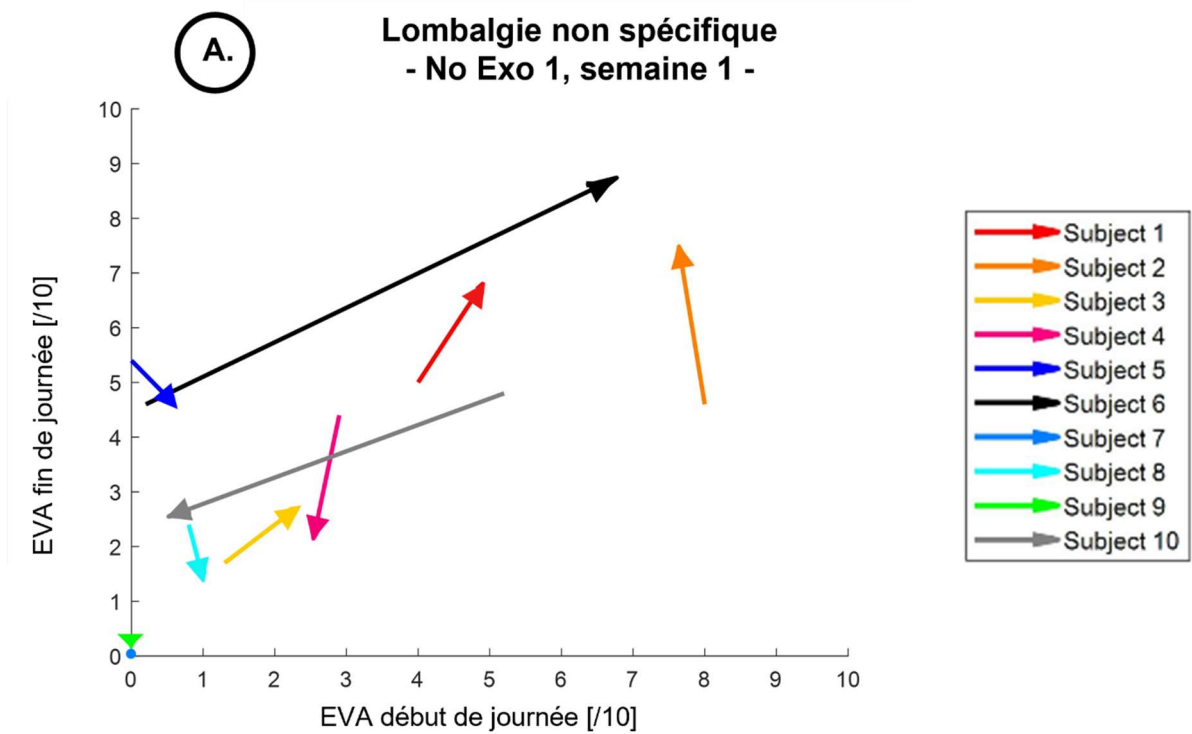
Les questionnaires sur la perception de l'exosquelette ne sont pas analysés séparément entre les deux groupes de volontaires. En effet, l'objectif est d'avoir un ressenti global pour tous les utilisateurs du dispositif, et non par catégories d'utilisateurs.

Sommaire

6.1. Sujets souffrant d'une lombalgie non spécifique (n=10)	85
6.2. Sujets souffrant d'une lombalgie spécifique (n=20)	88
6.3. Analyse du questionnaire sur la perception de l'exosquelette (n=30)	92
6.4. Discussion	93
Conclusion	97

6.1. Sujets souffrant d'une lombalgie non spécifique (n=10)

La figure suivante (Figure 26) représente l'évolution de l'indice EVA pour les sujets souffrant de lombalgie non spécifique sur les trois semaines.



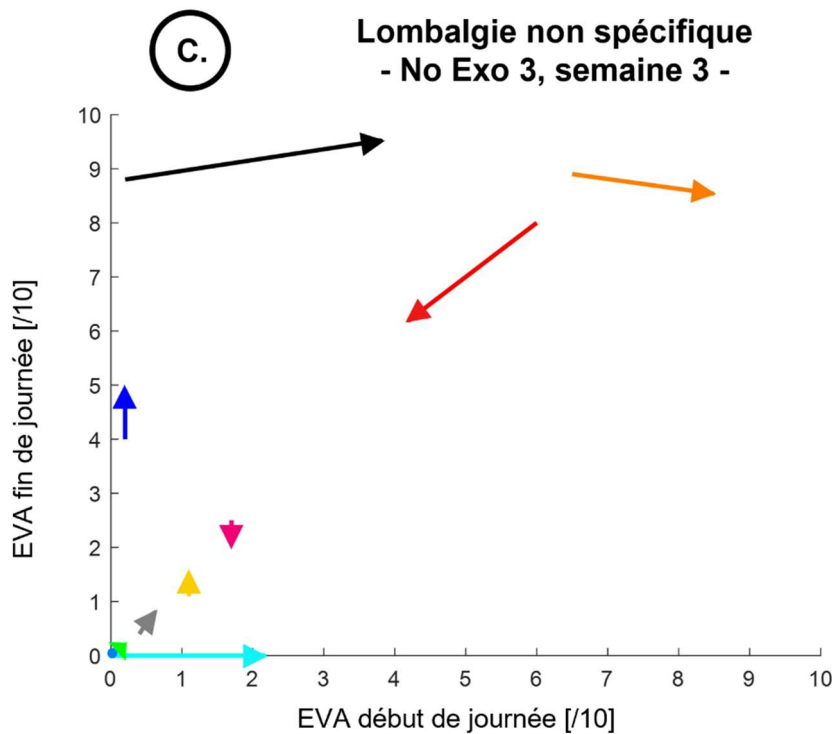
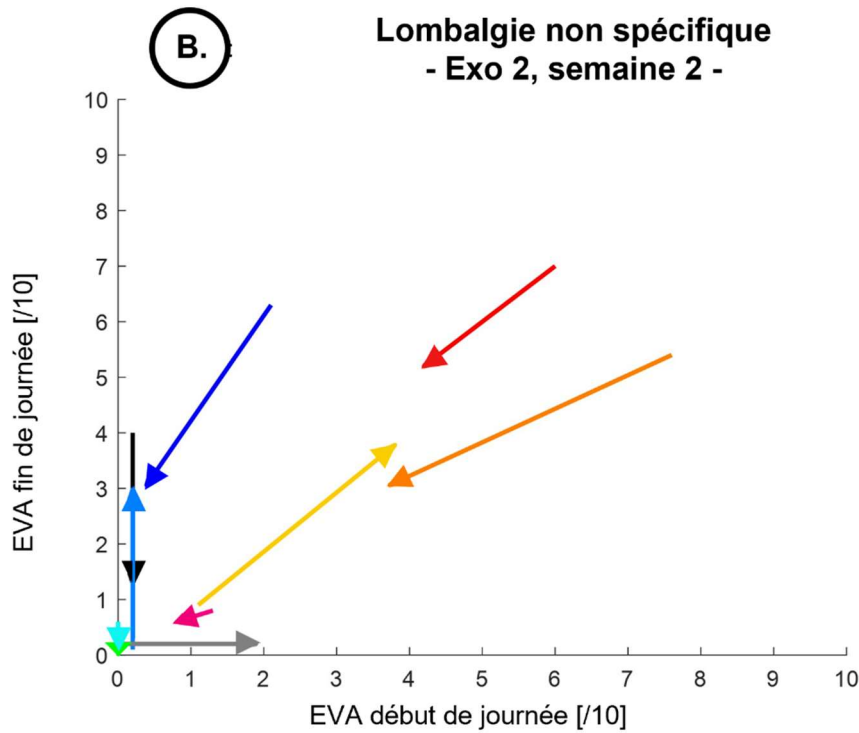


Figure 26. EVA entre le premier et le dernier jour de la première semaine (A), de la deuxième (B) et de la troisième semaine (C), sur des sujets lombalgiques non spécifiques. L'axe des x correspond à l'indice EVA au début de la journée (indice compris entre 0 : aucune douleur et 10 : douleur extrême). L'axe des y correspond à l'indice EVA à la fin de la journée. Chaque flèche représente un sujet. Le point initial de la flèche est l'indice EVA du premier jour, tandis que la tête de la flèche (point final) est l'indice EVA du cinquième jour (dernier jour de la semaine). Une flèche pointant vers la droite signifie que la douleur au début de la journée a augmenté entre le premier et le cinquième jour. Une flèche pointant vers la gauche signifie que la douleur au début de la journée a diminué entre le premier et le cinquième jour. Une flèche qui va vers le haut signifie que la douleur en fin de journée a augmenté

entre le premier et le cinquième jour. Une flèche qui va vers le bas, signifie que la douleur en fin de journée a diminué entre le premier et le cinquième jour.

En début de journée de la semaine 1 (Figure 26.A), 5 sujets ont une douleur qui augmente au cours de la semaine (50% des sujets), 3 ont une douleur qui diminue au cours de la semaine (30%) et 2 ont le même niveau de douleur entre le jour 1 et le jour 5 (20%). En fin de journée, 4 participants ont une douleur accrue (40%), 5 ont une douleur diminuée (50%) et 1 participant a la même douleur entre le jour 1 et le jour 5 (10%).

En début de journée de la semaine 2 (Figure 26.B), 2 sujets ont une douleur accrue (20%), 3 ont une douleur diminuée (30%) et 5 ont la même douleur entre le jour 1 et le jour 5 (50%). En fin de journée, 2 participants ont une douleur accrue (20%), 7 ont une douleur diminuée (70%) et 1 participant a une douleur identique entre le jour 1 et le jour 5 (10%).

En début de journée de la semaine 3 (Figure 26.C), 5 participants ont une douleur accrue (50%), 1 participant a une douleur diminuée (10%) et 4 ont la même douleur entre le jour 1 et le jour 5 (40%). A la fin de la semaine, 5 sujets ont une douleur qui augmente (50%), 3 ont une douleur diminuée (30%) et 2 ont la même douleur entre le jour 1 et le jour 5 (20%).

Ces résultats montrent qu'il y a moins de sujets qui ont des douleurs lombaires en fin de journée lorsqu'ils portent l'exosquelette. Lors de la première semaine, 40% des sujets ayant une lombalgie non spécifique ont plus de douleur à la fin de la semaine qu'au début. Lors de la deuxième semaine, 20% des sujets ont plus de douleur en fin de semaine qu'au début. Enfin, lors de la troisième semaine, 50% de ces participants ont plus de douleur à la fin de la semaine comparé au début de semaine.

En prenant les données de la première semaine comme données de référence, 50 % des sujets souffrant d'une lombalgie non spécifique sont soulagés au cours de la deuxième semaine. Au cours de la troisième semaine, il y a 25% de sujets supplémentaires qui ont des douleurs lombaires par rapport à la première semaine.

Dans ce groupe de sujets ayant une lombalgie non spécifique (NS), les données utilisées pour le test de Friedman sont répertoriées dans le Tableau 4.

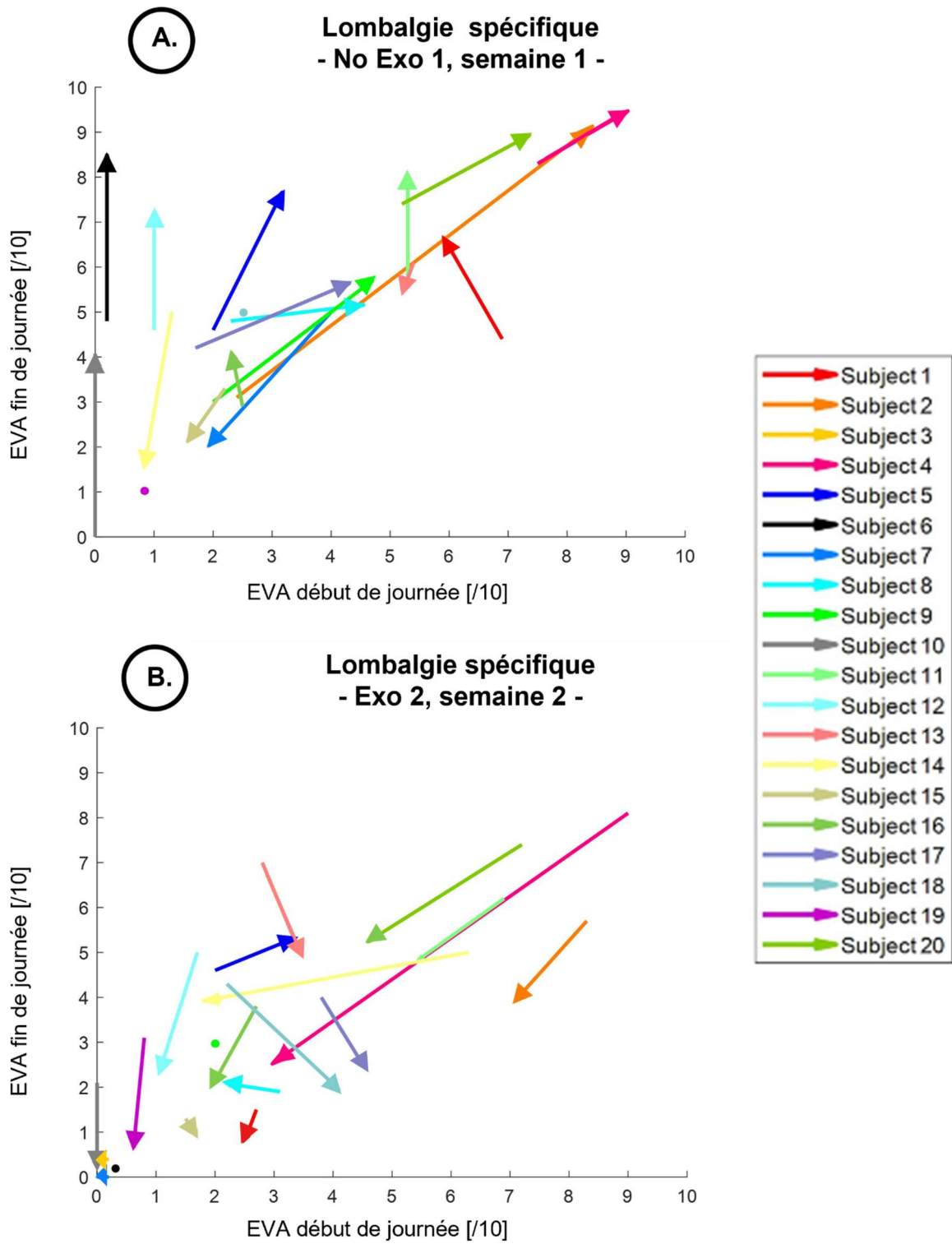
Tableau 4. Résumé de la différence du score EVA entre le dernier et le premier jour de chaque semaine pour le groupe ayant une lombalgie non spécifique par la métrique $\Delta_{i_{NS}}$ (Δ_i étant la différence d'indice EVA entre la fin de la semaine i et le début de la semaine i , et $\bar{\Delta}_i$ la médiane de Δ_i sur les N sujets).

Variable	N	$\overline{\Delta_{i_{NS}}}$	Minimum	Maximum
$\Delta_{1_{NS}}$	10	0,5094	-5,7773	8,6125
$\Delta_{2_{NS}}$	10	-0,8407	-5,0704	4,4606
$\Delta_{3_{NS}}$	10	0,1013	-2,8284	4,0451

Le test de Friedman ($N = 10$, $dl = 2$, $Chi2 = 1,51$, $p = 0,4692$) indique que l'hypothèse nulle est soutenue. Il n'y a pas de différence significative entre les valeurs médianes de la différence de l'indice EVA entre le dernier et le premier jour de chaque semaine. Une analyse post-hoc n'est pas nécessaire, et il est donc possible de conclure qu'il n'y a pas d'effet semaine associé au port de l'exosquelette pour ce groupe de sujets.

6.2. Sujets souffrant d'une lombalgie spécifique (n=20)

La figure suivante (Figure 27) représente l'évolution de l'indice EVA pour les sujets souffrant de lombalgie spécifique sur les trois semaines.



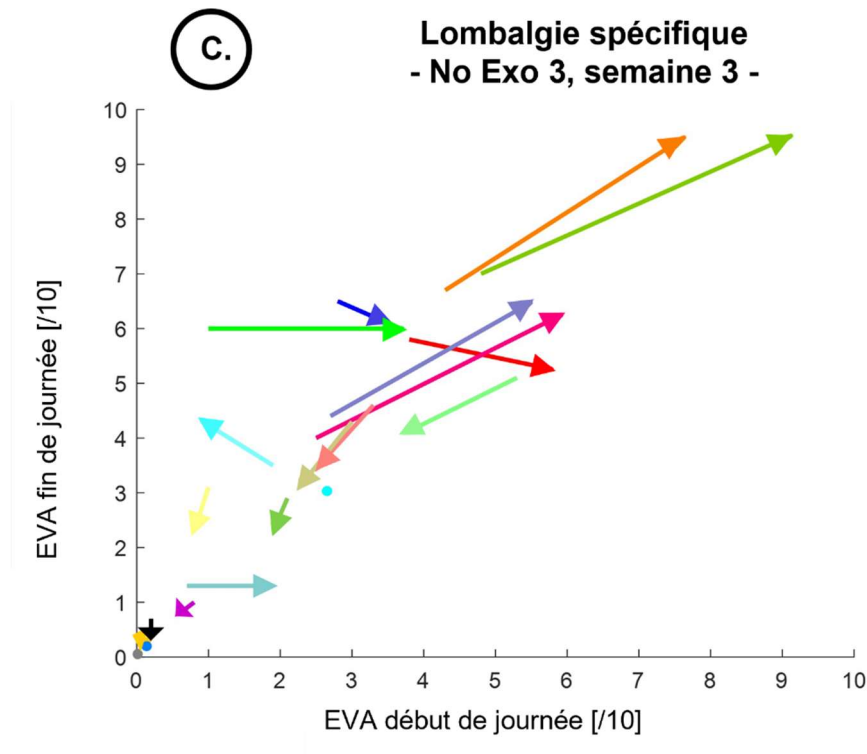


Figure 27. EVA entre le premier et le dernier jour lors des trois semaines sur des sujets souffrant de lombalgie spécifique. La même représentation que la Figure 26 est utilisée.

Les indices EVA des sujets atteints d'une lombalgie spécifique au cours de la première semaine (Figure 27.A) sont les suivants : au début de la journée, 8 d'entre eux ont une douleur accrue (40%), 6 d'entre eux ont une douleur réduite (30%) et 6 d'entre eux ont la même douleur entre le jour 1 et le jour 5 (30%). En fin de la journée, 14 d'entre eux ont une douleur augmentée (70%), 4 d'entre eux ont une douleur diminuée (20%) et 2 d'entre eux ont une douleur identique entre le jour 1 et le jour 5 (10%).

En début de journée de la deuxième semaine (Figure 27.B), 5 sujets ont une douleur accrue (25%), 12 sujets ont une douleur diminuée (60%) et 3 ont la même douleur entre le jour 1 et le jour 5 (15%). En fin de journée, 2 sujets ont une douleur accrue (10%), 15 ont une douleur diminuée (75%) et 3 ont la même douleur entre le jour 1 et le jour 5 (15%).

Concernant le début de journée de la troisième semaine (Figure 27.C), 8 sujets ont une douleur augmentée (40%), 8 ont une douleur diminuée (40%) et 4 ont la même douleur entre le jour 1 et le jour 5 (20%). En fin de journée, 6 sujets ont une douleur accrue (30%), 9 ont une douleur diminuée (45%) et 5 ont la même douleur entre le jour 1 et le jour 5 (25%).

Ces résultats montrent qu'il y a moins de sujets qui ont des douleurs lombaires en fin de journée lorsqu'ils portent l'exosquelette pendant la deuxième semaine. En effet, lors de la première semaine sans exosquelette, 70% des sujets lombalgiques spécifiques ont plus de douleurs en fin de semaine qu'au début, lors de la deuxième semaine avec port de l'exosquelette 10% ont plus de douleurs, et, lors de la troisième et dernière semaine sans exosquelette 30% des sujets ont plus de douleur en fin de semaine comparé au début de semaine.

En prenant les données de la première semaine comme données de référence, 85% des sujets ayant une lombalgie spécifique sont soulagés au cours de la deuxième semaine, et 57% des sujets sont soulagés au cours de la troisième semaine.

Pour ce groupe de sujets ayant une lombalgie spécifique (LBP), les données utilisées pour le test de Friedman sont regroupées dans le tableau suivant (Tableau 5) :

Tableau 5. Résumé de la différence du score EVA entre le dernier et le premier jour de chaque semaine pour le groupe LBP par la métrique Δ_{LBP} (Δ_i étant la différence d'indice EVA entre la fin de la semaine i et le début de la semaine i , et $\bar{\Delta}_i$ la médiane de Δ_i sur les N sujets),

Variable	N	$\bar{\Delta}_{LBP}$	Minimum	Maximum
$\Delta_{1_{LBP}}$	20	2,6006	-4,00451	9,4452
$\Delta_{2_{LBP}}$	20	-2,1526	-9,1382	1,7527
$\Delta_{3_{LBP}}$	20	0	-2,3754	5,5552

Le test de Friedman ($N = 20$, $dl = 2$, $Chi^2 = 15,77$, $p = 0,0004$) indique que l'hypothèse nulle est rejetée. Il existe donc une différence significative entre les valeurs médianes de la différence de l'indice EVA entre le dernier et le premier jour de travail de chaque semaine.

Les résultats des tests post-hoc de Wilcoxon sont résumés dans le tableau suivant (Tableau 6) :

Tableau 6 : Résumé des tests de Wilcoxon sur la différence de l'indice EVA entre le dernier et le premier jour de chaque semaine pour le groupe LBP.

	N	Z	p-value
$\Delta_{1_{LBP}}$ vs $\Delta_{2_{LBP}}$	20	3,8564	0,00015
$\Delta_{1_{LBP}}$ vs $\Delta_{3_{LBP}}$	20	1,6409	0,1008
$\Delta_{2_{LBP}}$ vs $\Delta_{3_{LBP}}$	20	-3,1435	0,0015

Les tests de Wilcoxon mettent en évidence des différences significatives entre la semaine 2 (Exo2) et la semaine 1 (No Exo1) et entre la semaine 2 (Exo2) et la semaine

3 (No Exo3), mais aucune différence significative entre la semaine 1 et la semaine 3. Ce résultat suggère que le port de l'exosquelette a un impact sur la perception de la douleur. De plus, le Tableau 5 montre que la valeur médiane de $\Delta 2_{LBP}$ est négative alors que $\Delta 1_{LBP}$ et $\Delta 3_{LBP}$ sont positives suggérant que le port de l'exosquelette permet de diminuer l'indice EVA entre le début et la fin de la semaine.

6.3. Analyse du questionnaire sur la perception de l'exosquelette (n=30)

La figure suivante (Figure 28) représente le pourcentage des différents ressentis concernant les bénéfices du dispositif, son adaptabilité sur le lieu de travail et son utilisabilité.

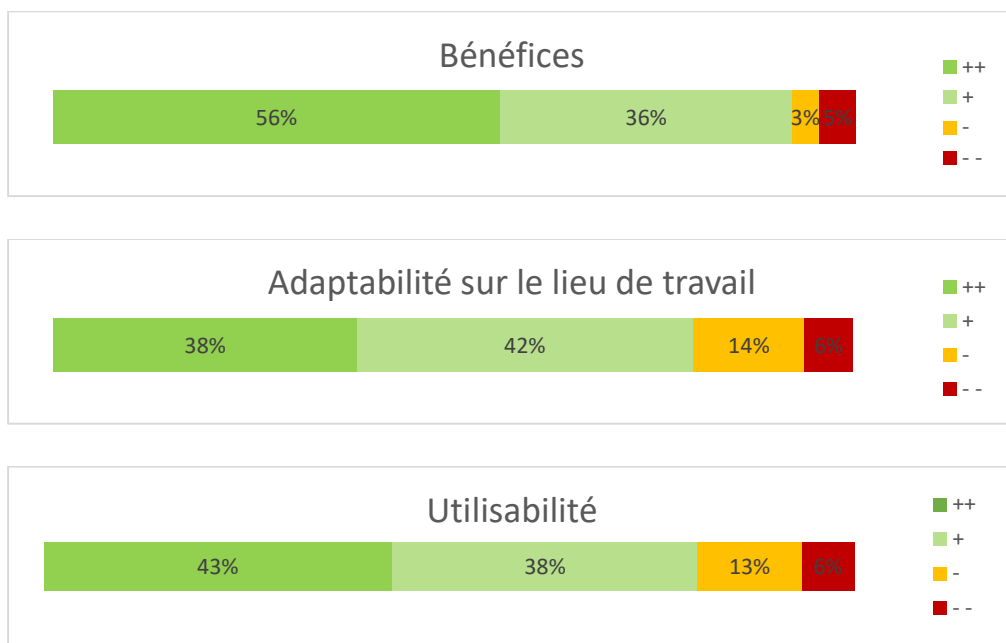


Figure 28. Réponses au questionnaire : pourcentage des ressentis à l'égard de l'exosquelette. Les signes "++", "+", "-" et "--" correspondent respectivement à un avis très positif, un avis positif, un avis négatif et un avis très négatif.

Dans la partie bénéfices, 56% des utilisateurs ont une opinion très positive, 36% ont une opinion positive, 3% ont une opinion négative et 5% ont une opinion très négative. En agrégeant les avis très positifs et positifs, et les avis négatifs et très négatifs, on peut considérer que 92% des utilisateurs sont plutôt positifs sur les bénéfices de l'exosquelette, et 8% sont plutôt négatifs. Les sujets ayant un avis plutôt négatif sont

ceux ayant initialement des douleurs lombaires faibles (pas plus de 2,7/10 du score EVA sur les trois semaines).

Concernant la partie adaptabilité au poste de travail, 38% des utilisateurs ont une opinion très positive, 42% ont une opinion positive, 14% ont une opinion négative et 6% ont une opinion très négative. En agrégeant les avis très positifs et positifs, et les avis négatifs et très négatifs, on peut considérer que 80% des utilisateurs sont plutôt positifs sur l'adaptabilité de l'exosquelette en milieu professionnel, et 20% plutôt négatifs. D'après les réponses au questionnaire, les principaux avis négatifs rapportés chez certains sujets sont la diminution de l'amplitude de mouvement du segment lombaire et le stockage de l'exosquelette.

Enfin, pour la partie utilisabilité, 43% des utilisateurs ont un avis très positif, 38% ont un avis positif, 13% ont un avis négatif et 6% ont un avis très négatif. En agrégeant les avis très positifs et positifs, et les avis négatifs et très négatifs, on peut considérer que 81% des utilisateurs sont plutôt positifs sur l'utilisabilité de l'exosquelette, et 19% sont plutôt négatifs. Les points négatifs qui ressortent de ce questionnaire sont essentiellement la chaleur ressentie lors du port de l'exosquelette, et son encombrement.

6.4. Discussion

Sur la base de l'indice de douleur EVA, les résultats montrent que l'exosquelette a un effet positif instantané sur la population présentant une lombalgie spécifique. De plus, le ressenti de l'exosquelette est très positif malgré les quelques points d'amélioration soulignés.

La plupart des exosquelettes commercialisés ne sont pas validés en tant que dispositifs médicaux (De Bock et al. 2022), et n'ont donc aucune revendication de soulagement des personnes souffrant de lombalgies spécifiques, même s'ils ont généralement pour but de prévenir les troubles musculosquelettiques (Godwin et al. 2009). En outre, la littérature sur les exosquelettes se concentre presque exclusivement sur une analyse biomécanique permettant une validation quantitative objective, sans considérer les données subjectives telles que la douleur (Giordano et al. 2010). Or, la douleur, longtemps subie comme une fatalité, est devenue un enjeu de santé publique dans les pays industrialisés (Assurance Maladie 2019) en raison de son action délétère

non seulement physique mais aussi psychologique (Kamper et al. 2015). Par ailleurs, le coût de la prise en charge et des soins des personnes douloureuses est important, tant en termes de coûts directs liés à la consommation de soins, que de coûts indirects principalement liés à l'interférence de la douleur dans la vie professionnelle (Dagenais et al. 2008). Cependant, la mesure de la douleur est complexe car elle est très subjective. Il existe plusieurs moyens de la mesurer (Shafshak and Elnemr 2021). La méthode d'évaluation utilisée dans cette étude est une échelle visuelle analogique (EVA), couramment utilisée par les médecins. Cependant, cette version de l'EVA a été adaptée en version papier pour un suivi plus facile et sans nécessité de la présence d'un tiers. Ce critère a été choisi car il est facile à mettre en œuvre et est un outil fiable de la mesure de la douleur lombaire (Boonstra et al. 2008).

Les résultats de cette étude montrent l'effet instantané de l'exosquelette, ce qui est cohérent avec la littérature (Elprama et al. 2022). Bien que les résultats de la littérature aient une faible puissance statistique, certaines études montrent une diminution de l'activité musculaire (Abdoli-E et al. 2006) qui implique une relaxation musculaire, généralement corrélée à une diminution de la douleur (Alvarez and Rockwell 2002). De plus, la traction lombaire effectuée par l'exosquelette permet une légère décompression au niveau des disques intervertébraux (Zaïri et al. 2021), pouvant entraîner des modifications structurelles des disques comme une séparation du disque et de la racine nerveuse (Chung et al. 2015) et ainsi réduire la douleur associée à certaines pathologies du type hernie discale (Karimi et al. 2017). Même si l'effet biomécanique direct est souvent analysé, il est également important de considérer l'effet psychologique que peut avoir le dispositif. En effet, plusieurs études prouvent l'effet thérapeutique de l'effet placebo (Reinhold et al. 2020), considéré comme un processus thérapeutique n'ayant pas d'efficacité spécifique mais agissant positivement sur le patient grâce à des mécanismes psychologiques (Požgain et al. 2014). Il a été démontré que les attentes des sujets ont un rôle important dans l'effet placebo, plus un sujet est enthousiaste et a des attentes élevées, plus l'effet placebo est susceptible de fonctionner (Klinger et al. 2018). Il se peut que certains sujets avaient des attentes élevées concernant l'exosquelette, ce qui peut influencer les résultats de la douleur ressentie. Il est donc possible que la réduction de la douleur chez certains sujets ne soit pas une conséquence directe du port de l'exosquelette mais soit une conséquence de l'effet placebo du port de l'exosquelette.

Cette étude présente plusieurs limites. L'indice EVA utilisé est compliqué à analyser car il est subjectif. De plus, il existe une grande variabilité de lombalgies entre les participants puisque la population étudiée est très hétérogène en termes de troubles musculosquelettiques lombaires, avec diverses pathologies lombaires et à différents stades d'évolution. L'évaluation de la douleur est une thématique controversée (Ramasamy et al. 2017). En effet, l'EVA est un indice subjectif, qui dépend de l'acceptation de la douleur (Giordano et al. 2010) et de l'histoire de la douleur (Becker et al. 2021) du sujet. De plus, les lombalgies sont des épisodes douloureux qui peuvent varier d'un jour à l'autre (Hartvigsen et al. 2018). De ce fait, un sujet dont la douleur est évaluée à 9/10 un jour, pourrait avoir un niveau de douleur de 4/10 le jour suivant, sans qu'aucun traitement ne soit mis en place entre les deux jours. Afin de limiter la perception intersubjective, et de passer la phase d'adaptation à l'exosquelette, l'analyse a été réalisée sur la différence de l'EVA entre le premier et le dernier jour de travail. Ainsi, c'est l'évolution individuelle de la perception de la douleur qui a été observée. Cet outil de mesure ne permet pas une homogénéité des mesures. Un suivi à long terme de l'indice EVA (plusieurs mois) permettrait d'obtenir des données plus fiables. Malheureusement, la durée de l'essai a été limitée par la structure intrinsèque de l'étude, qui devait être menée en situation réelle, avec les contraintes et les limites imposées par les entreprises. Une étude plus approfondie pourrait proposer un protocole mélangeant les conditions Exo et No Exo sur plus de semaines afin de renforcer la fiabilité des données EVA pour mieux comprendre l'effet de soulagement de l'exosquelette. Une étude future pourrait considérer ces mesures en crossover. De plus, la population testée est basée sur des sujets volontaires, ce qui peut influencer positivement les résultats. Les résultats de l'étude sont réalisés à partir de 30 sujets divisés en deux groupes, les sujets souffrant de lombalgie non spécifique et les sujets souffrant de lombalgie spécifique. Cette division des sujets en deux groupes diminue la puissance statistique de l'étude. En outre, nous avons une population hétérogène avec une charge de travail différente, le tout sans supervision. En effet, les métiers sont très divers, électricien, soudeur, technicien de maintenance, maréchal ferrant, préparateur de commande, etc. Ces métiers ont pu être classés en 3 catégories : travail statique sur machine ou établi, manutention lourde et manutention légère, mais aucune analyse n'a pu être réalisée par catégorie puisque les positions adoptées et les charges portées ne sont pas homogènes/ normalisées au sein d'une même catégorie. A ce stade, seule une tendance peut être déduite, et une enquête plus approfondie prenant en compte le suivi

de l'activité de travail serait pertinente pour permettre la normalisation des données. Enfin, le fait que les participants aient eu accès à leurs scores précédents pourrait affecter les scores suivants. En effet, chaque participant a des croyances ou des attentes (positives ou négatives) liées à l'utilisation de l'exosquelette. Il n'est pas possible d'exclure un "biais de confirmation", très difficile à supprimer (Talluri et al. 2018).

Conclusion

L'exosquelette étudié permet une diminution de l'indice de douleur EVA chez certains sujets lombalgiques (notamment chez les patients ayant une lombalgie spécifique). Le suivi de cet indice sur plusieurs mois permettrait de standardiser les valeurs afin de tirer des conclusions plus fiables.

L'état de l'art sur les exosquelettes se concentre principalement sur les aspects biomécaniques et physiologiques pour évaluer l'impact de ces nouvelles technologies sur l'organisme. Cette étude se distingue donc significativement puisqu'elle évalue la douleur des sujets dans leur environnement de travail, comblant ainsi un vide entre les études biomécaniques réalisées sur les exosquelettes préventifs, et les exosquelettes médicaux utilisés dans un contexte médical. Cependant, ce travail s'est concentré sur la perception subjective de l'exosquelette qui est la première étape de l'acceptation et de l'utilisation d'un tel dispositif. Sur la base de cette expérience, des recherches supplémentaires doivent être réalisées afin d'évaluer l'exosquelette de manière plus exhaustive. Cela passe notamment par une évaluation plus clinique, ainsi que par une évaluation biomécanique.

Cette étude a fait l'objet d'une publication scientifique, publiée chez Heliyon (impact factor 3,776, catégorie Q1) «Subjective assessment of a lumbar exoskeleton's impact on lower back pain in a real work situation » (Moulart et al. 2022).

La quatrième partie (partie suivante) concerne l'évaluation non plus subjective de l'exosquelette Japet.W, mais quantitative de celui-ci lors de tests cliniques fonctionnels.

Quatrième partie

Evaluation quantitative d'un exosquelette de traction lombaire ambulatoire lors de tests cliniques

Parmi les idées reçues sur les exosquelettes, l'INRS met en garde contre le recours aux exosquelettes pour apporter un supplément de force aux utilisateurs (Theurel et al. 2018). L'objectif de cette étude est d'évaluer si l'exosquelette apporte un gain en performance et/ou modifie le schéma d'activation musculaire. Pour cela, l'impact de l'exosquelette Japet.W sur l'endurance et la force musculaire a été mesuré lors de tests cliniques classiquement réalisés en centre de rééducation pour les sujets lombalgiques.

Cette partie est structurée en deux chapitres. Le premier chapitre se concentre sur la description du matériel et de la méthode utilisés, en détaillant la population étudiée (composée de sujets sains et de sujets lombalgiques), ainsi que le protocole expérimental mis en place. Les résultats seront présentés dans le chapitre suivant, où nous analysons spécifiquement l'endurance au test de Sorensen et la force développée sur dynamomètre isocinétique par les muscles du rachis. Ces mesures sont différenciées pour chaque groupe, avec et sans port de l'exosquelette. Enfin une discussion sera menée pour interpréter et analyser de manière critique les résultats obtenus.

Chapitre 7

Matériels et méthodes

Ce chapitre détaille le matériel et la méthode utilisés dans cette étude visant à évaluer l'impact de l'exosquelette Japet.W sur l'endurance et la force musculaire lors des tests cliniques : test de Sorensen et test sur dynamomètre isocinétique.

Sommaire

7.1. Participants à l'étude	102
7.2. Protocole expérimental.....	102
7.2.1. Procédure expérimentale.....	102
7.2.2. Collecte des données.....	103
7.2.3. Analyse des données.....	104
7.2.3.1. Test de Sorensen.....	104
7.2.3.2. Test isocinétique	104
7.2.4. Analyse statistique.....	105

7.1. Participants à l'étude

Initialement, il était prévu de faire passer deux groupes de sujets, des sujets sains, et des sujets lombalgiques.

Les mesures sur sujets sains ont été réalisées sur la plateforme Eurasport de l'Université de Lille. Les volontaires étaient des étudiants STAPS – APA (Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives – Activité Physique Adaptée). Tous ces participants ont donné leur consentement avisé et éclairé pour cette étude et ont déclaré ne pas avoir de problème de santé pouvant influencer leurs capacités fonctionnelles lors des deux tests.

Malheureusement les mesures sur sujets lombalgiques ont débuté à l'arrivée de la crise sanitaire du Covid 19, ce qui a fortement limité l'accès à l'Hôpital Pierre Swynghedauw, centre de rééducation du CHU de Lille. Ces patients lombalgiques ont été sélectionnés par les médecins du centre de rééducation parmi les volontaires, n'ayant aucune contre-indication à porter le dispositif Japet.W, ni à réaliser les deux tests cliniques.

Au vu de la situation sanitaire liée à la crise du Covid 19 et aux périodes de confinement, l'étude a été réalisée sur quatorze sujets sains (âge $22,3 \pm 2,1$ ans, masse $64,6 \pm 9,8$ kg et taille $171,0 \pm 8,2$ cm) et uniquement partiellement sur quatre sujets lombalgiques (âge $50,0 \pm 2,6$ ans, masse $87,1 \pm 6,3$ kg et taille $178,8 \pm 4,3$ cm). Les sujets lombalgiques souffraient tous les quatre d'une ou plusieurs hernies discales lombaires (pathologie mécanique).

7.2. Protocole expérimental

L'exosquelette utilisé dans cette étude est l'exosquelette Japet.W présenté au chapitre 1 (1.3.2) de la deuxième partie de ce manuscrit.

7.2.1. Procédure expérimentale

Dès l'arrivée du participant, le dynamomètre isocinétique (ConTrex®, Medimex) est réglé par rapport à sa taille. Pour cela, il lui est demandé de s'installer sur la plateforme de la machine et de ne plus bouger. Un point d'attention particulier est porté sur l'axe de rotation du sujet, qui doit se situer au niveau L5/S1. De plus, le

harnais supérieur est ajusté au niveau des épaules. Le réglage des angles maximaux est enfin enregistré de tel sorte que le participant fasse une flexion de 65° , une extension de -5° et une position zéro à 0° . Il est ensuite proposé au participant de réaliser un échauffement de 3 flexions/extensions pour qu'il se familiarise avec la machine. Cela permet également de vérifier sa capacité à atteindre ces angles pré-enregistrés. Une fois la machine réglée, le participant est libéré.

Il est ensuite équipé de deux électrodes EMG sans fil (Delsys Trigno®) placées sur les érecteurs du rachis selon les recommandations SENIAM (SENIAM 2023) au niveau L1, à environ 2cm de part et d'autre du rachis. Afin de capter au mieux le signal EMG, la peau du participant est frottée et nettoyée avec de l'alcool. Une fois la peau sèche, les électrodes sont collées et deux straps viennent recouvrir respectivement la surface des deux EMG afin d'éviter qu'ils ne se décollent lors des mouvements.

Une fois équipé, le participant est prêt pour réaliser le test de Sorensen et le test isocinétique dans les deux conditions : sans exosquelette (condition « CONTROLE ») et avec port de l'exosquelette activé au deuxième palier de traction (condition « EXO »), ce dernier étant le palier le plus utilisé chez les utilisateurs de l'exosquelette. Le passage de chaque participant est randomisé. Entre chaque condition et chaque test, une pause de 10min est réalisée afin de permettre au participant de récupérer. Quelle que soit la condition, les deux tests sont réalisés conformément aux explications données dans la partie 7.1. Concernant le test isocinétique, il est demandé au participant de réaliser 5 flexions/extensions d'affilé à $60^\circ/s$. Le travail des participants se fait avec les encouragements des superviseurs.

7.2.2. Collecte des données

La taille, le poids et l'âge de chaque participant ainsi que ses antécédents de lombalgie sont collectés.

La durée du test de Sorensen est enregistrée grâce à un chronomètre. Celui-ci est déclenché lorsque le participant commence à maintenir le dos horizontalement, bien droit, et est arrêté lorsque le participant n'arrive plus à maintenir le dos horizontalement. De plus, le signal EMG est recueilli pendant toute la durée du test.

Le dynamomètre isocinétique utilisé enregistre automatiquement le couple maximal et le travail total des fléchisseurs et extenseurs du rachis, lors de l'acquisition complète. Le couple maximal (Nm) correspond au maximum du couple développé par

les fléchisseurs et par les extenseurs sur les 5 répétitions de flexions/extensions. Le travail total (J) correspond au travail fourni sur les 5 répétitions de flexions/extensions. Seules les données de couple maximal sont pertinentes dans cette étude puisque le travail est un indice de fatigabilité et a donc plus de sens pour des exercices longs (au moins 20 répétitions).

7.2.3. Analyse des données

7.2.3.1. Test de Sorensen

L'analyse consiste à comparer l'endurance des muscles extenseurs du rachis, c'est-à-dire le temps de maintien horizontal du tronc selon les deux conditions CONTROLE et EXO. Pour cela, les données des sujets sains et des sujets lombalgiques sont représentées par des boîtes à moustaches. A cause d'une perte de données lors d'une transition de système de sauvegarde, seuls les données EMG des sujets sains ont pu être traitées. Pour cela, les valeurs moyennes quadratiques (RMS) sont calculées pour évaluer l'activité musculaire globale pendant la séance (Robertson et al. 2014). La valeur RMS est calculée à partir des données EMG filtrées grâce à un filtre passe bande (Butterworth de 4ème ordre) entre 20Hz et 500Hz (Koopman et al. 2020). Les données sont ensuite normalisées. Aucune contraction maximale du dos n'a été réalisée car le dos est une zone sensible. Pour normaliser le signal RMS, la condition "CONTROLE" a été prise comme référence et chaque signal a été divisé par le maximum de la condition "CONTROLE" (MCC) pour tous les enregistrements (Marras et al. 2001).

7.2.3.2. Test isocinétique

Pour la même raison que précédemment, les données EMG n'ont pas pu être récupérées lors de ce test (aussi bien pour les sujets sains que pour les sujets lombalgiques). La seule mesure analysée lors des répétitions sur le dynamomètre isocinétique est le couple maximal développé par les fléchisseurs et les extenseurs du rachis. Pour cela, les ratios fléchisseurs/extenseurs (ratio couple max fléchisseurs/extenseurs) sont tracés sous forme de boîtes à moustaches pour les deux conditions (CONTROLE et EXO), pour les sujets sains et les sujets lombalgiques. En prenant comme référence la condition CONTROLE, un second ratio est calculé pour les fléchisseurs comme pour les extenseurs : couple maximal développé avec port de l'exosquelette sur le couple maximal développé sans le port de l'exosquelette. Ce ratio

est lui aussi représenté sous forme de boîtes à moustaches (ratio couple max EXO/CONTROLE) pour les sujets sains et les sujets lombalgiques.

7.2.4. Analyse statistique

La représentation des données sous forme de boîtes à moustaches permet une première analyse visuelle. La moyenne, la médiane et l'écart interquartile (Q3-Q1) sont calculés pour la durée du test de Sorensen. La médiane et l'écart interquartile sont calculés pour les différents ratios lors du test isocinétique.

La durée du test de Sorensen, la mesure EMG lors du test de Sorensen et le ratio couple maximal fléchisseurs/extenseurs lors du test isocinétique, ont été analysés statistiquement à l'aide d'un test non paramétrique de Friedman avec l'ensemble $\{\alpha\text{Controle}, \alpha\text{Exo}\}$, α appartient à $\{\text{boîte à moustaches de la durée du test de Sorensen ; EMG lors du Sorensen ; ratio couple maximal fléchisseurs/extenseurs}\}$. L'hypothèse nulle est qu'il n'y a pas de différence significative entre les deux conditions. L'hypothèse nulle est rejetée si la valeur p-value du test de Friedman est inférieure à 0,05 (seuil de significativité). Dans ce cas, l'hypothèse alternative (différence significative entre les deux conditions) est confirmée. Tous les calculs ont été réalisés avec le logiciel MATLAB R2019b (The Mathworks Inc, Natick, Massachusetts, USA) et Excel 2016 (Microsoft ®, USA). Cette analyse est réalisée uniquement pour les sujets sains (n=14) car celle-ci est impossible pour les sujets lombalgiques du fait de la taille de l'échantillon (n=4).

Chapitre 8

Résultats

Dans ce chapitre sont présentés les résultats de l'étude précédemment décrite. Quatorze sujets sains et seul quatre sujets lombalgiques ont pu être inclus dans l'analyse. En effet, en raison de la crise sanitaire du Covid-19, les activités hospitalières ont été rapidement orientées vers la prise en charge des patients atteints du coronavirus, limitant ainsi le nombre de sujets lombalgiques inclus dans l'étude. Les résultats des deux tests sont rapportés séparément pour les sujets sains et ceux souffrant de lombalgie. Il convient de noter que les données relatives aux sujets lombalgiques sont insuffisantes pour produire des résultats statistiquement significatifs.

Sommaire

8.1. Test de Sorensen.....	107
8.1.1. Durée du test.....	107
8.1.2. Données EMG.....	108
8.2. Test isocinétique.....	109
Conclusion.....	114

8.1. Test de Sorensen

8.1.1. Durée du test

La figure ci-dessous (Figure 29) représente la durée du test de Sorensen des sujets sains (n=14) et des sujets lombalgiques (n=4), dans les deux conditions « CONTROLE » et « EXO ».

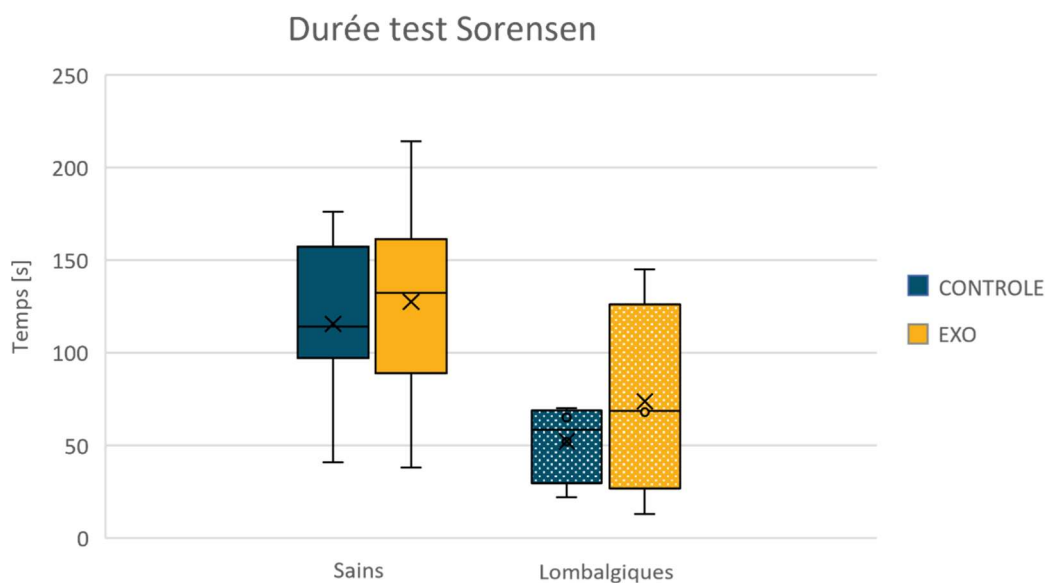


Figure 29. Boîtes à moustaches représentant les durées du test de Sorensen selon les deux conditions "CONTROLE" (bleu) et "EXO" (orange) pour les sujets sains (couleur uni, n=14) et les sujets lombalgiques (couleur pointillée, n=4).

Les données des moyennes, médianes et des écarts interquartiles (Q3-Q1) sont regroupées dans le tableau ci-dessous (Tableau 7) :

Tableau 7. Moyennes, médianes et écarts interquartiles (Q3-Q1) des durées (en secondes) de résistance au test de Sorensen chez les sujets sains et les sujets lombalgiques.

	Sujets sains (n=14)		Sujets lombalgiques (n=4)	
	CONTROLE	EXO	CONTROLE	EXO
Moyenne	115,50	127,43	52,25	73,75
Médiane	114,00	132,50	58,50	68,50
Ecart interquartile (Q3-Q1)	49,50	61,75	21,75	33,75

Le test de Friedman rejette toute différence significative entre les deux conditions « CONTROLE » et « EXO » chez les sujets sains (p-value = 1). Aucun calcul statistique n'est réalisé sur les sujets lombalgiques, l'échantillon étant trop faible.

8.1.2. Données EMG

Seuls les données EMG des sujets sains sont analysables à cause d'un mauvais enregistrement EMG lors du passage des sujets lombalgiques. La figure suivante (Figure 30. Boîtes à moustaches représentant les données EMG des 14 sujets sains lors du test de Sorensen. Figure 30) représente les boîtes à moustache des valeurs RMS des EMG enregistrées sur les quatorze sujets sains lors du test de Sorensen, et dans les deux conditions.

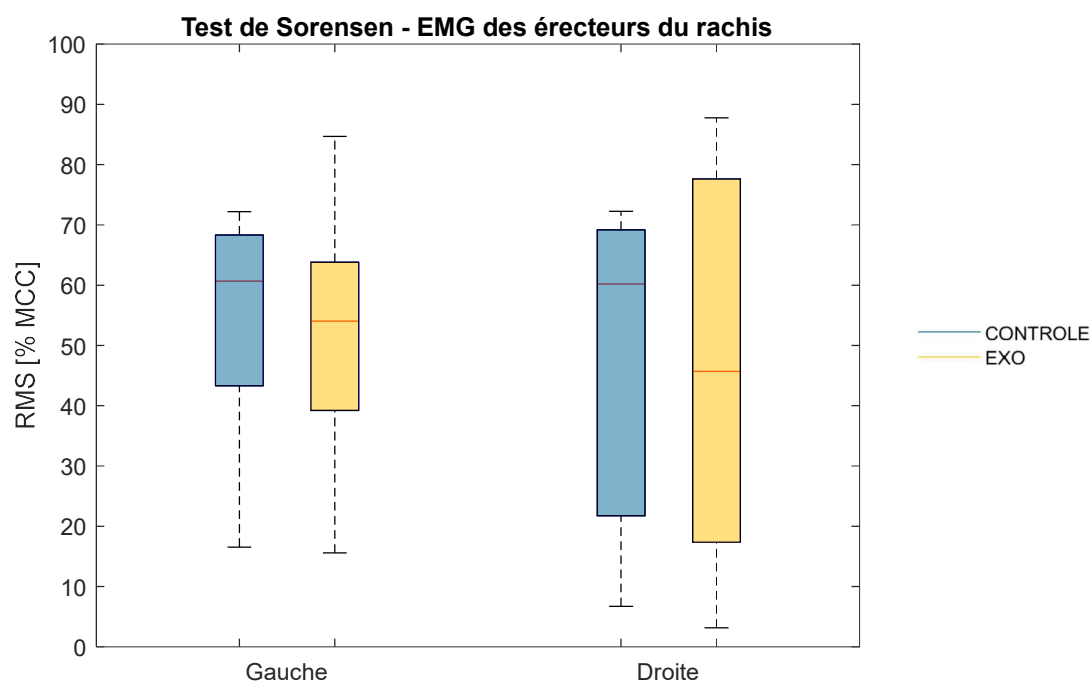


Figure 30. Boîtes à moustaches représentant les données EMG des 14 sujets sains lors du test de Sorensen.

Aucune différence parmi les valeurs EMG ne semble ressortir de ces mesures. Pour confirmer ou non cette hypothèse, le test non-paramétrique de Friedman est réalisé. Les p-value sont présentées ci-dessous (Tableau 8) :

Tableau 8. Test de Friedman pour comparer les conditions "CONTROLE" et "EXO" des données EMG lors du test de Sorensen.

	Erecteurs du rachis côté gauche	Erecteurs du rachis côté droit
Test de Friedman (p-value)	0,5930	0,2850

L'hypothèse nulle est acceptée, le test de Friedman ne met en évidence aucune différence significative entre les deux conditions « CONTROLE » et « EXO ».

8.2. Test isocinétique

La figure suivante (Figure 31) représente les ratios des couples maximaux des muscles fléchisseurs/extenseurs du rachis développés lors de la séance sur le dynamomètre isocinétique, pour les sujets sains et les sujets lombalgiques dans les deux conditions expérimentales (CONTROLE et EXO).

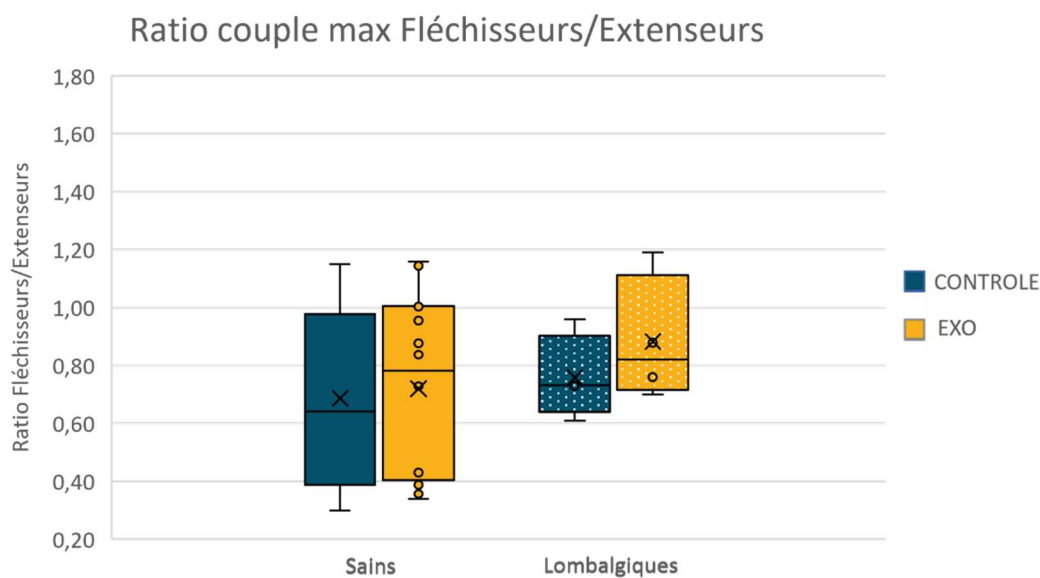


Figure 31. Boîtes à moustaches représentant le ratio fléchisseurs/extenseurs du rachis selon les deux conditions "CONTROLE" (bleu) et "EXO" (orange) pour les sujets sains (couleur uni, n=14) et les sujets lombalgiques (couleur pointillée, n=4).

Le ratio fléchisseurs/extenseurs des sujets sains est légèrement plus haut lors du port de l'exosquelette. Le Tableau 9 confirme cela, avec une médiane de 0,64 pour la condition CONTROLE et 0,78 en condition EXO. L'écart interquartile est semblable dans les deux conditions (respectivement 0,56 pour le groupe CONTROLE et 0,58 pour le groupe EXO). De la même manière, ce ratio est plus élevé dans la condition EXO chez les sujets lombalgiques, passant de 0,73 (CONTROLE) à 0,82 (EXO). L'écart interquartile est augmenté lors du port de l'exosquelette.

Tableau 9. Médianes et écarts interquartiles (Q3-Q1) des ratios fléchisseurs/extenseurs du couple maximal développé chez les sujets sains et les sujets lombalgiques selon les conditions CONTROLE et EXO.

	Sujets sains (n=14)		Sujets lombalgiques (n=4)	
	CONTROLE	EXO	CONTROLE	EXO
Médiane	0,64	0,78	0,73	0,82
Ecart interquartile (Q3-Q1)	0,56	0,58	0,09	0,21

Un test non paramétrique de Friedman a été effectué pour juger de la différence entre les deux conditions. Pour les sujets sains (n=14), le test de Friedman donne une valeur p-value = 0,0522 ce qui ne permet pas de conclure à une différence significative entre les deux conditions. Ce test statistique ne peut être réalisé pour les sujets lombalgiques, l'échantillon étant trop petit (n=4).

En prenant comme référence le groupe CONTROLE, il est possible d'évaluer l'intérêt du port de l'exosquelette. La figure suivante (Figure 32) représente les ratios du couple maximal EXO/CONTROLE des muscles fléchisseurs et extenseurs du rachis, développés lors de la séance sur le dynamomètre isocinétique pour les sujets sains et les sujets lombalgiques.

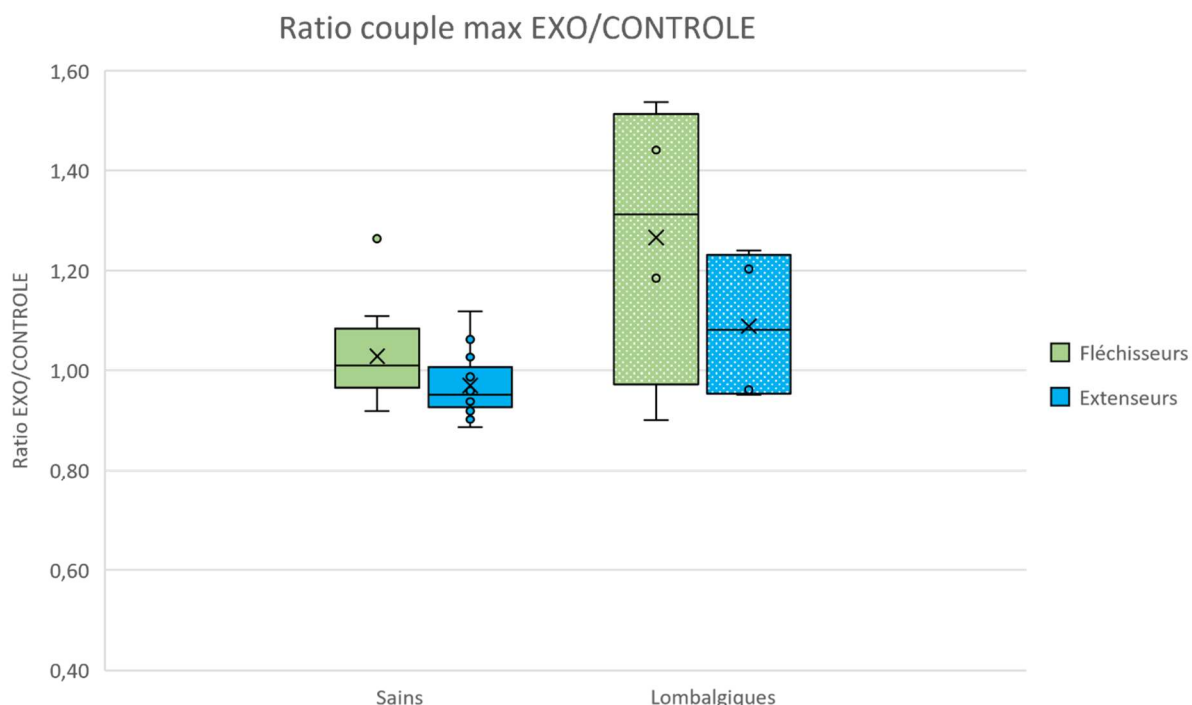


Figure 32. Boîtes à moustaches des ratios du couple maximal EXO/CONTROLE des muscles fléchisseurs du rachis (vert) et extenseurs du rachis (bleu) pour les sujets sains (couleur uni, n=14) et les sujets lombalgiques (couleur pointillée, n=4).

Le couple maximal des sujets sains ne semble pas être modifié par le port de l'exosquelette (ratio EXO/CONTROLE proche de 1). Le Tableau 10 confirme cela, avec une médiane du ratio EXO/CONTROLE de 1,01 pour les fléchisseurs et 0,95 pour les extenseurs. L'écart interquartile est faible, aussi bien pour les ratios des fléchisseurs que celui des extenseurs. Les boîtes à moustaches montrent des résultats plus hétérogènes sur les sujets lombalgiques, avec un ratio EXO/CONTROLE de 1,31 pour les fléchisseurs et 1,08 pour les extenseurs. L'écart interquartile et lui aussi plus

important que chez les sujets sains, malgré le petit échantillon de sujets lombalgiques. Le port de l'exosquelette semble donc augmenter le couple maximal des fléchisseurs et des extenseurs du rachis chez les sujets lombalgiques.

Tableau 10. Médianes et écarts interquartiles (Q3-Q1) des ratios EXO/CONTROLE du couple maximal des fléchisseurs et des extenseurs chez les sujets sains et les sujets lombalgiques.

	Sujets sains (n=14)		Sujets lombalgiques (n=4)	
	Fléchisseurs	Extenseurs	Fléchisseurs	Extenseurs
Médiane	1,01	0,95	1,31	1,08
Ecart interquartile (Q3-Q1)	0,10	0,07	0,35	0,25

8.3. Discussion

L'objectif de cette étude est de quantifier objectivement l'impact d'un exosquelette lombaire actif sur l'endurance et la force musculaire. Pour ce faire, l'exosquelette est utilisé sur le deuxième palier de traction (2kg/actionneur, soit 8kg de traction globale) lors de deux tests d'évaluation clinique, le test de Sorensen et une mesure de couple maximal développé sur dynamomètre isocinétique. Le test de Sorensen montre que le port de l'exosquelette semble légèrement améliorer l'endurance musculaire pour les deux groupes (sujets sains et sujets lombalgiques). Cependant, sur notre petit échantillon, cette amélioration n'est pas suffisamment marquée pour être jugée significative. L'activité musculaire recueillie des sujets sains et quant à elle légèrement diminuée par le port de l'exosquelette, mais là encore, sans différence significative. Les ratios du couple maximal des muscles fléchisseurs/extenseurs du rachis sont légèrement augmentés avec le port du dispositif. Cependant, ces ratios restent sains chez les deux catégories de sujets (sains et lombalgiques) et quelle que soit la condition de test (CONTROLE et EXO). En prenant comme référence le couple maximal développé par les fléchisseurs et les extenseurs du rachis en condition CONTROLE, il est à noter que l'exosquelette est transparent pour les sujets sains, mais qu'il permet d'augmenter le couple maximal des sujets lombalgiques.

La littérature indique qu'en moyenne, les sujets sains réussissent à maintenir le dos parallèle au sol 133s et les sujets lombalgiques 95s (Latimer et al. 1999) lors du test de Sorensen. Les mesures de cette étude sont plus faibles mais restent cohérentes avec la

littérature, avec une moyenne de 115,50s pour les sujets sains, et 52,25s pour les sujets lombalgiques en condition CONTROLE. Le port de l'exosquelette augmente de 10,33% la durée du test chez les sujets sains, et de 41,15% celle des sujets lombalgiques. Même si ces mesures semblent montrer un gain de l'endurance musculaires des extenseurs du rachis lors du port de l'exosquelette, le test de Friedman rejette l'hypothèse qu'il y ait une différence significative entre les deux conditions (CONTROLE et EXO) pour les sujets sains. Aucun test n'a été réalisé sur les sujets lombalgiques du fait de la taille de l'échantillon (n=4). Cependant, cette augmentation d'endurance assez remarquable chez les sujets lombalgiques pourrait s'expliquer de plusieurs manières : soutien du tronc intrinsèque à l'exosquelette et recul de la douleur liée à cet exercice. En effet, l'augmentation de la proprioception qui résulte du port de ce dispositif joue positivement sur les capacités fonctionnelles des patients (Newcomer et al. 2001). Cela pourrait expliquer la meilleure endurance des lombalgiques au test de Sorensen lors du port de l'exosquelette. De plus, après discussion avec l'ensemble des sujets, il est à noter que les sujets sains ont arrêté le test pour cause de fatigue, alors que les sujets lombalgiques l'ont arrêté pour cause de douleur lombaire. Maintenir une position statique horizontale contracte les muscles fléchisseurs et extenseurs du rachis, ce qui comprime les disques intervertébraux créant ainsi une douleur chez les sujets pathologiques. Le port de l'exosquelette pourrait permettre de retarder cette douleur grâce à l'effet de traction qui vise à diminuer cette compression discale.

De manière générale, le ratio du couple maximal des fléchisseurs/extenseurs du rachis est compris entre 0,7 et 0,8 chez les sujets sains. Ce ratio a tendance à s'approcher de 1, et peut même s'inverser (supérieur à 1) pour les sujets lombalgiques du fait de la déficience des muscles extenseurs du rachis (Gremion et al. 1996). Dans le cadre de cette étude, le ratio mesuré chez les sujets sains est effectivement cohérent avec la littérature, quelle que soit la condition testée (avec ou sans port de l'exosquelette). En revanche, le ratio des 4 participants lombalgiques en condition CONTROLE est meilleur que celui évoqué dans la littérature, avec une médiane du ratio de 0,73 équivalent à un ratio de sujets sains. Les sujets lombalgiques qui ont participé à l'étude étaient déjà intégrés depuis plusieurs semaines en centre de rééducation et avaient donc bénéficié d'un renforcement musculaire intensif avant les mesures réalisées sur dynamomètre. Ces mesures ont donc pu être biaisées par ce reconditionnement physique. Ce ratio est légèrement augmenté par le port de l'exosquelette, mais reste très proche des mesures constatées dans la littérature chez

les sujets sains. Afin d'affiner l'usage de l'exosquelette, le calcul du ratio du couple maximal EXO/CONTROLE permet de remarquer que l'exosquelette est transparent sur les sujets sains (même couple maximal avec et sans exosquelette). En revanche, chez les lombalgiques, le couple maximal développé avec l'exosquelette est plus important que celui développé sans exosquelette (surtout notable sur les fléchisseurs). De la même manière que lors du test de Sorensen, le côté rassurant du maintien du tronc par l'exosquelette peut jouer un rôle important sur l'exploitation de la force des patients (Newcomer et al. 2001). De plus, l'effet antalgique de l'exosquelette démontré dans l'étude précédente (Moulart et al. 2022) joue un rôle non négligeable sur la volonté des patients et leur conditionnement psychologique face à l'exercice à réaliser (Jones et al. 2010). L'atténuation voire la suppression de la douleur permet aux patients de donner le maximum de leur performance.

Ce travail présente plusieurs limites. Les résultats ont été obtenus pour de petits échantillons, notamment pour les sujets lombalgiques. Afin de pouvoir aller plus loin dans les conclusions, il est donc indispensable de refaire ces tests sur un plus grand panel. De plus, les sujets lombalgiques qui ont participé à cette étude ont été sélectionnés dans un centre de rééducation et de réadaptation fonctionnelles (CHU de Lille). Malheureusement, les emplois du temps des uns et des autres, ainsi que la situation de crise sanitaire au moment des tests ne nous a pas permis de réaliser ces tests lors de l'arrivée des patients en centre. Les participants lombalgiques avaient donc déjà plus de deux semaines de renforcement musculaire intensif (kiné, activité physique adaptée, exercices lors de la balnéothérapie et de l'ergothérapie, etc.) à leur actif avant la réalisation des mesures, ce qui peut expliquer le ratio du couple maximal fléchisseurs/extenseurs développé très proche de celui des sujets sains. Enfin il serait pertinent de corrélérer ces mesures à des questionnaires psychologiques (Jones et al. 2010) pour relier les données d'endurance et de couple musculaire avec la perception du port de l'exosquelette (Newcomer et al. 2001). Enfin, les muscles extenseurs du rachis étant souvent affaiblis chez les lombalgiques, il serait intéressant de tester différents réglages de l'exosquelette (ex : traction plus importante à l'arrière qu'à l'avant) pour voir s'il est capable de les réentraîner efficacement.

Conclusion

Cette étude met en évidence l'impact de l'exosquelette sur l'endurance des extenseurs du rachis, ainsi que le couple musculaire développé en isocinétisme par les fléchisseurs et les extenseurs du rachis. Le port de l'exosquelette ne semble pas apporter de modifications sur l'endurance et la force musculaire des sujets sains. Aucune conclusion n'est réellement possible sur les sujets lombalgiques puisque quatre sujets seulement ont pu réaliser ces tests. Si les tendances venaient à se confirmer, il se pourrait que l'exosquelette permette aux personnes lombalgiques de mieux solliciter leur propre couple maximal de manière volontaire. Dans ce cas, cet exosquelette pourrait être un outil extrêmement pertinent lors de la transition entre le centre de rééducation et le retour à la vie quotidienne. En effet, très peu de centre de rééducation ont la capacité de suivre les patients finissant leur séjour. Certains proposent un accompagnement en lien avec le médecin du travail afin d'aider au mieux la réinsertion professionnelle des patients. L'exosquelette pourrait alors faire partie intégrante des solutions proposées pour cette réinsertion, et permettrait de rassurer les patients dans les mouvements du quotidien. Dans ce contexte, il serait pertinent d'évaluer l'impact de ce dispositif sur la cinématique et sur l'activité musculaire lors de différentes tâches pour lesquelles il pourrait être recommandé par les médecins.

La cinquième partie de ce manuscrit s'oriente donc naturellement sur l'impact de l'exosquelette sur la biomécanique du mouvement, en condition de laboratoire, lors de simulations de manutention.

Cinquième partie

**Investigation de la biomécanique du
mouvement lors de simulation de
manutention avec port d'un exosquelette de
traction lombaire ambulatoire**

L'objectif de cette étude est d'évaluer de manière quantitative l'impact de l'exosquelette Japet.W sur la biomécanique du mouvement (cinématique et activité musculaire) lors d'une simulation de manutention.

Cette partie est structurée en deux chapitres. Le premier chapitre se concentre sur la description du matériel et de la méthode utilisés, en détaillant la population étudiée (composée de sujets sains et de sujets lombalgiques), ainsi que le protocole expérimental mis en place. Les résultats des mesures cinématiques et d'activités musculaires seront présentés dans le chapitre suivant. Enfin une discussion sera menée pour interpréter et analyser de manière critique les résultats obtenus.

Chapitre 9

Matériels et méthodes

Ce chapitre détaille le matériel et de la méthode utilisés dans cette investigation visant à évaluer l'impact de l'exosquelette Japet.W sur la biomécanique du mouvement en simulation de manutention. Ainsi, l'étude distinguera la partie passive de l'exosquelette (ceinture textile uniquement) de sa partie active (exosquelette complet), en analysant à la fois la cinématique du dos et l'activité musculaire de la ceinture abdomino-lombaire.

Sommaire

9.1. Participants à l'étude	119
9.2. Méthode	120
9.3. Instrumentation et prétraitement des données	121
9.4. Analyse des données	123
9.4.1. Données cinématiques	123
9.4.2. Données EMG	124
9.5. Analyse statistique	124
9.5.1. Données cinématiques	124
9.5.2. Données EMG	125

9.1. Participants à l'étude

Vingt-trois volontaires sains (quatorze femmes et neuf hommes) ont participé à cette étude (âge : $20,2 \pm 1,2$ ans, poids : $67,7 \pm 11,2$ kg, taille : $175,4 \pm 9,9$ cm) après avoir signé une déclaration de consentement éclairé conformément à la déclaration d'Helsinki. Le protocole est décrit ci-dessous (Figure 33).



Figure 33. Organigramme de l'étude

Le protocole expérimental est divisé en trois parties principales :

- Explication du protocole : dans un premier temps, le protocole expérimental est expliqué au volontaire par l'équipe de recherche. Les informations sur l'organisation et la durée du test ainsi que l'équipement nécessaire est détaillé. Le sujet visite la salle de capture de mouvement et les outils utilisés lors de l'étude sont présentés. Enfin, si celui-ci est intéressé, une téléconsultation avec un médecin généraliste est prévue pour vérifier les critères d'éligibilité.

- Critères d'éligibilité et consentement : lors de la téléconsultation, le médecin généraliste vérifie la capacité du volontaire à porter une charge de 5 kg et valide l'absence de contre-indication au port de l'exosquelette. Après la signature du consentement éclairé par le praticien et le volontaire, un nouveau rendez-vous est pris avec l'équipe de recherche pour réaliser la session de mesure.

- Session de capture de mouvement : après une phase de calibration du système d'analyse de mouvement, le volontaire doit effectuer une séquence de mouvements simples pour évaluer son amplitude de mouvement maximale (flexion frontale du tronc, flexion latérale du tronc et rotation axiale du tronc) suivie d'une séquence de mouvements pour simuler des tâches de manutention (soulèvement d'une charge de

5kg pour laquelle le sujet peut choisir librement sa technique de port, soulèvement d'une charge de 5kg pour laquelle le sujet doit fléchir les genoux avec le tronc droit et transfert d'une charge de 5kg). Dans la suite de l'étude, les sessions sont nommées « SESSION DE MOBILITE » pour les trois mouvements simples du tronc (amplitude maximale) et « SIMULATION DE MANUTENTION » pour les mouvements comprenant les deux soulevés de charge et le transfert de charge.

9.2. Méthode

Dans cette étude l'exosquelette Japet.W ainsi que sa partie passive présentée au chapitre 1 (1.3.2) de la deuxième partie de ce manuscrit, sont utilisés.

La SESSION DE MOBILITE comprend cinq répétitions de flexions avant maximales du tronc (inclinaisons dans le plan sagittal) nommées « FLEXION », cinq répétitions de flexions latérales maximales (inclinaisons dans le plan frontal) nommées « FLEXION LATERALE » et cinq répétitions de rotations axiales (rotation autour de l'axe du rachis dans le plan transversal) nommées « ROTATION AXIALE ».

La session SIMULATION DE MANUTENTION comprend trois tâches de manutention différentes toutes répétées trois fois. La tâche « PORT DE CHARGE LIBRE » consiste à arracher une charge de 5kg du sol, se relever avec puis la redéposer au sol. Le sujet est libre de choisir sa technique de levage (Figure 34.A). La tâche « PORT DE CHARGE SQUAT » consiste à réaliser la même tâche (soulever de charge) avec la consigne de plier les genoux tout en gardant le tronc droit (position ergonomique conseillée pour le port de charge, Figure 34.B). Enfin la tâche « TRANSFERT DE CHARGE » consiste à déplacer une charge de 5 kg entre deux tables perpendiculaires (Figure 34.C).



**A. PORT DE CHARGE
LIBRE**



**B. PORT DE CHARGE
SQUAT**



**C. TRANSFERT DE
CHARGE**

Figure 34. Photos des trois tâches de la session *SIMULATION DE MANUTENTION* sous la condition *EXO*. La photo A. correspond au *PORT DE CHARGE LIBRE*. La photo B. correspond au *PORT DE CHARGE SQUAT*. La photo C. correspond au *TRANSFERT DE CHARGE*.

Dans cette étude, trois conditions ont été testées : la condition « *EXO* » fait référence à l'utilisation de l'exosquelette au deuxième palier de traction (2kg/actionneur), la condition « *CEINTURE* » fait référence à l'utilisation de la partie passive de l'exosquelette uniquement (SEA enlevés), et la condition « *CONTROLE* » fait référence à une tâche sans l'utilisation du dispositif.

9.3. Instrumentation et prétraitement des données

Trente-six caméras optoélectroniques (Vicon T160, Vicon Motion Systems Ltd, Oxford, Royaume-Uni) échantillonnées à 200 Hz ont permis d'enregistrer la cinématique. Deux sets de marqueurs corporels et un set de marqueurs de dispositif ont été utilisés (Cappozzo et al. 1995). Le premier set de marqueurs corporels a été utilisé pour analyser la condition *CONTROLE*, sans port de dispositif (Figure 35).

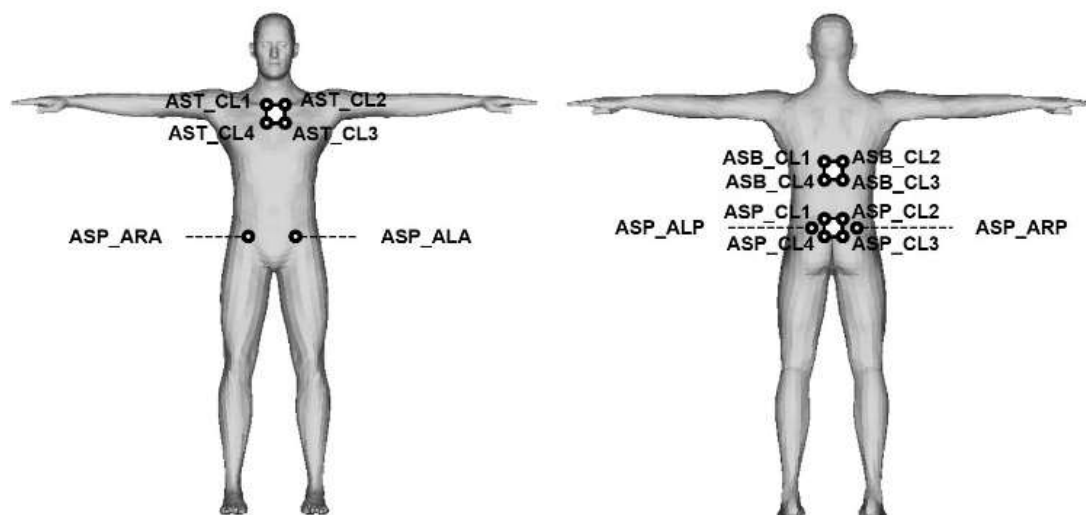


Figure 35. Set de marqueurs corporels de la condition *CONTROLE*.

La combinaison du deuxième set de marqueurs corporels et du set de marqueurs du dispositif a été utilisé pour analyser la condition *CEINTURE* et la condition *EXO*, les marqueurs étant positionnés sur la partie passive de l'exosquelette (Figure 36).

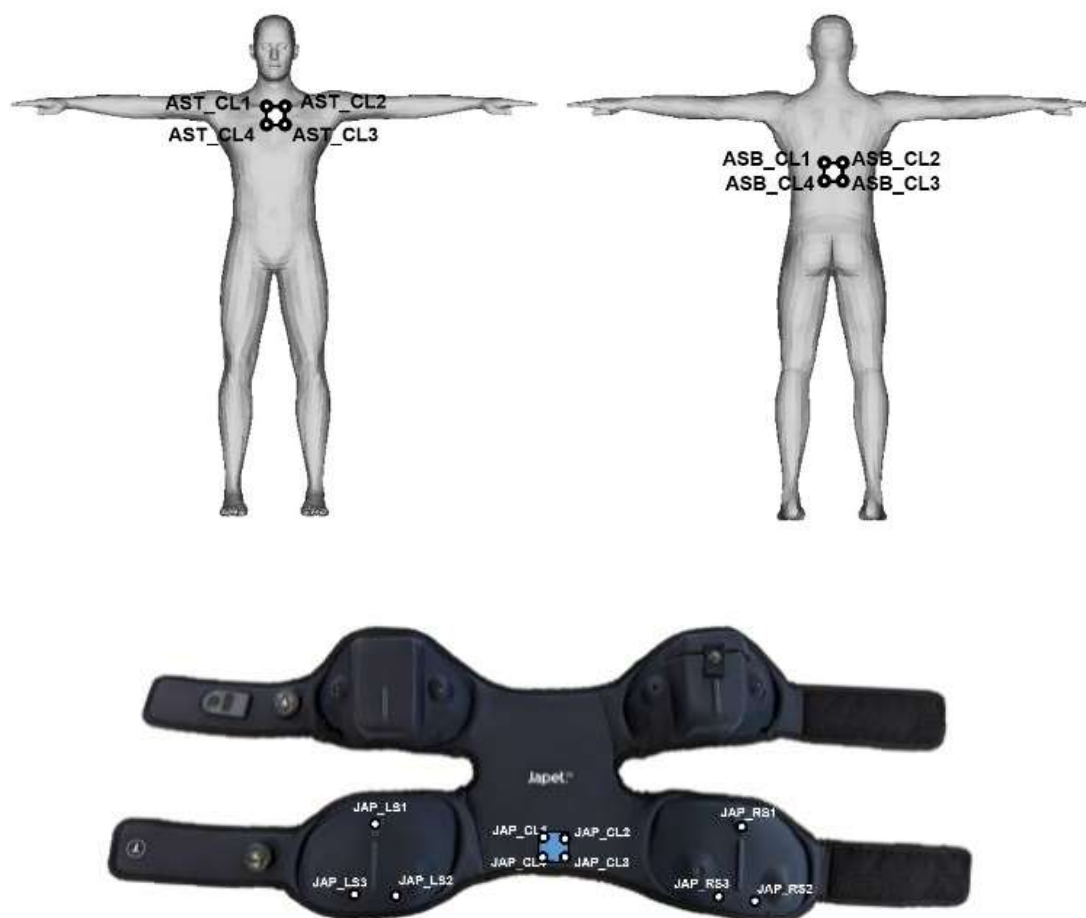


Figure 36. Set de marqueurs corporels lors du port d'un dispositif et set de marqueurs de la ceinture textile.
L'ensemble de ces deux jeux de marqueurs forment la condition CEINTURE.

Le cluster AST est positionné au niveau du thorax, le cluster ASB est positionné au niveau de la charnière thoraco-lombaire, et le cluster ASP est positionné sur le pelvis. Lorsque l'un des dispositifs est porté, le cluster ASP est remplacé par le cluster JAP (positionné sur la ceinture basse du dispositif), et considéré fixe par rapport au pelvis.

Toutes les acquisitions sont reconstruites en 3D et labélisées avec le logiciel Nexus (Vicon Motion Systems Ltd, Oxford, UK). Les coordonnées 3D de tous les marqueurs sont ensuite exportées dans un fichier *.csv. Toutes les données cinématiques *.csv sont traitées sur Matlab R2019b (The Mathworks Inc, Natick, Massachusetts, USA).

Trois paires d'électrodes EMG de surface (PICO, Cometa srl, Milan, Italie) échantillonnées à 1000 Hz sont placées sur les muscles du tronc : Longissimus dorsi (LLD pour le côté gauche, RLD pour le côté droit), Rectus Abdominis (LRA pour le côté gauche, RRA pour le côté droit) et Obliquus externus abdominis (LOE pour le côté gauche et ROE pour le côté droit), conformément aux recommandations SENIAM

(SENIAM 2023), après abrasion de la peau et nettoyage à l'alcool. Les données EMG sont exportées depuis Nexus Software vers un fichier *.csv et traitées directement sur Matlab R2019b.

Les coordonnées 3D de tous les marqueurs et les données EMG ont été synchronisées sur Nexus Software.

9.4. Analyse des données

9.4.1. Données cinématiques

La phase de calibration permet de créer un système de coordonnées anatomiques pour chaque segment du corps (Robertson et al. 2014). Les deux segments corporels d'intérêt dans cette étude sont le segment anatomique du pelvis associé au référentiel \mathcal{R}_{pelvis} et le thorax associé au référentiel \mathcal{R}_{torso} . Le calcul de \mathcal{R}_{pelvis} est basé sur le groupe de marqueurs {ASP_CL1, ASP_CL2, ASP_CL3, ASP_CL4} pour la condition CONTROLE, et {JAP_CL1, JAP_CL2, JAP_CL3, JAP_CL4} pour les conditions CEINTURE et EXO. Le calcul de \mathcal{R}_{torso} est défini par le groupe de marqueurs {AST_CL1, AST_CL2, AST_CL3, AST_CL4} pour les trois conditions.

Après calcul de la matrice de rotation associée à l'orientation relative de \mathcal{R}_{torso} dans le \mathcal{R}_{pelvis} (Robertson et al. 2014), les angles de flexion, de flexion latérale et de rotation axiale ont été déduits (Wu et al. 2002).

Les données analysées au cours de la SESSION DE MOBILITE sont les amplitudes de mouvements (ROM) du tronc lors des inclinaisons dans les plan sagittal, frontal et transversal. En ce qui concerne la session SIMULATION DE MANUTENTION, le pourcentage de temps passé dans chaque plage angulaire est analysé pour la rotation principale des trois tâches (mouvement dans le plan sagittal pour le PORT DE CHARGE LIBRE et PORT DE CHARGE SQUAT, et mouvements dans les 3 plans pour le TRANSFERT DE CHARGE). Les plages angulaires sont basées sur la méthode RULA (McAtamney and Nigel Corlett 1993) et définies par {< -10° ; [-10° 0°[; [0° 20°[; [20 60°[; ≥ 60°} pour l'angle de rotation en flexion, et {< - 20° ; [-20° -10°[; [-10° 0°[; [0° 10°[; [10° 20°[; ≥ 20°} pour les angles de rotation en flexion latérale et en rotation axiale.

9.4.2. Données EMG

Les données EMG sont analysées pour toutes les conditions de la session SIMULATION DE MANUTENTION (PORT DE CHARGE LIBRE, PORT DE CHARGE SQUAT et TRANSFERT DE CHARGE).

Les valeurs moyennes quadratiques (RMS) des données EMG sont calculées pour évaluer l'activité musculaire globale pendant la session (Robertson et al. 2014). La valeur RMS est calculée à partir des données EMG filtrées grâce à un filtre passe-bande (Butterworth de 4ème ordre) entre 20Hz et 500Hz (Koopman et al. 2020). Les données sont ensuite normalisées. Aucune contraction maximale du dos n'a été réalisée car le dos est une zone sensible. Pour normaliser le signal RMS, la condition CONTROLE est prise comme référence et chaque signal est divisé par le maximum de la condition CONTROLE (MCC) pour chaque enregistrements (Marras et al. 2001).

9.5. Analyse statistique

9.5.1. Données cinématiques

Pour les deux sessions, la distribution ne suivant pas une loi normale, des tests non paramétriques de Friedman sont réalisés avec l'ensemble $\{\alpha\text{Controle}, \alpha\text{Ceinture}, \alpha\text{Exo}\}$ avec α appartient à $\{\text{boxplot du ROM pour la session de mobilité ; pourcentage de temps passé dans chaque zone RULA pour la session de simulation de manutention}\}$. L'hypothèse nulle est qu'il n'y a pas de différence significative entre les trois conditions. L'hypothèse nulle est rejetée si la valeur p-value du test de Friedman est inférieure à 0,05 (seuil de significativité). Dans ce cas, l'hypothèse alternative (différence significative entre les trois conditions) est confirmée et un test post hoc peut être effectué. Le test post hoc choisi est le test de Wilcoxon avec l'ensemble $\{\alpha_i, \alpha_j\}$ avec $\{\text{boxplot du ROM pour la session de mobilité ; pourcentage de temps passé dans chaque zone RULA pour la session de simulation de manutention}\}$, i appartient à $\{\text{Controle}, \text{Ceinture}, \text{Exo}\}$ et j appartient à $\{\text{Controle}, \text{Ceinture}, \text{Exo}\}$, $i \neq j$. L'hypothèse nulle est qu'il n'y a pas de différence significative entre les deux conditions testées. L'hypothèse nulle est rejetée si la valeur p-value du test de Wilcoxon est inférieure à 0,05. Dans ce cas, l'hypothèse alternative (différence significative entre les deux

conditions) est soutenue. Tous les calculs ont été réalisés avec le logiciel MATLAB R2019b et Excel 2016 (Microsoft ®, USA).

9.5.2. Données EMG

Pour tous les muscles, des tests de Friedman non paramétriques sont effectués avec l'ensemble $\{RMS_{Controle_i}, RMS_{Ceinture_i}, RMS_{Exo_i}\}$ avec i appartient à $\{LLD, RLD, LRA, RRA, LOE, ROE\}$. L'hypothèse nulle est qu'il n'y a pas de différence significative entre les trois conditions. L'hypothèse nulle est rejetée si la valeur p-value du test de Friedman est inférieure à 0,05. Dans ce cas, l'hypothèse alternative (différence significative entre les trois conditions) est confirmée et un test post hoc est effectué. Le test post hoc sélectionné est le test de Wilcoxon avec l'ensemble $\{RMS_i, RMS_j\}$, i appartient à $\{Controle, Ceinture, Exo\}$ et j appartient à $\{Controle, Ceinture, Exo\}$, $i \neq j$. L'hypothèse nulle est qu'il n'y a pas de différence significative entre les conditions. L'hypothèse nulle est rejetée si la valeur p-value du test de Wilcoxon est inférieure à 0,05. Dans ce cas, l'hypothèse alternative (différence significative entre les deux conditions testées) est soutenue. Tous les calculs ont été réalisés avec le logiciel MATLAB R2019b.

Une seconde analyse plus fine est réalisée avec la représentation de la fonction de distribution de l'EMG filtrée sur chaque sujet et dans chaque condition (Robertson et al. 2014). Cette analyse permet d'obtenir la probabilité d'une valeur EMG donnée. Il est ensuite observé plus précisément pour chaque niveau d'EMG la valeur de cette probabilité en fonction de la condition. Pour obtenir cette différence, des tests de Friedman sont effectués percentile par percentile avec l'ensemble $\{RMS_{Controle_i}, RMS_{Ceinture_i}, RMS_{Exo_i}\}$ avec i appartient à $\{LLD, RLD, LRA, RRA, LOE, ROE\}$. Les hypothèses sont les mêmes que précédemment. Un test post hoc de Wilcoxon est ensuite réalisé percentile par percentile, avec l'ensemble $\{RMS_i, RMS_j\}$, i appartient à $\{Controle, Ceinture, Exo\}$ et j appartient à $\{Controle, Ceinture, Exo\}$, $i \neq j$. Les hypothèses sont les mêmes que précédemment.

Chapitre 10

Résultats

Ce chapitre présente les résultats de l'étude précédemment décrite. L'analyse cinématique est effectuée à la fois pour la session de mobilité et la simulation de manutention, tandis que l'activité musculaire est analysée uniquement lors de la simulation de manutention.

Sommaire

10.1. Session de mobilité	127
10.2. Simulation de manutention.....	129
10.2.1. Analyse cinématique	129
10.2.2. Analyse de l'activité musculaire.....	134
10.3. Discussion	144
Conclusion	147

10.1. Session de mobilité

La figure suivante (Figure 37) représente l'amplitude de mouvement des rotations simples du tronc selon les trois plans anatomiques (FLEXION, FLEXION LATÉRALE et ROTATION AXIALE) selon les trois conditions (CONTROLE, CEINTURE et EXO).

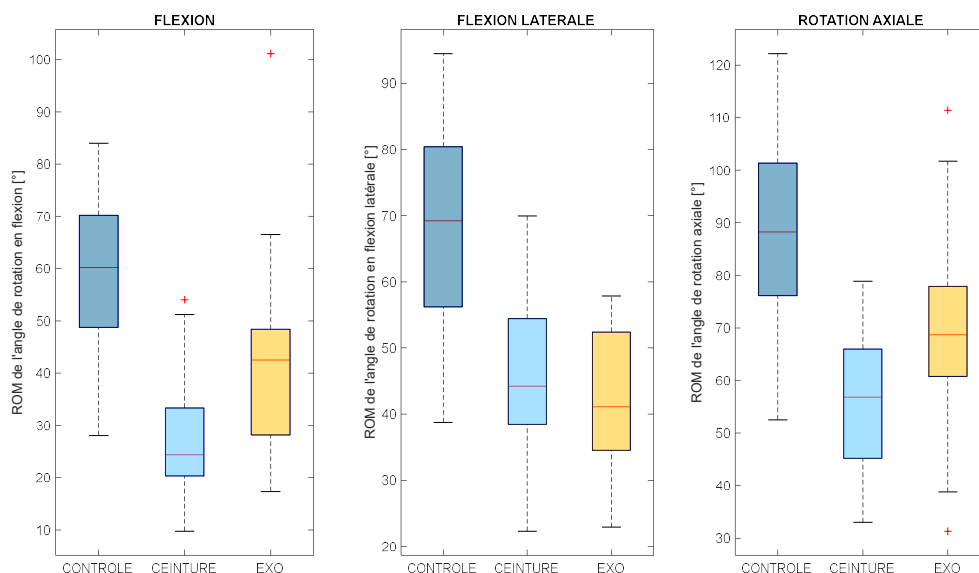


Figure 37. Le graphe de gauche représente l'amplitude de mouvement (ROM) de l'angle de rotation en flexion pendant la séance de mobilité FLEXION. Le graphe du milieu représente l'amplitude de mouvement de l'angle de rotation de la flexion latérale lors de la séance de mobilité FLEXION LATÉRALE. Le graphe de droite représente l'amplitude de mouvement de l'angle de rotation axiale lors de la séance de mobilité ROTATION AXIALE.

Les résultats d'amplitude de mouvement de l'angle de rotation en flexion pour la condition de test CONTROLE sont les suivants : la médiane est de $60,2^\circ$ et les 25^e et 75^e percentiles sont respectivement de $48,8^\circ$ et $70,2^\circ$. Pour la condition CEINTURE, la médiane est de $24,4^\circ$ et les 25^e et 75^e percentiles sont respectivement de $20,3^\circ$ et $33,3^\circ$. Pour la condition EXO, la médiane est de $42,5^\circ$ et les 25^e et 75^e percentiles sont respectivement de $28,2^\circ$ et $48,4^\circ$.

Les résultats de l'amplitude de mouvement de l'angle de rotation en flexion latérale pour la condition de test CONTROLE sont les suivants : la valeur médiane est de $69,2^\circ$ et des 25^e et 75^e percentiles de $56,2^\circ$ et $80,4^\circ$ respectivement. Pour la condition CEINTURE, la médiane est de $44,2^\circ$ et les 25^e et 75^e percentiles sont respectivement de $38,5^\circ$ et $54,4^\circ$. Pour la condition EXO, la médiane est de $41,1^\circ$ et les 25^e et 75^e percentiles sont respectivement de $34,5^\circ$ et $52,4^\circ$.

Les résultats de l'amplitude de mouvement de l'angle de rotation en rotation axiale pour la condition de test CONTROLE sont les suivants : la médiane est de 88,3° et les 25^e et 75^e percentiles sont respectivement de 76,1° et 101,4°. Pour la condition CEINTURE, la médiane est de 56,9° et les 25^e et 75^e percentiles sont respectivement de 45,2° et 66,0°. Pour la condition EXO, la médiane est de 68,7° et les 25^e et 75^e percentiles sont respectivement de 60,8° et 77,9°.

Afin d'analyser plus en détail ces données, le test de Friedman est réalisé. Les données sont regroupées dans le tableau suivant (Tableau 11) :

Tableau 11. Test de Friedman pour comparer les différentes conditions de la session mobilité (p-value). La couleur verte indique que l'hypothèse nulle est rejetée (p-value < 0,05) et qu'il existe donc une différence significative entre les trois conditions.

	ROM de l'angle de rotation en flexion	ROM de l'angle de rotation en flexion latérale	ROM de l'angle de rotation en rotation axiale
p-value (test de Friedman)	1,69e-07	2,92e-07	1,27e-08

Le test de Friedman indique qu'il existe des différences significatives entre les trois conditions (CONTROLE, CEINTURE et EXO), indépendamment du mouvement de la séance de mobilité. Le test post hoc de Wilcoxon donne les résultats suivants (Tableau 12) :

Tableau 12. Test de Wilcoxon pour comparer les différentes conditions de la session mobilité (p-value). La couleur verte indique que l'hypothèse nulle est rejetée (p-value < 0,05) et qu'il existe donc une différence significative entre les conditions.

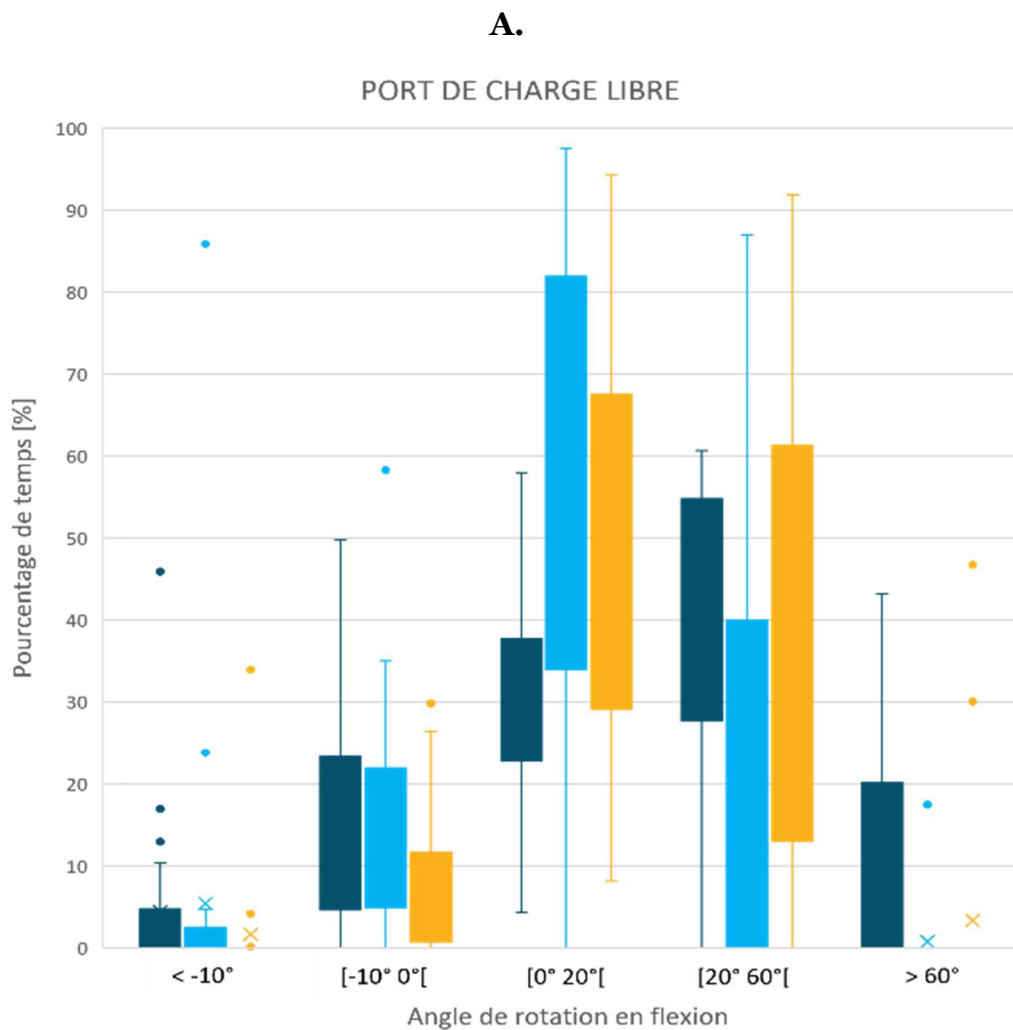
p-value (test post hoc de Wilcoxon)	ROM de l'angle de rotation en flexion	ROM de l'angle de rotation en flexion latérale	ROM de l'angle de rotation en rotation axiale
CONTROLE vs CEINTURE	4,37e-07	2,78e-05	1,97e-06
CONTROLE vs EXO	2,65e-04	4,46e-06	0,0028
CEINTURE vs EXO	0,0044	0,5355	0,0138

Pour tous les mouvements, les amplitudes de mouvement sont significativement différentes entre les conditions, sauf pour le mouvement de flexion latérale entre les conditions CEINTURE et EXO.

10.2. Simulation de manutention

10.2.1. Analyse cinématique

La figure suivante (Figure 38) représente le pourcentage de temps passé dans chaque zone RULA pour la rotation principale des tâches PORT DE CHARGE LIBRE et PORT DE CHARGE SQUAT dans les trois conditions (CONTROLE, CEINTURE et EXO).



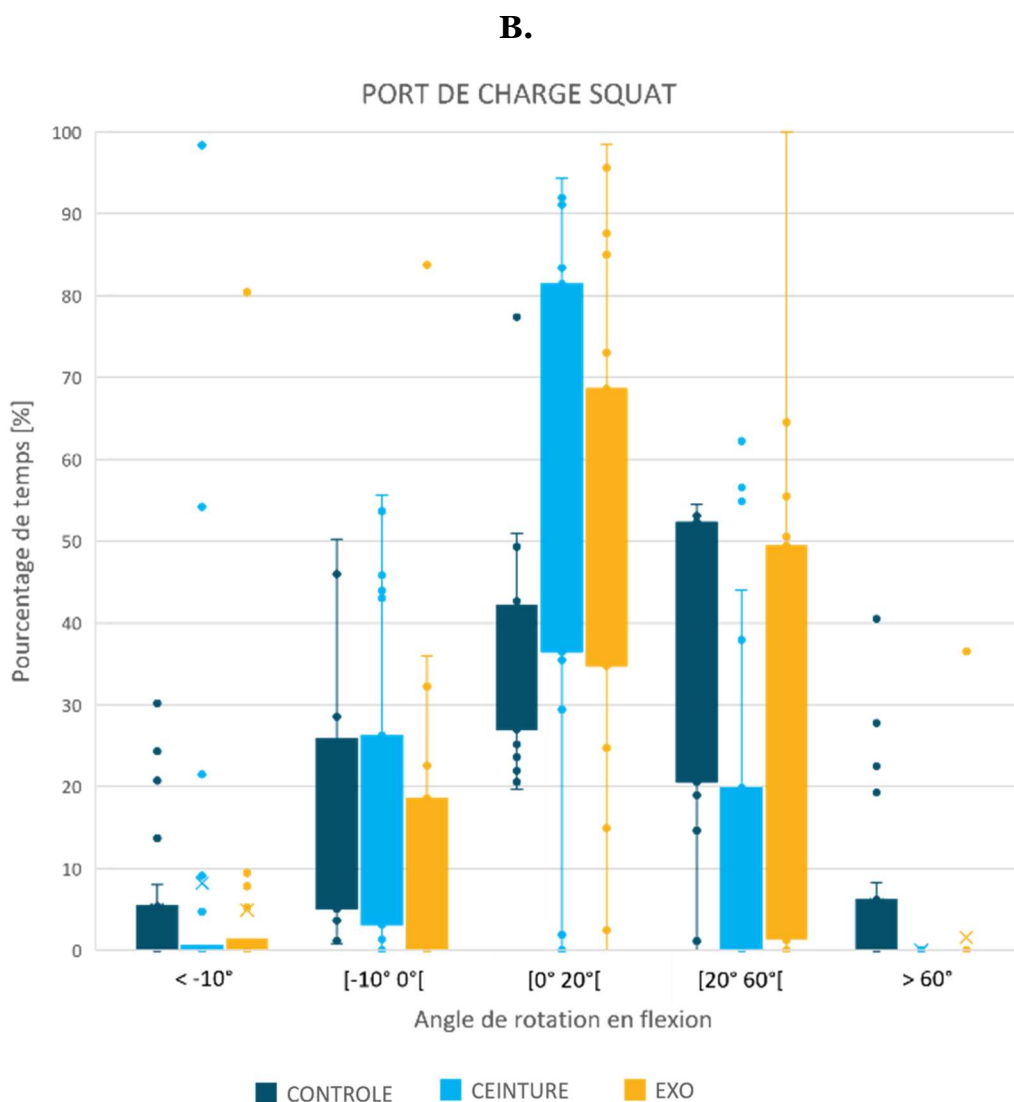


Figure 38. Le graphe A. représente le temps passé dans les angles de rotation en flexion pendant la tâche de PORT DE CHARGE LIBRE. Le graphe B représente le temps passé dans les angles de rotation en flexion pendant la tâche de PORT DE CHARGE SQUAT.

Pour ces deux tâches, nous constatons des différences de temps passé dans les différentes amplitudes pour les angles de rotation en flexion, confirmées par le test de Friedman (Tableau 13).

Tableau 13. Test de Friedman pour comparer les différentes conditions pour les tâches PORT DE CHARGE LIBRE et PORT DE CHARGE SQUAT (p-value). La couleur verte indique que l'hypothèse nulle est rejetée (p-value < 0,05) et qu'il existe donc une différence significative entre les trois conditions (CONTROLE, CEINTURE et EXO).

p-value (test de Friedman) pour l'angle de rotation en flexion					
Zones RULA	< -10°	[-10° 0°]	[0° 20°]	[20° 60°]	> 60°
PORT DE CHARGE LIBRE	0,0248	0,0366	0,0046	0,0125	0,0036
PORT DE CHARGE SQUAT	0,0208	0,1767	0,0091	0,0026	0,0062

Les tests post hoc corroborent ces observations (Tableau 14 et Tableau 15). En ce qui concerne le PORT DE CHARGE LIBRE, la condition CEINTURE tend à diminuer le temps passé en flexion avant au-dessus de 60° et à augmenter le temps passé dans la zone [0° 20°] par rapport à la condition CONTROLE. La condition EXO tend à diminuer le temps passé en extension (< 0°) et en flexion avant au-dessus de 60°, et à augmenter le temps passé dans la zone [0° 60°]. La même évaluation peut être faite pour le PORT DE CHARGE SQUAT.

Tableau 14. Test de Wilcoxon pour comparer les différentes conditions de la tâche de PORT DE CHARGE LIBRE (p-value). La couleur verte indique que l'hypothèse nulle est rejetée (p-value < 0,05) et qu'il existe donc une différence significative entre les conditions.

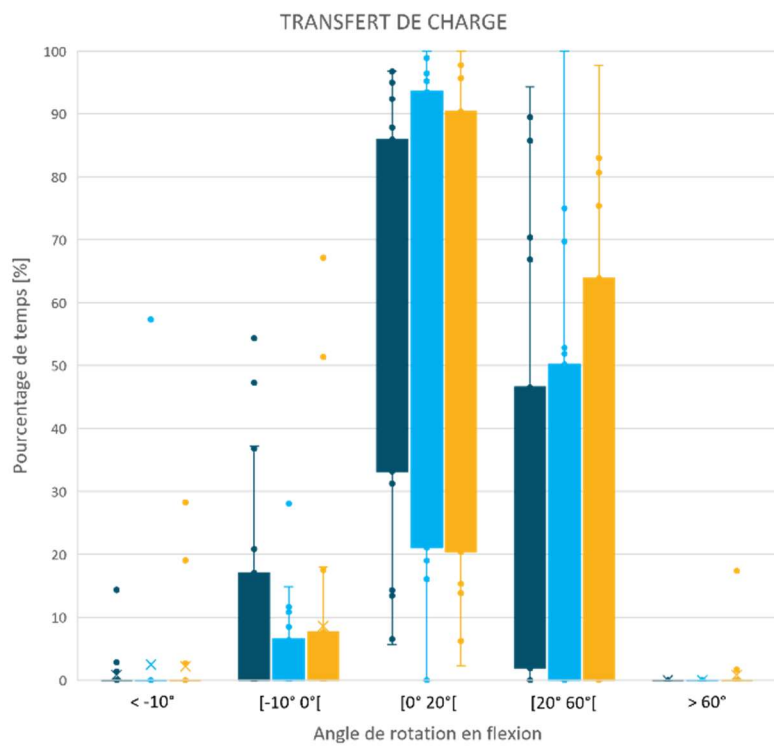
p-value (test post-hoc de Wilcoxon) – PORT DE CHARGE LIBRE					
Zones RULA	< -10°	[-10° 0°[[0° 20°[[20° 60°[≥ 60°
CONTROLE vs CEINTURE	0,3894	0,8005	0,0074	0,0068	0,0046
CONTROLE vs EXO	0,0131	0,0304	0,0095	0,9825	0,0276
CEINTURE vs EXO	0,0942	0,0490	0,4290	0,0110	0,5380

Tableau 15. Test de Wilcoxon pour comparer les différentes conditions de la tâche de PORT DE CHARGE SQUAT (p-value). La couleur verte indique que l'hypothèse nulle est rejetée (p-value < 0,05) et qu'il existe donc une différence significative entre les conditions.

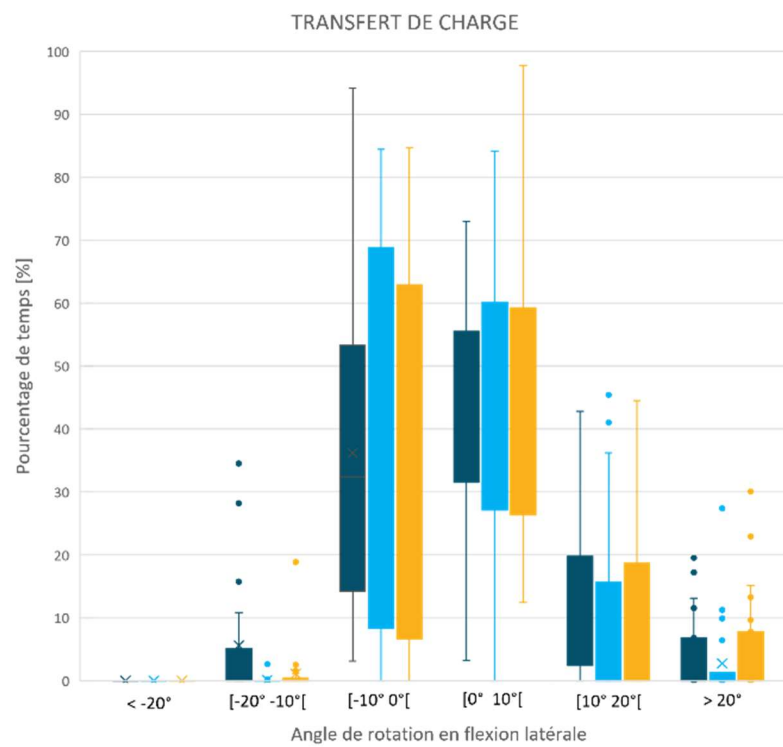
p-value (test post-hoc de Wilcoxon) – PORT DE CHARGE SQUAT					
Zones RULA	< -10°	[-10° 0°[[0° 20°[[20° 60°[≥ 60°
CONTROLE vs CEINTURE	0,1136	0,3677	0,0030	9,21e-04	0,0049
CONTROLE vs EXO	0,0933	0,0389	0,0084	0,1532	0,0282
CEINTURE vs EXO	0,9570	0,4221	0,6288	0,0106	0,3388

Pour la tâche de TRANSFERT DE CHARGE, le pourcentage de temps passé dans chaque zone RULA des angles de flexion, de flexion latérale et de rotation axiale sont représentés dans la figure suivante (Figure 39).

A. Rotation dans le plan sagittal



B. Rotation dans le plan frontal



C. Rotation dans le plan transverse

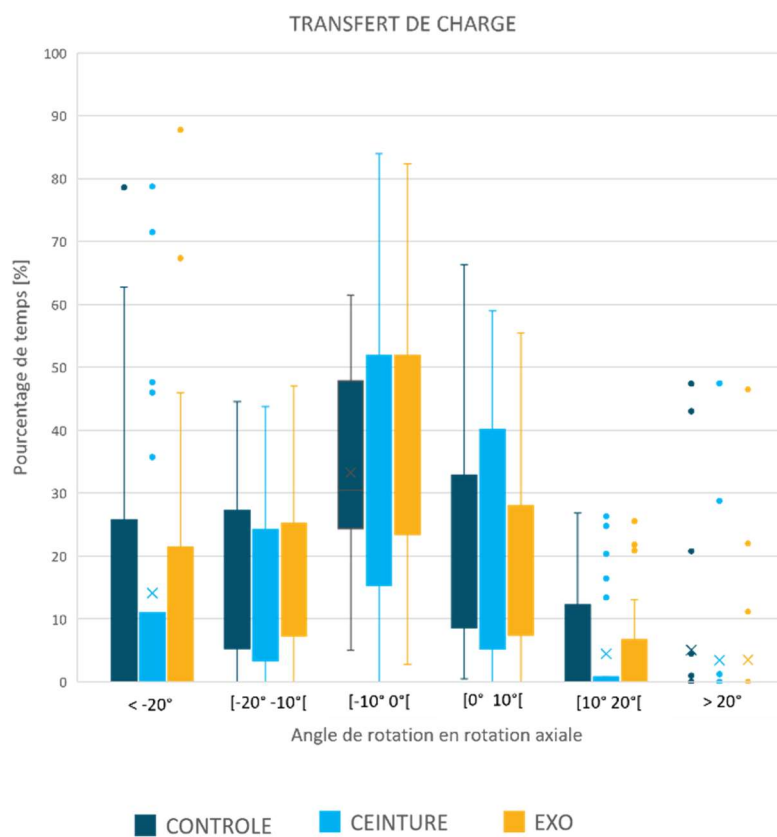


Figure 39. Le graphe A. représente le temps passé dans les angles de rotation en flexion pendant la tâche de TRANSFERT DE CHARGE. Le graphe B. représente le temps passé dans les angles de rotation en flexion latérale pendant la tâche de TRANSFERT DE CHARGE. Le graphe C. représente le temps passé dans les angles de rotation en rotation axiale pendant la tâche de TRANSFERT DE CHARGE.

Il y a moins de différences entre les conditions, ce qui est confirmé par le test de Friedman (Tableau 16 et Tableau 17). Seules des différences significatives apparaissent pour l'angle de rotation en flexion latérale lors de la tâche de TRANSFERT DE CHARGE (Tableau 17).

Tableau 16. Test de Friedman pour comparer les différentes conditions de la tâche de TRANSFERT DE CHARGE pour l'angle de rotation en flexion (p-value). La couleur verte indique que l'hypothèse nulle est rejetée (p-value < 0,05) et qu'il existe donc une différence significative entre les trois conditions.

p-value (test de Friedman) en flexion					
Zones RULA	< -10°	[-10° 0°]	[0° 20°]	[20° 60°]	≥ 60°
Angle de rotation en flexion	0,4847	0,5157	0,4378	0,3020	0,1561

Tableau 17. Test de Friedman pour comparer les différentes conditions de la tâche de TRANSFERT DE CHARGE pour les angles de rotation en flexion latérale et de rotation axiale (p-value). La couleur verte indique que l'hypothèse nulle est rejetée (p-value < 0,05) et qu'il existe donc une différence significative entre les trois conditions.

p-value (test de Friedman) en flexion latérale et rotation axiale						
Zones RULA	< - 20°	[-20° -10°]	[-10° 0°]	[0° 10°]	[10° 20°]	≥ 20°
Angle de rotation en flexion latérale	1	3,55e-05	0,5935	0,2598	0,0655	0,2488
Angle de rotation en rotation axiale	0,5457	0,5345	0,4987	0,8777	0,8162	0,1699

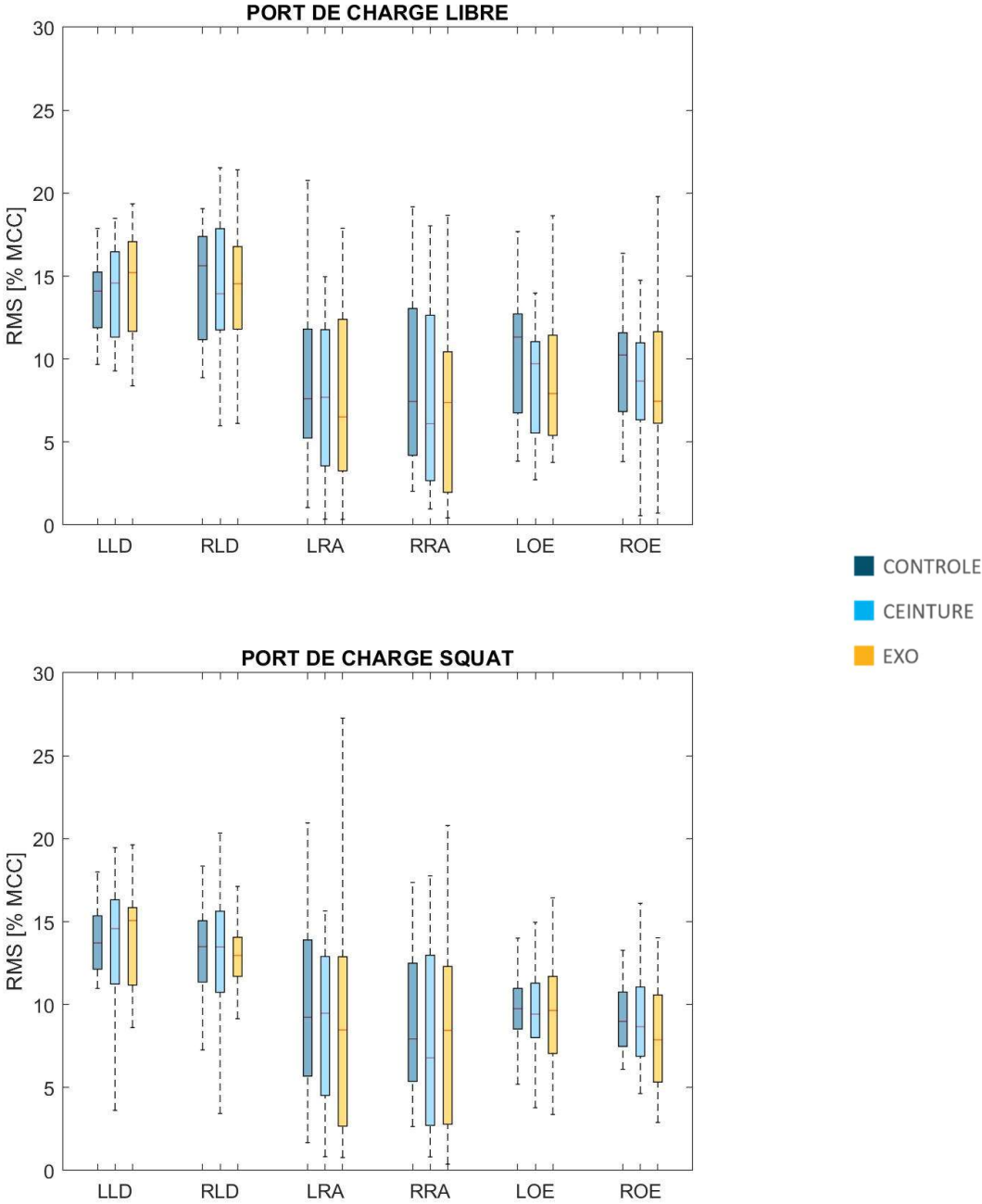
Le test post-hoc de Wilcoxon conclut qu'il existe une différence uniquement dans deux zones de RULA entre [-20° -10°] et [10° -20°] (tableau 8) pour l'angle de rotation en flexion latérale.

Tableau 18. Test de Wilcoxon pour comparer les différentes conditions pour l'angle de rotation en flexion latérale pendant la tâche de TRANSFERT DE CHARGE (p-value). La couleur verte indique que l'hypothèse nulle est rejetée (p-value < 0,05) et qu'il existe donc une différence significative entre les conditions.

p-value (test post-hoc de Wilcoxon) – TRANSFERT DE CHARGE, flexion latérale						
Zones RULA	< - 20°	[-20° -10°]	[-10° 0°]	[0° 10°]	[10° 20°]	≥ 20°
CONTROLE vs CEINTURE	NaN	9,71e-04	0,9300	0,6925	0,0272	0,1870
CONTROLE vs EXO	NaN	0,0218	0,6764	0,9475	0,2053	0,4391
CEINTURE vs EXO	NaN	0,2281	0,9474	0,9125	0,3579	0,6382

10.2.2. Analyse de l'activité musculaire

La figure suivante (Figure 400) représente les valeurs RMS de l'activité musculaire des six muscles enregistrés, sous les trois conditions (CONTROLE, CEINTURE et EXO) et pour les trois tâches de la session Simulation de manutention (PORT DE CHARGE LIBRE, PORT DE CHARGE SQUAT et TRANSFERT DE CHARGE).



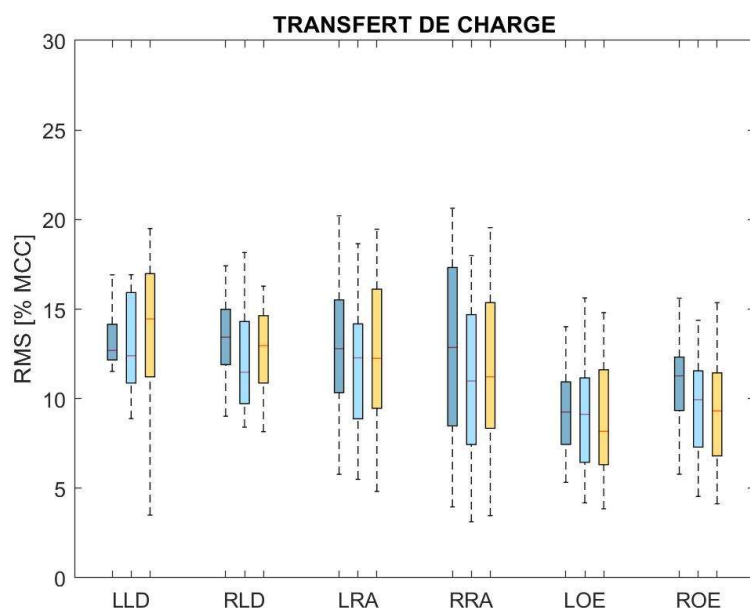


Figure 40. RMS de l'activité musculaire lors des tâches PORT DE CHARGE LIBRE, PORT DE CHARGE SQUAT et TRANSFERT DE CHARGE.

Une faible différence des valeurs RMS selon les conditions est constatée (Figure 400), ce qui est confirmé par le test de Friedman pour les différents muscles (Tableau 19).

Tableau 19. Test de Friedman sur les données RMS (p-value). Comparaison des différentes conditions de la session Simulation de manutention.

p-value (test de Friedman)	LLD	RLD	LRA	RRA	LOE	ROE
PORT DE CHARGE LIBRE	0,4013	0,5682	0,0147	0,0429	0,0363	0,0122
PORT DE CHARGE SQUAT	0,8404	0,0175	0,3480	0,0657	0,1787	0,0351
TRANSFERT DE CHARGE	0,0175	0,1188	0,0013	7,8e-05	0,2765	0,0074

Cependant, ces différences n'ont pas été confirmées par les tests post-hoc de Wilcoxon (Tableau 20). Par conséquent, ces résultats ne permettent pas de conclure que la différence est statistiquement significative.

Tableau 20. Test de Wilcoxon sur les valeurs RMS pour comparer les différentes conditions de la session de Simulation de manutention (p-value).

	p-value (test post-hoc de Wilcoxon) – PORT DE CHARGE LIBRE					
	LLD	RLD	LRA	RRA	LOE	ROE
CONTROLE vs CEINTURE			0,6016	0,3369	0,3654	0,3072
CONTROLE vs EXO			0,5583	0,3368	0,2549	0,3185
CEINTURE vs EXO			1	0,8181	0,8153	0,5495

	p-value (test post-hoc de Wilcoxon) – PORT DE CHARGE SQUAT				
CONTROLE vs CEINTURE		0,9475			0,6395
CONTROLE vs EXO		0,3795			0,1988
CEINTURE vs EXO		0,4419			0,4249
	p-value (test post-hoc de Wilcoxon) – TRANSFERT DE CHARGE				
CONTROLE vs CEINTURE	0,8433		0,2616	0,2453	0,0969
CONTROLE vs EXO	0,2186		0,6949	0,2359	0,0826
CEINTURE vs EXO	0,2443		0,6359	0,8787	0,9198

Cette différence de significativité des résultats entre le test de Friedman et le test post-hoc de Wilcoxon a poussé la réflexion jusqu'à considérer le signal en entier plutôt qu'uniquement la valeur RMS du signal filtré.

Ainsi, les distributions cumulatives des valeurs EMG filtrées sont représentées ci-dessous (Figure 41, Figure 42 et Figure 43). Le test de Friedman est réalisé percentile par percentile sur la moyenne des distributions (par condition) pour les trois mouvements.

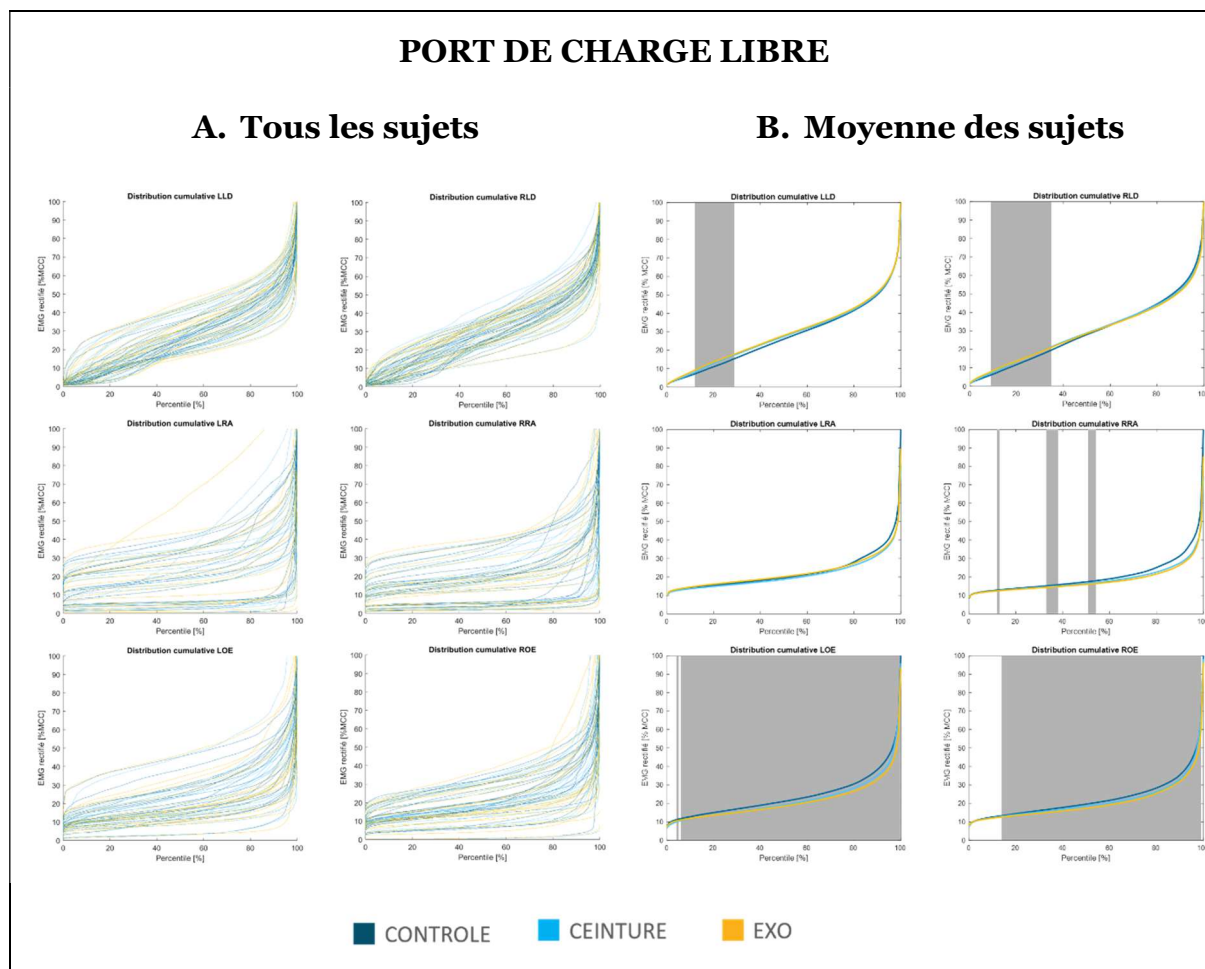


Figure 41. Distributions cumulatives lors du PORT DE CHARGE LIBRE selon les trois conditions CONTROLE, CEINTURE et EXO. **A. Tous les sujets** : Distribution cumulative du signal EMG rectifié (filtré et normalisé) pour tous les sujets, en fonction du pourcentage de percentile. Les courbes bleu foncé représentent les distributions des sujets lors de la condition CONTROLE. Les courbes bleu clair représentent les distributions des sujets lors de la condition CEINTURE. Les courbes orange représentent les distributions des sujets lors de la condition EXO. **B. Moyenne des sujets** : Moyenne de la distribution cumulative du signal EMG rectifié en fonction du pourcentage de percentile. La courbe bleu foncé représente la moyenne des distributions des sujets lors de la condition CONTROLE. La courbe bleu clair représente la moyenne des distributions des sujets lors de la condition CEINTURE. La courbe orange représente la moyenne des distributions des sujets lors de la condition EXO. Les zones grisées sont les zones pour lesquelles le test de Friedman valide une différence significative entre les courbes (p -value < 0,05). Interprétation : par exemple, la moyenne de la distribution de la condition CONTROLE indique que 80% du signal EMG est inférieur à 42% de la valeur MCC.

Le graphe A du PORT DE CHARGE LIBRE montre une grande variabilité inter-individus. Une fois les distributions moyennées pour chacune des conditions, le test de Friedman identifie des différences significatives entre les conditions sur certains percentiles (graphe B). Les différences sont les plus marquées pour les muscles LOE et ROE, avec une différence sur une large plage de percentiles (respectivement de 6% à 100% et 14% à 98% des percentiles).

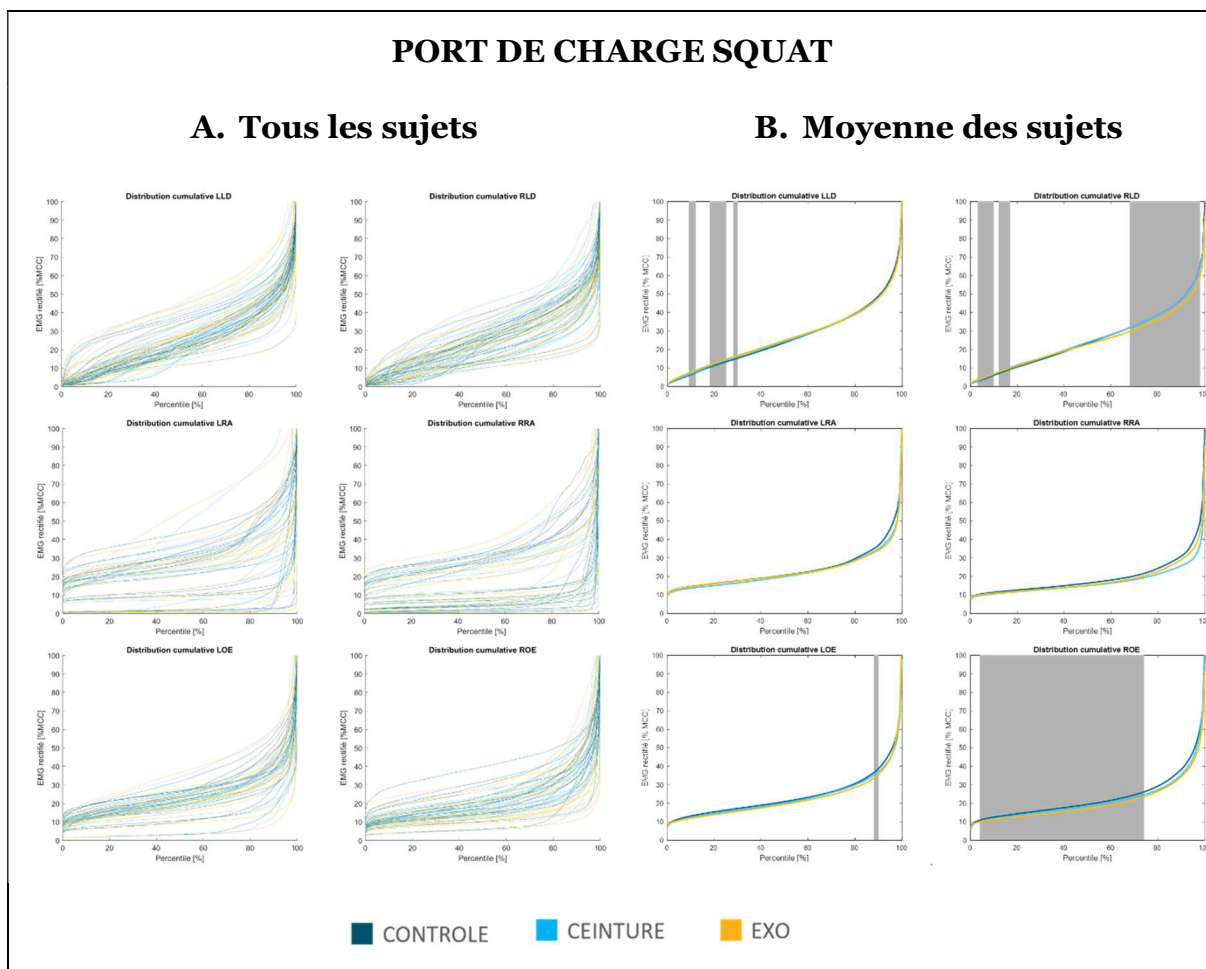


Figure 42. Distributions cumulatives lors du PORT DE CHARGE SQUAT selon les trois conditions CONTROLE, CEINTURE et EXO. Les figures A et B sont les mêmes représentations que la Figure 41.

Concernant le PORT DE CHARGE SQUAT, le graphe A montre là encore une grande variabilité inter-individus. Sur le graphe B, le test de Friedman identifie surtout des différences significatives entre les conditions pour les muscles LLD, RLD et ROE. Les plages de différence les plus larges sont sur les muscles RLD, allant de 68% à 98% des percentiles, et ROE allant de 4% à 75% des percentiles.

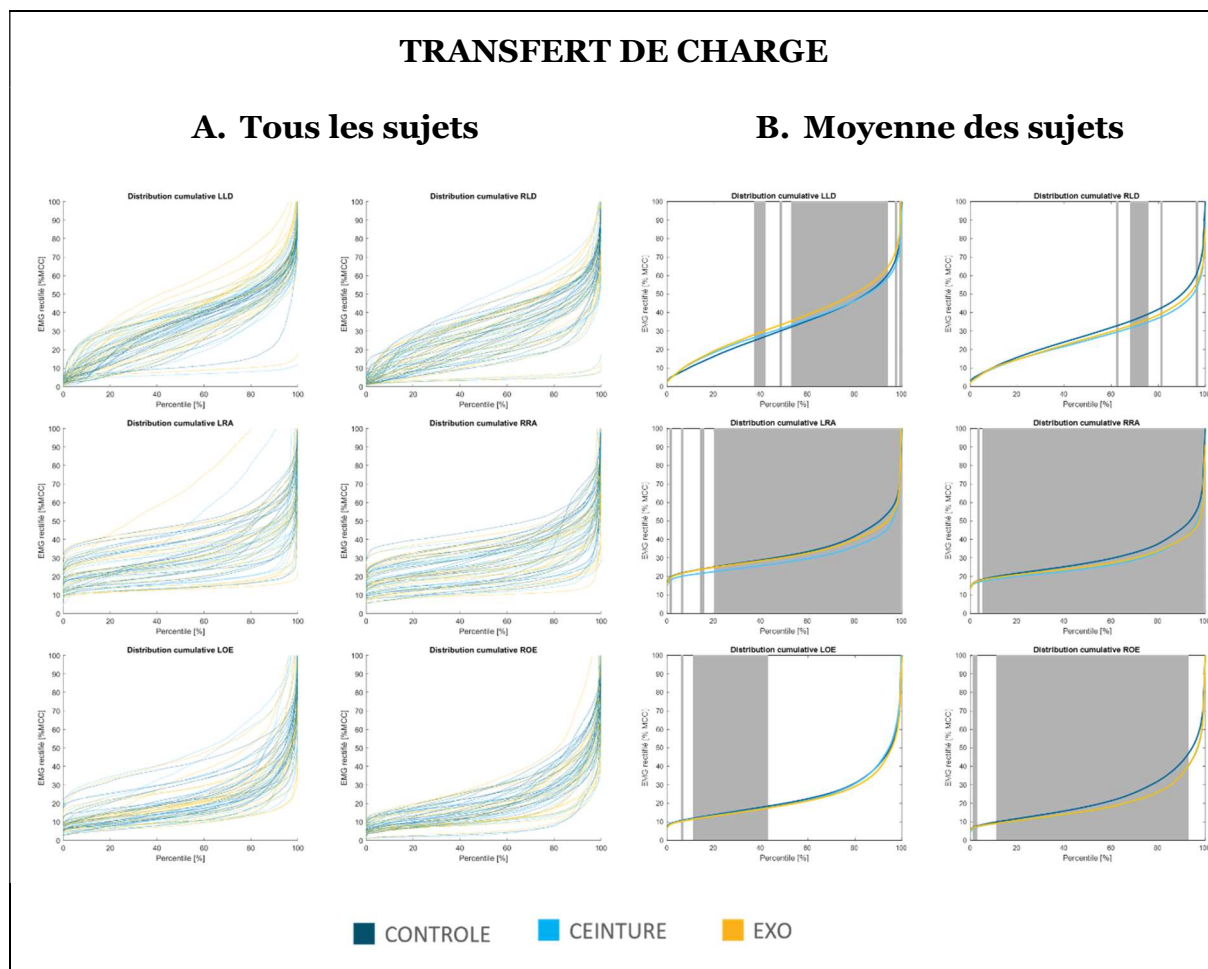
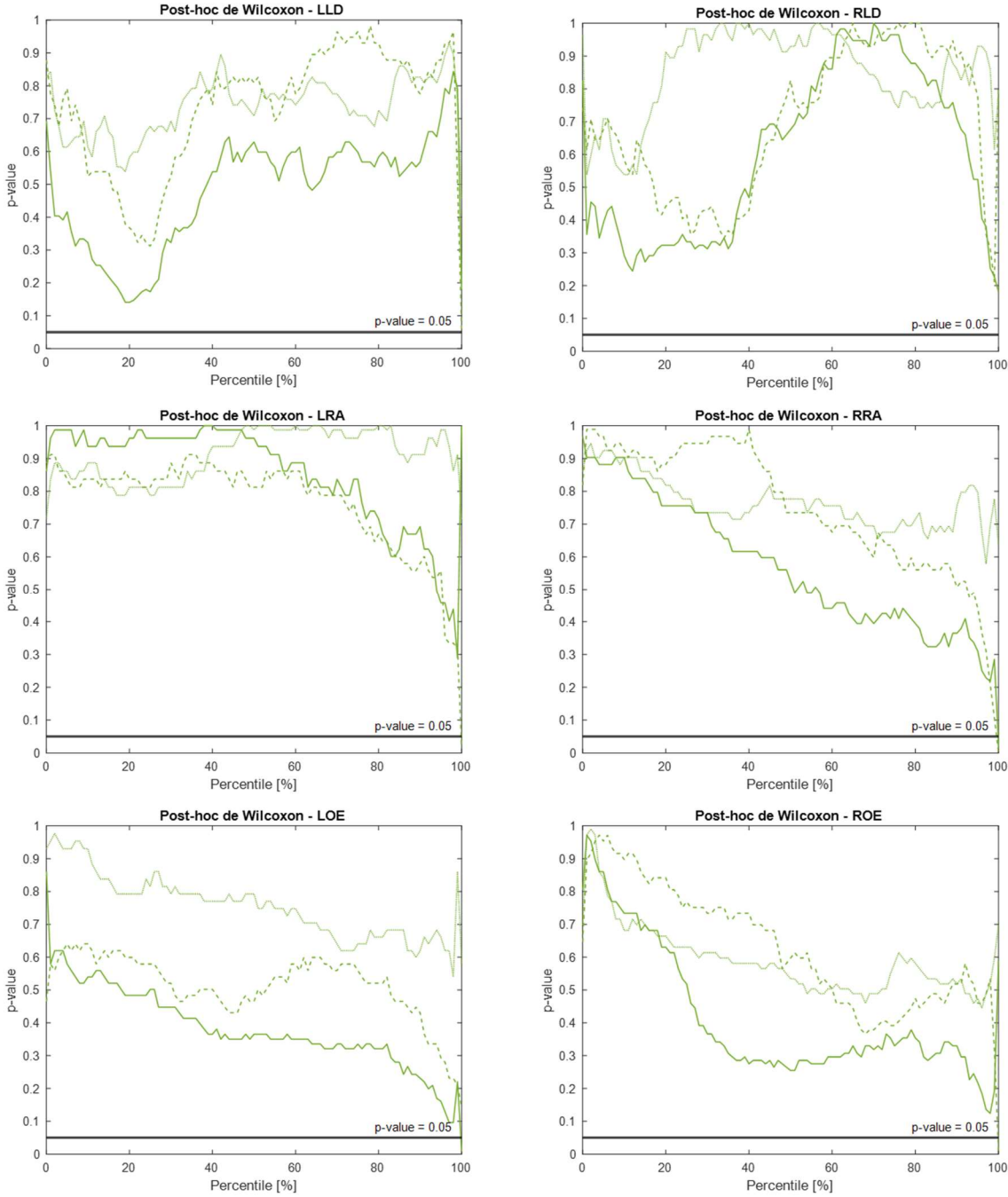


Figure 43. Distributions cumulatives lors du TRANSFERT DE CHARGE selon les trois conditions CONTROLE, CEINTURE et EXO. Les figures A et B sont les mêmes représentations que la Figure 41.

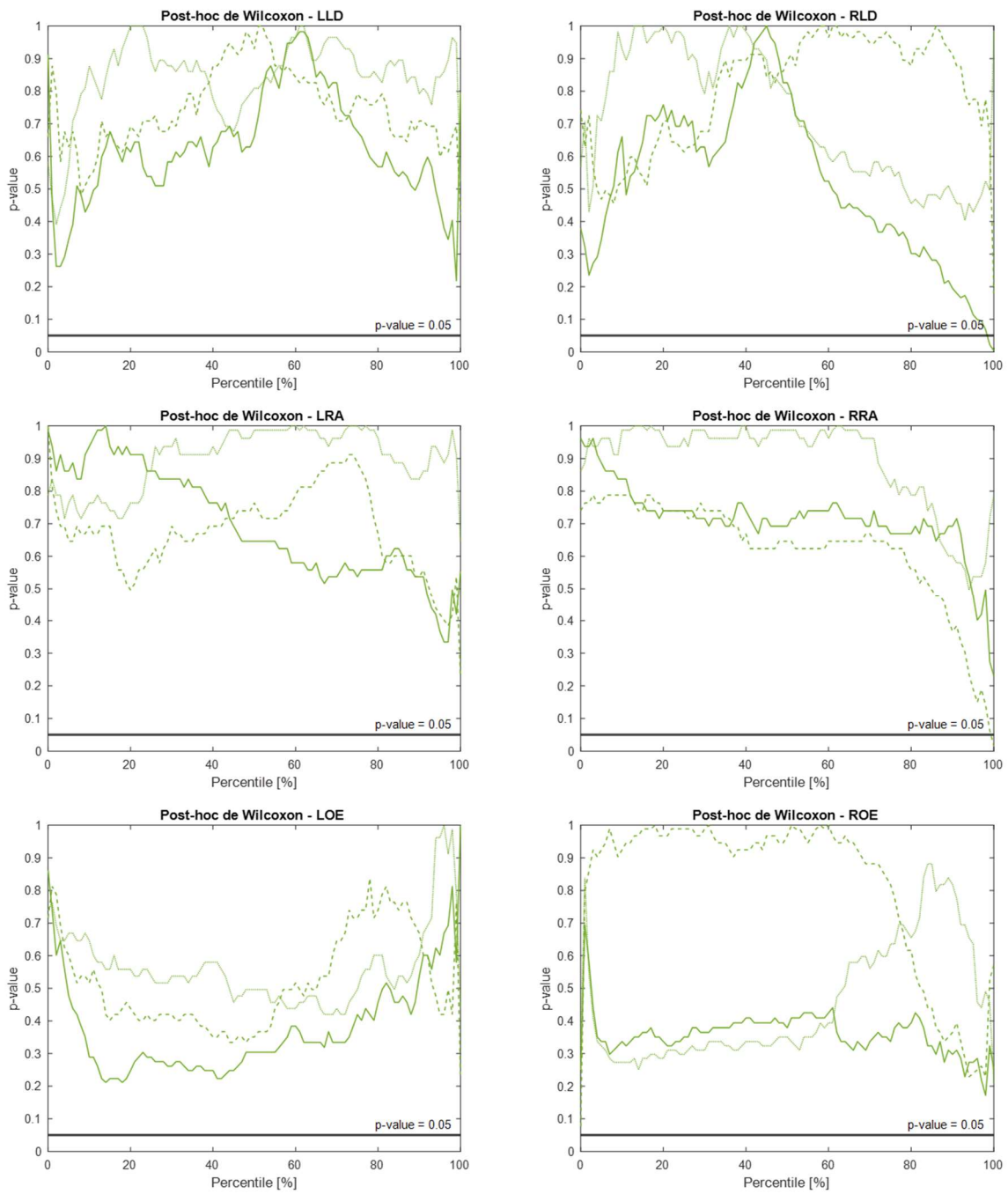
Enfin, lors du TRANSFERT DE CHARGE, la variabilité entre les individus est légèrement moins marquée. Le test de Friedman met en évidence des différences significatives entre les conditions pour tous les muscles. Les plages les plus larges apparaissent pour le muscle LLD de 53% à 95% des percentiles, le muscle LRA de 20% à 100% des percentiles, le muscle RRA de 6% à 100% des percentiles, le muscle LOE de 11% à 43% des percentiles et le muscle ROE de 11% à 94% des percentiles.

Les p-values du test post hoc de Wilcoxon sont représentées pour chaque mouvement et pour chaque percentile dans la figure suivante (Figure 44).

PORT DE CHARGE LIBRE



PORT DE CHARGE SQUAT



TRANSFERT DE CHARGE

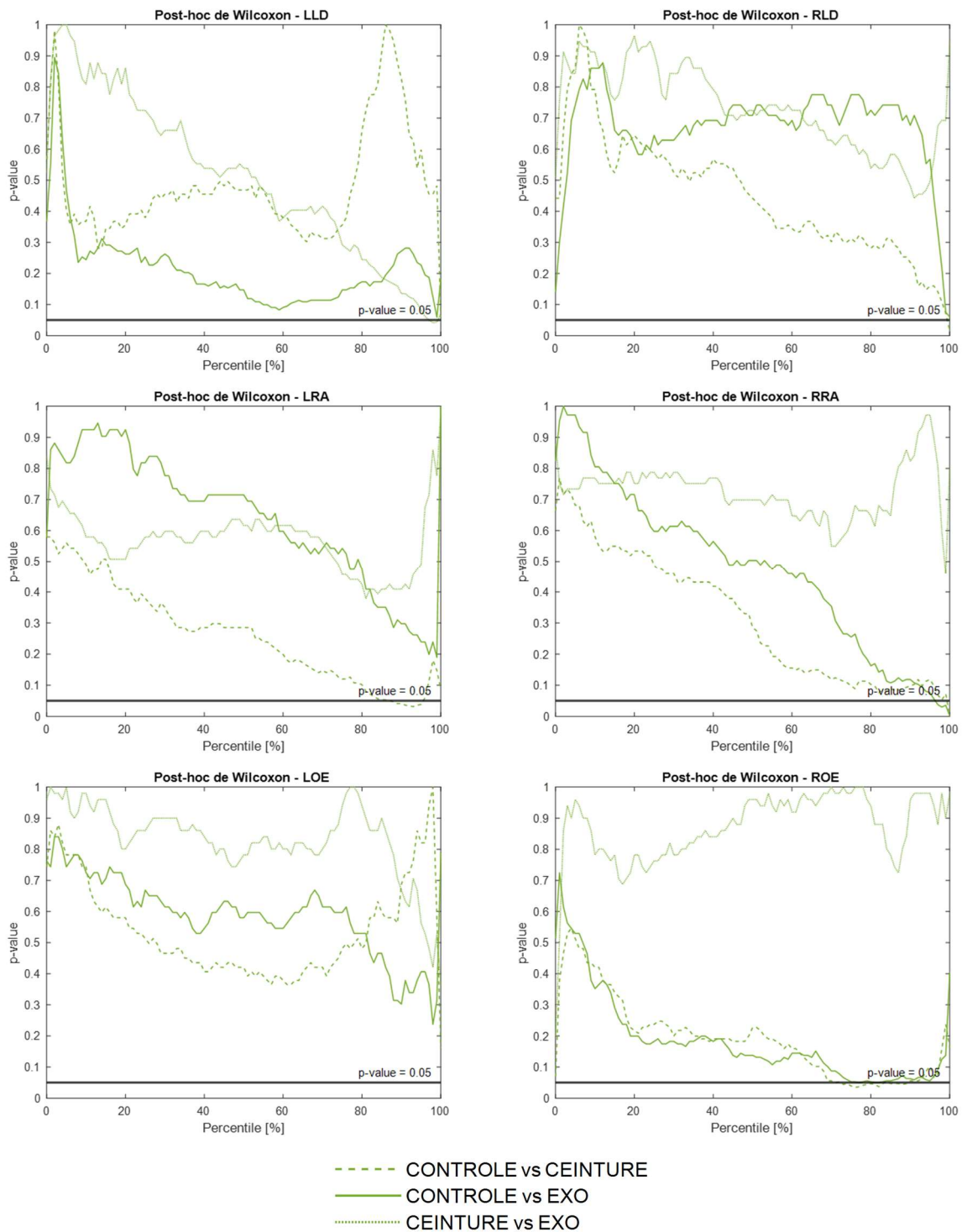


Figure 44. Représentation des p-values du test post-hoc de Wilcoxon en fonction du pourcentage de percentile. La courbe en tirets correspond au test de Wilcoxon sur l'ensemble {CONTROLE, CEINTURE}. La courbe pleine correspond au test de Wilcoxon sur l'ensemble {CONTROLE, EXO}. La courbe en pointillés correspond au test de Wilcoxon sur l'ensemble {CEINTURE, EXO}. La ligne noire horizontale correspond à la valeur p-value = 0,05. C'est en dessous de cette valeur que l'hypothèse nulle est rejetée et qu'il est convenu qu'il existe alors une différence significative entre les deux conditions de l'ensemble concerné.

Les valeurs du test de Wilcoxon ne permettent pas de valider les différences significatives calculées par le test de Friedman, sauf pour les muscles LRA, RRA et ROE sur une plage très faible lors du TRANSFERT DE CHARGE (Tableau 21).

Tableau 21. Pourcentages de percentiles pour lesquels le test post-hoc de Wilcoxon indique des différences significatives entre les conditions lors du mouvement TRANSFERT DE CHARGE.

Percentiles sur lesquels $p\text{-value}_{\text{Wilcoxon}} \leq 0,05$ – TRANSFERT DE CHARGE						
	LLD	RLD	LRA	RRA	LOE	ROE
CONTROLE vs CEINTURE			[85% - 96%]			[73% - 89%]
CONTROLE vs EXO			[96% - 100%]		[81% - 82%]	
CEINTURE vs EXO						

10.3. Discussion

L'objectif de cette étude est de quantifier objectivement l'impact biomécanique d'un exosquelette lombaire actif par le biais de la cinématique et de l'activité musculaire. Pour ce faire, l'exosquelette a été divisé en une partie passive (ceinture textile) et une partie active (exosquelette complet avec SEA). La session de mobilité montre que tant la partie passive de l'exosquelette que l'exosquelette actif réduisent le temps passé dans les zones à risque pour le dos. Cependant, la ceinture passive tend à réduire l'amplitude des mouvements, alors que l'exosquelette actif permet une plus grande amplitude de mouvement. En outre, la session de simulation de manutention confirme ces résultats pour les mouvements de flexion avant et de flexion latérale principalement. Les deux dispositifs semblent transparents sur l'activité musculaire.

Contrairement à la condition CEINTURE, l'exosquelette actif testé par la condition EXO maintient une bonne mobilité du tronc tout en diminuant les amplitudes maximales par rapport à la condition CONTROLE. De tels résultats ont déjà été observés pour les ceintures lombaires (Shahvarpour et al. 2018) et les exosquelettes (Koopman et al. 2020). Les ceintures lombaires courantes ont été conçues pour accroître le maintien et la stabilité du dos, évitant ainsi une hyper sollicitation des muscles lombaires ce qui entraîne une réduction de l'amplitude des mouvements du dos et de la région lombaire (Shahvarpour et al. 2018). L'exosquelette actuel est composé d'une partie passive (ceinture textile) et d'une partie active (exosquelette complet avec SEA). Cette étude montre que la partie active de l'exosquelette, testée lors

de la condition EXO, augmente l'amplitude de mouvement tout en empêchant la possibilité d'atteindre les angles extrêmes pour le dos. Dans les tâches de manutention, le temps passé dans les angles extrêmes augmentent le risque de développer des troubles musculosquelettiques (Vignais et al. 2013). Lors de la réalisation du TRANSFERT DE CHARGE, qui est une tâche complexe, le tronc se déplace dans les trois plans anatomiques sans atteindre d'amplitudes importantes par conséquent, aucune modification du temps passé dans les zones d'amplitude de mouvement de RULA n'est observée. L'exosquelette semble donc ne pas modifier la cinématique du mouvement. Ces résultats contribuent à la transparence cinématique de la conception des exosquelettes (Hansen et al. 2018) et à l'acceptation des exosquelettes dans les activités quotidiennes (Moulart et al. 2022).

Les résultats sur l'activité musculaire montrent que les valeurs RMS de l'EMG restent du même ordre de grandeur quelles que soient les conditions (CONTROLE, CEINTURE et EXO). L'analyse des distributions cumulatives, permettant une analyse plus fine, met en évidence une grande disparité des valeurs selon les sujets. Cependant, quel que soit le mouvement réalisé, le muscle observé et la condition de réalisation du test, la grande majorité du signal est très faible par rapport au MCC. En effet, plus de 80% du signal est inférieur à 50% MCC sur toutes les figures (Figure 41, Figure 42 et Figure 43). Ces observations suggèrent que l'exosquelette n'interfère pas avec l'activité musculaire des opérateurs. L'effet des exosquelettes sur la réduction de l'activité musculaire est encore controversé. Certaines études ont montré une diminution de l'activité musculaire dans la zone du corps soutenue par l'exosquelette (Abdoli-E et al. 2006), tandis que d'autres mettent en évidence des changements mineurs (Bär et al. 2022). La pertinence clinique de la réduction de l'activité musculaire par rapport à la prévention des maladies musculosquelettiques reste une question ouverte (Bär et al. 2022). De plus, l'activité musculaire est liée à la difficulté de la tâche (Luger et al. 2023). Dans le cadre de cette étude, la charge à manipuler est de 5 kg, ce qui nécessite un effort léger dans une situation à faible risque (Ferguson et al. 2005). En comparaison, dans l'étude de Luger (Luger et al. 2023), où la charge à manipuler est de 9,6 kg, ce qui est considéré comme une situation à risque moyen (Ferguson et al. 2005), l'exosquelette a entraîné une réduction de 10,5 % de l'activité des muscles du dos. Dans notre cas, nous avons observé une légère réduction de l'activité musculaire. Cependant, cette réduction n'est pas statistiquement significative, probablement en raison de la grande variabilité inter-sujets qui dépasse l'étendue de la réduction

observée. Il se peut que cette variabilité provienne de la « non-normalisation » de la charge portée par rapport aux capacités physiques de chaque sujet.

Ce travail présente certaines limites. La plupart des études biomécaniques sur les exosquelettes ont été menées sur des exosquelettes passifs (en raison de leur grande prévalence dans les milieux industriels) plutôt que sur des exosquelettes actifs (Koopman et al. 2020) (Goršič et al. 2021). Par conséquent, une comparaison directe avec les résultats des études sur les exosquelettes passifs est limitée. De plus, l'étude présentée est menée dans un environnement de laboratoire, il serait pertinent de mener une étude dans des conditions de travail réelles pour analyser les données cinématiques et musculaires sur une période plus longue (par exemple, une journée) et sous des contraintes de productivité qui peuvent nécessiter des mouvements plus rapides. Qui plus est, la capture de mouvement par caméra optoélectronique avec utilisation de marqueurs, qui est le gold-standard de l'analyse du mouvement humain, présente des limites d'acquisition de données et restreint l'éventail des manœuvres de manipulation. En effet, il est nécessaire de rester dans le champ visible par les caméras et de faire attention à ne pas cacher des marqueurs sur de trop longues périodes. Cela contraint donc les types de mouvements réalisables. Enfin, seuls des sujets jeunes et asymptomatiques ont participé à cette étude, et il semble que les avantages des exosquelettes soient plus visibles chez les personnes symptomatiques (Moulart et al. 2022). Il serait pertinent de calculer par dynamique inverse les contraintes mécaniques supportées par la zone lombaire (muscles, ligaments et disques intervertébraux) et de comparer ces résultats aux zones à risques définies par les critères ergonomiques. Il est légitime de se demander si ces critères ergonomiques sont adaptables à tous les morphotypes.

Conclusion

Cette étude met en évidence la contribution de la composante active de l'exosquelette, qui permet au tronc de retrouver son amplitude de mouvement tout en réduisant le temps passé dans des zones considérées comme dangereuses pour le dos selon les évaluations ergonomiques, telles que la méthode RULA. Dans la situation étudiée, c'est-à-dire lors d'un effort léger (charge de 5kg), l'exosquelette n'impacte pas l'activité musculaire de la région abdomino-lombaire. Compte-tenu de cette observation, il est possible de supposer que le port de l'exosquelette ne provoquera donc pas d'atrophie musculaire ou de surmenage dans cette zone. Afin de confirmer cette hypothèse, une étude menée dans des conditions de travail réelles sur une plus longue période permettrait de renforcer ces résultats et de mieux appréhender la productivité des opérateurs utilisant l'exosquelette.

Ce travail fait l'objet d'une publication scientifique en cours de révision dans *Applied Ergonomics* : " Evaluation of the biomechanical impact of an active lumbar exoskeleton during a handling simulation".

Sixième partie

Synthèse générale, conclusions et perspectives

La lombalgie est un problème de santé publique majeur dans de nombreux pays industrialisés, entraînant des répercussions individuelles mais aussi collectives avec des coûts importants pour les systèmes de santé comme pour les entreprises (Assurance Maladie 2017). Dans la plupart des cas, la lombalgie disparaît au bout de quelques semaines. Pour les lombalgies récidivantes ou chroniques, il est souvent envisagé une prise en charge pluridisciplinaire, mélangeant kinésithérapeute, rhumatologue, spécialiste de médecine physique et de réadaptation, médecin du travail et dans les cas les plus graves, chirurgien et algologue. Malgré tout, quelle que soit la cause des symptômes, l'activité physique régulière apparaît comme le principal traitement pour une évolution favorable (HAS 2015). En effet, les patients lombalgiques chroniques sont reconnus pour être déconditionnés à l'effort et avoir un déficit des muscles fléchisseurs et extenseurs du rachis. Il est très important de casser le cercle vicieux de la lombalgie : les mouvements douloureux entraînent la peur de se faire mal en bougeant (kinésiophobie), elle-même entraînant une inactivité physique, conduisant à des faiblesses et raideurs musculaire, amenant de nouveau aux mouvements douloureux, etc. (Poiraudeau et al. 2004). Les facteurs psychologiques sont eux aussi capitaux, et doivent être considérés le plus tôt possible dans la prise en charge des patients, d'où l'intérêt de convier le médecin du travail à celle-ci. Effectivement, dès les premiers arrêts de travail, le patient peut avoir un sentiment d'isolement social face à son handicap invisible, ce qui aura un effet néfaste sur sa santé (HAS 2019).

Afin de limiter les troubles musculosquelettiques lombaires liés au travail et de maintenir les patients lombalgiques à leur emploi, les exosquelettes apparaissent comme des alternatives à la médication ou à la mise au repos en permettant une sollicitation dans un environnement biomécanique plus adapté. Cependant, nombre d'entre eux ne sont soumis à aucune norme spécifique ce qui pose question sur leur légitimité. Toutefois, ces dernières années, beaucoup d'études biomécaniques ont été publiées, permettant d'apporter un premier regard sur l'utilisation de telles solutions. Malgré les travaux de l'INRS et de l'AFNOR sur l'évaluation de ce type de dispositif, il n'existe actuellement pas de protocole permettant une évaluation exhaustive de ces solutions toutes différentes. Cette thèse s'intéresse à l'évaluation de l'impact d'un exosquelette de traction lombaire ambulatoire sous différents angles.

Pour cela, une première étude a été réalisée sur le soulagement de la douleur de personnes lombalgiques en situation de travail réelle. Les résultats mettent en évidence un soulagement important chez les sujets ayant des pathologies lombaires mécaniques. En effet, chez ces patients, la douleur est en général dû à la compression d'un nerf ou à l'usure d'un disque intervertébral. Le système de traction lombaire permet de diminuer la pression dans ces disques (Zaïri et al. 2021) et de soulager instantanément les patients. Le port de l'exosquelette chez les sujets non spécifiques (pas de pathologie visible par imagerie médicale) a un intérêt moins marqué puisque les tests statistiques ne permettent pas de juger d'une différence significative de la douleur avec et sans l'exosquelette. En effet, cette douleur peut alors être dû à un manque d'activité physique (sédentarité), surpoids, anxiété, etc. Dans ce cas, l'impact mécanique de l'exosquelette (effet de traction) ne pourra intervenir sur la cause de la lombalgie.

La seconde étude s'est intéressée à l'influence de l'exosquelette de traction ambulatoire sur l'endurance musculaire des extenseurs du rachis ainsi que sur le couple maximal développé par les fléchisseurs et les extenseurs du rachis, lors de tests cliniques classiques (test de Sorensen et mesure du couple maximal développé sur dynamomètre isocinétique). Malheureusement, en raison de la survenue de la crise sanitaire du COVID-19, cette partie de la thèse n'a pas pu inclure un nombre suffisant de sujets lombalgiques. Les hôpitaux ont dû réorienter leurs activités pour se concentrer sur les soins des patients atteints par le coronavirus, ce qui a limité la disponibilité de sujets lombalgiques pour cette étude. Par conséquent, les résultats obtenus à partir de ces sujets sont difficilement exploitables. Cependant, la tendance qui s'en dégage est plutôt positive puisque l'endurance musculaire ainsi que le couple maximal développé semblent meilleurs avec l'exosquelette chez les sujets lombalgiques. Il est possible que l'exosquelette permette aux personnes ayant une lombalgie mécanique de mieux solliciter leur force de manière volontaire en atténuant leur douleur. Concernant les personnes saines, le port de l'exosquelette est transparent, n'augmentant ni leur endurance, ni leur couple maximal de manière significative. Ces résultats permettent d'émettre l'hypothèse qu'il ne peut y avoir une atrophie musculaire liée au port de ce dispositif, et que la force n'en est pas pour autant démultipliée.

Enfin la dernière étude évalue l'impact de l'exosquelette sur les capacités musculosquelettiques de personnes saines lors d'une simulation de tâches de

manutention. Il a été montré que le port du dispositif réduit le temps passé dans les plages angulaires considérées dangereuses pour le dos (selon la méthode RULA). Aucune modification de l'activité musculaire n'est rapportée sur la ceinture abdomino-lombaire. Ce résultat est cohérent avec les mesures EMG de l'étude précédente sur sujets sains et corrobore l'hypothèse de non-atrophie des muscles de cette région. Le surmenage de ces muscles lié au port de l'exosquelette semble lui aussi exclu.

Ce travail permet d'envisager plusieurs cas d'application de cet exosquelette actif. Son potentiel effet antalgique en fait un outil pertinent pour la réinsertion professionnel et le maintien à l'emploi. Souvent livrés à eux-mêmes après un séjour en centre de rééducation, les patients pourraient utiliser ce dispositif permettant une transition en douceur vers une reprise d'activité quotidienne. Par ailleurs, une utilisation dans le cadre d'un renforcement musculaire chez le kinésithérapeute n'est pas à exclure. En effet, il existe plusieurs outils de renforcement des muscles du tronc en mouvement de flexion extension, mais peu font travailler les muscles dans des mouvements de latéroflexion et rotation. En créant un mode de résistance des actionneurs, il pourrait être envisageable de faire travailler les patients dans les trois plans anatomiques du tronc. Il serait intéressant de réaliser une nouvelle étude sur ce sujet pour juger de la pertinence de cet outil dans le milieu de la rééducation fonctionnelle. Enfin, les données de cinématique et d'activité musculaire permettent d'envisager un intérêt de cet exosquelette pour la prévention des lombalgies sur des opérateurs soumis à d'importantes sollicitations lombaires. Les mesures biomécaniques instantanées (lors du port de l'exosquelette) sont encourageantes, et un suivi long terme en situation écologique avec des outils adaptés (mesure à distance, capteurs faciles à installer, légers, etc.) ainsi qu'un suivi du taux d'arrêts de travail liés à la lombalgie serait une suite logique pour valider ou non cet exosquelette en prévention.

Enfin, d'un point de vue du ressenti plus personnel, ce travail m'a convaincu de l'utilité des partenariats public-privé. Tout d'abord, une telle collaboration permet de bénéficier des ressources et des expertises complémentaires des acteurs des secteurs public et privé. Les organismes publics, tels que les universités et les centres de recherche offrent un environnement propice à la recherche académique et à l'accès aux connaissances scientifiques les plus récentes. D'autre part, les entreprises privées apportent leur expérience pratique, leurs ressources technologiques et leur perspective

industrielle, ce qui permet de développer des projets de recherche pertinents et directement applicables.

Contributions scientifiques

Congrès nationaux

Mélissa Moulart, M Acien, Nicolas Olivier, Frédéric Marin. Preliminary study of angular velocity vs. angular position phase diagram of the thoraco-pelvis joint with ambulatory lumbar traction exoskeleton. 47th congress of the Society of Biomechanics, Oct 2022, Monastir, Tunisia. pp.S1 - S307, <10.1080/10255842.2022.2116885>. <hal-03887165>

Publications scientifiques

Moulart M, Olivier N, Giovanelli Y, Marin F. Subjective assessment of a lumbar exoskeleton's impact on lower back pain in a real work situation. *Heliyon*. 2022 Nov 9;8(11):e11420. doi: 10.1016/j.heliyon.2022.e11420. PMID: 36425419; PMCID: PMC9678677.

Moulart M, Acien M, Leonard A, Loir M, Zaïri F, Olivier N, Marin F. Evaluation of the biomechanical impact of an active lumbar exoskeleton during a handling simulation. *Applied Ergonomics*, 2023 – **En cours de révision**.

Encadrement d'étudiants

Pendant la réalisation de ce projet de thèse, j'ai eu l'occasion d'encadrer deux étudiants. Tout d'abord, Audrey Léonard qui a réalisé son alternance sous ma supervision d'octobre 2020 à septembre 2021, dans le cadre de son master en ingénierie biomécanique réalisé à l'Université de Poitiers. Audrey a été d'une grande aide sur la partie protocolaire de l'investigation biomécanique (cinquième partie). J'ai ensuite été rejoint par Maxime Acien de février 2022 à août 2022 dans le cadre de son master en ingénierie, sciences du mouvement humain réalisé à l'Université Paris-Saclay. Maxime a été d'une grande aide sur la partie expérimentale de l'investigation biomécanique (cinquième partie).

Reportages

Ce travail a attiré l'attention d'une journaliste venue dans les locaux de la société Japet pour présenter le produit Japet.W. Ainsi j'ai réalisé une courte interview diffusée au journal de 20h de TF1 le 29 mars 2023, expliquant, notamment l'évaluation de l'impact des exosquelettes sur le corps humain.

ANNEXE I

Carnet Individuel d'Évaluation De l'Exosquelette JAPET.W

Réalisé en collaboration avec le Dr. A. Laffitte, Médecin du travail, Naval Group

Cherbourg

et Y. Giovanelli, ergonome, SNCF.

N° UTILISATEUR :

Taille d'exosquelette :

Japet.

270 rue Salvador Allende
Bâtiment C
59120 LOOS
FRANCE

Objectif de l'étude

Cette étude vise à évaluer l'impact de l'exosquelette JAPET.W sur votre douleur lombaire. Pour cela, vous devrez remplir ce carnet pendant 3 semaines.

Carnet de suivi

Ce carnet est composé de 5 parties :

- Fiche utilisateur – informations sur l'utilisateur et sur son poste de travail.
- Evaluation de la douleur sans exosquelette – première semaine de test.
- Evaluation de la douleur avec exosquelette – deuxième semaine de test.
- Ressenti global de l'exosquelette – questionnaire suite au port de l'exosquelette.
- Evaluation de la douleur sans exosquelette – troisième semaine de test.

1. FICHE UTILISATEUR

Utilisateur

N° Utilisateur	
Genre <input type="checkbox"/> Femme <input type="checkbox"/> Homme	Âge
Poids	Taille
Entreprise	Secteur d'activité
Métier	Votre horaire est-il ? <input type="checkbox"/> Complet <input type="checkbox"/> Partiel
	Rythme de travail ? <input type="checkbox"/> 2x8 <input type="checkbox"/> 3x8 <input type="checkbox"/> Classique
Douleur lombaire <input type="checkbox"/> Pas d'antécédent <input type="checkbox"/> Antécédents de douleur <input type="checkbox"/> Douleur chronique	
Pathologie <input type="checkbox"/> Oui, laquelle : <input type="checkbox"/> Non	
Restrictions médicales ? <input type="checkbox"/> Oui, laquelle : <input type="checkbox"/> Non	
Activités en dehors du travail	

Poste de travail

Tâche #1 description :	Ports de charges : <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non Poids unitaire des produits portés : minimum : àmaximum Estimation du poids total cumulé porté à la journée : minimum : àmaximum <table style="width: 100%; text-align: center;"> <tr> <td>Mouvements</td> <td>répétitifs (MR)</td> <td>/</td> <td>Postures</td> <td>contraignantes</td> <td>(PC)</td> </tr> <tr> <td colspan="6"> <div style="display: flex; justify-content: space-between; font-size: small;"> Dos droit Flexion du tronc (vers l'avant) Flexion latérale (sur le côté) Torsion Travail à bout de bras Extension (vers l'arrière) Posture accroupie ou agenouillée </div> <div style="display: flex; justify-content: space-around; align-items: center;"> </div> </td> </tr> <tr> <td>MR</td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> <tr> <td>PC</td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> </table>	Mouvements	répétitifs (MR)	/	Postures	contraignantes	(PC)	<div style="display: flex; justify-content: space-between; font-size: small;"> Dos droit Flexion du tronc (vers l'avant) Flexion latérale (sur le côté) Torsion Travail à bout de bras Extension (vers l'arrière) Posture accroupie ou agenouillée </div> <div style="display: flex; justify-content: space-around; align-items: center;"> </div>						MR	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	PC	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Mouvements	répétitifs (MR)	/	Postures	contraignantes	(PC)																				
<div style="display: flex; justify-content: space-between; font-size: small;"> Dos droit Flexion du tronc (vers l'avant) Flexion latérale (sur le côté) Torsion Travail à bout de bras Extension (vers l'arrière) Posture accroupie ou agenouillée </div> <div style="display: flex; justify-content: space-around; align-items: center;"> </div>																									
MR	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																				
PC	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																				
	Notation de fatigabilité globale du poste de travail pour le dos: <input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3 <input type="checkbox"/> 4 <input type="checkbox"/> 5 <input type="checkbox"/> 6 <input type="checkbox"/> 7 <input type="checkbox"/> 8 <input type="checkbox"/> 9 <input type="checkbox"/> 10																								

Tâche #2 description :	Ports de charges : <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non Poids unitaire des produits portés : minimum : àmaximum Estimation du poids total cumulé porté à la journée : minimum : àmaximum <table style="width: 100%; text-align: center;"> <tr> <td>Mouvements</td> <td>répétitifs (MR)</td> <td>/</td> <td>Postures</td> <td>contraignantes</td> <td>(PC)</td> </tr> <tr> <td colspan="6"> <div style="display: flex; justify-content: space-between; font-size: small;"> Dos droit Flexion du tronc (vers l'avant) Flexion latérale (sur le côté) Torsion Travail à bout de bras Extension (vers l'arrière) Posture accroupie ou agenouillée </div> <div style="display: flex; justify-content: space-around; align-items: center;"> </div> </td> </tr> <tr> <td>MR</td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> <tr> <td>PC</td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> <td><input type="checkbox"/></td> </tr> </table>	Mouvements	répétitifs (MR)	/	Postures	contraignantes	(PC)	<div style="display: flex; justify-content: space-between; font-size: small;"> Dos droit Flexion du tronc (vers l'avant) Flexion latérale (sur le côté) Torsion Travail à bout de bras Extension (vers l'arrière) Posture accroupie ou agenouillée </div> <div style="display: flex; justify-content: space-around; align-items: center;"> </div>						MR	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	PC	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Mouvements	répétitifs (MR)	/	Postures	contraignantes	(PC)																				
<div style="display: flex; justify-content: space-between; font-size: small;"> Dos droit Flexion du tronc (vers l'avant) Flexion latérale (sur le côté) Torsion Travail à bout de bras Extension (vers l'arrière) Posture accroupie ou agenouillée </div> <div style="display: flex; justify-content: space-around; align-items: center;"> </div>																									
MR	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																				
PC	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																				
	Notation de fatigabilité globale du poste de travail pour le dos: <input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3 <input type="checkbox"/> 4 <input type="checkbox"/> 5 <input type="checkbox"/> 6 <input type="checkbox"/> 7 <input type="checkbox"/> 8 <input type="checkbox"/> 9 <input type="checkbox"/> 10																								

Tâche #3
description :

.....
.....
.....
.....
.....

Ports de charges : Oui Non
 Poids unitaire des produits portés : minimum :àmaximum
 Estimation du poids total cumulé porté à la journée : minimum : à.....maximum

Mouvements	répétitifs (MR)			/	Postures			contraignantes (PC)		
	Dos droit	Flexion du tronc (vers l'avant)			Flexion latérale (sur le côté)	Torsion	Travail à bout de bras	Extension (vers l'arrière)	Posture accroupie ou agenouillée	
MR	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
PC	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Notation de fatigabilité globale du poste de travail pour le dos:
 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Tâche #4
description :

.....
.....
.....
.....
.....

Ports de charges : Oui Non
 Poids unitaire des produits portés : minimum :àmaximum
 Estimation du poids total cumulé porté à la journée : minimum : à.....maximum

Mouvements	répétitifs (MR)			/	Postures			contraignantes (PC)		
	Dos droit	Flexion du tronc (vers l'avant)			Flexion latérale (sur le côté)	Torsion	Travail à bout de bras	Extension (vers l'arrière)	Posture accroupie ou agenouillée	
MR	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
PC	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Notation de fatigabilité globale du poste de travail pour le dos:
 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Tâche #5
description :

.....
.....
.....
.....
.....


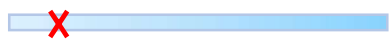
Ports de charges : Oui Non
 Poids unitaire des produits portés : minimum :àmaximum
 Estimation du poids total cumulé porté à la journée : minimum : à.....maximum

Mouvements	répétitifs (MR)			/	Postures			contraignantes (PC)		
	Dos droit	Flexion du tronc (vers l'avant)			Flexion latérale (sur le côté)	Torsion	Travail à bout de bras	Extension (vers l'arrière)	Posture accroupie ou agenouillée	
MR	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
PC	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>



Notation de fatigabilité globale du poste de travail pour le dos:
 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

2. EVALUATION DE LA DOULEUR sans exosquelette



Jour 0 – EXEMPLE

Douleur lombaire avant le travail <div style="display: flex; justify-content: space-between; align-items: center; margin-top: 10px;"> Aucune douleur  Douleur intense </div>	Douleur lombaire après le travail <div style="display: flex; justify-content: space-between; align-items: center; margin-top: 10px;"> Aucune douleur  Douleur intense </div>
Tâches de la journée : Travail sur établi (tâche n°2) Port de charge (tâche n°5)	Commentaires : Douleurs lombaires lors du port de charge



Jour 1 (sans exosquelette)

Douleur lombaire avant le travail <div style="display: flex; justify-content: space-between; align-items: center; margin-top: 10px;"> Aucune douleur  Douleur intense </div>	Douleur lombaire après le travail <div style="display: flex; justify-content: space-between; align-items: center; margin-top: 10px;"> Aucune douleur  Douleur intense </div>
Tâches de la journée :	Commentaires :

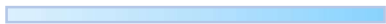

Jour 2 (sans exosquelette)

Douleur lombaire avant le travail <div style="display: flex; justify-content: space-between; align-items: center; margin-top: 10px;"> Aucune douleur  Douleur intense </div>	Douleur lombaire après le travail <div style="display: flex; justify-content: space-between; align-items: center; margin-top: 10px;"> Aucune douleur  Douleur intense </div>
Tâches de la journée :	Commentaires :

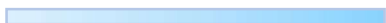

Jour 3 (sans exosquelette)

Douleur lombaire avant le travail <div style="display: flex; justify-content: space-between; align-items: center; margin-top: 10px;"> Aucune douleur  Douleur intense </div>	Douleur lombaire après le travail <div style="display: flex; justify-content: space-between; align-items: center; margin-top: 10px;"> Aucune douleur  Douleur intense </div>
Tâches de la journée :	Commentaires :

Jour 4 (sans exosquelette)



<p>Douleur lombaire avant le travail</p> <p>Aucune douleur  Douleur intense</p>	<p>Douleur lombaire après le travail</p> <p>Aucune douleur  Douleur intense</p>
<p>Tâches de la journée :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>	<p>Commentaires :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>

Jour 5 (sans exosquelette)



<p>Douleur lombaire avant le travail</p> <p>Aucune douleur  Douleur intense</p>	<p>Douleur lombaire après le travail</p> <p>Aucune douleur  Douleur intense</p>
<p>Tâches de la journée :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>	<p>Commentaires :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>

3. EVALUATION DE LA DOULEUR avec exosquelette



Jour 6 (avec exosquelette)

<p>Douleur lombaire avant le travail</p> <p>Aucune douleur  Douleur intense</p>	<p>Douleur lombaire après le travail</p> <p>Aucune douleur  Douleur intense</p>
<p>Tâches de la journée :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>	<p>Commentaires :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>



Jour 7 (avec exosquelette)

<p>Douleur lombaire avant le travail</p> <p>Aucune douleur  Douleur intense</p>	<p>Douleur lombaire après le travail</p> <p>Aucune douleur  Douleur intense</p>
<p>Tâches de la journée :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>	<p>Commentaires :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>



Jour 8 (avec exosquelette)

<p>Douleur lombaire avant le travail</p> <p>Aucune douleur  Douleur intense</p>	<p>Douleur lombaire après le travail</p> <p>Aucune douleur  Douleur intense</p>
<p>Tâches de la journée :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>	<p>Commentaires :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>

Jour 9 (avec exosquelette)

<p>Douleur lombaire avant le travail</p> <p>Aucune douleur  Douleur intense</p>	<p>Douleur lombaire après le travail</p> <p>Aucune douleur  Douleur intense</p>
<p>Tâches de la journée :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>	<p>Commentaires :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>

Jour 10 (avec exosquelette)

<p>Douleur lombaire avant le travail</p> <p>Aucune douleur  Douleur intense</p>	<p>Douleur lombaire après le travail</p> <p>Aucune douleur  Douleur intense</p>
<p>Tâches de la journée :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>	<p>Commentaires :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>

4. RESENTI GLOBAL DE L'EXOSQUELETTE

⇒ L'exosquelette est-il utile ?

Questions	Oui	Plutôt oui	Plutôt non	Non
Le dispositif maintient-il le dos dans une bonne posture ?				
L'exosquelette m'évite-t-il de prendre des postures à risques ?				
L'exosquelette réduit-il la fatigue / les douleurs lombaires ?				

⇒ L'exosquelette s'adapte-il à votre environnement de travail ?

Questions	Oui	Plutôt oui	Plutôt non	Non
Le dispositif est adapté à mon environnement de travail ?				
Tous les mouvements sont réalisables avec le dispositif ?				
Je réalise les mouvements rapidement avec le dispositif ?				
Je me sens bloqué(e) par le dispositif ?				
Je suis accompagné(e) par le dispositif dans les mouvements ?				
Mes outils/EPI sont facilement utilisables avec le dispositif ?				
Le dispositif est-il facile à stocker ?				
Le dispositif est-il facile à transporter ?				

⇒ Comment percevez-vous l'exosquelette ?

Questions	Oui	Plutôt oui	Plutôt non	Non
Le dispositif est facile à installer / désinstaller ?				
Le dispositif est facile à régler / serrer / ajuster ?				
Le dispositif est léger ?				
Le dispositif est-il encombrant ?				
Le dispositif est-il confortable ?				
Le dispositif est-il hygiénique ?				
La chaleur vous pose-t-elle problème ?				
Le dispositif est suffisamment discret ?				
Je me sens autonome à l'utilisation du dispositif ?				
Je suis à l'aise par rapport au regard des autres ?				

⇒ Etes-vous satisfait par l'exosquelette ? (0 = très insatisfait / 10 = très satisfait)

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Autres commentaires (nombre de dysfonctionnement du dispositif, type de défaillances) :

.....

.....

.....

.....

.....

5. EVALUATION DE LA DOULEUR sans exosquelette

Jour 11 (sans exosquelette)

<p>Douleur lombaire avant le travail</p> <p style="text-align: center;"> <i>Aucune douleur</i> <i>Douleur intense</i> </p>	<p>Douleur lombaire après le travail</p> <p style="text-align: center;"> <i>Aucune douleur</i> <i>Douleur intense</i> </p>
<p>Tâches de la journée :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>	<p>Commentaires :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>

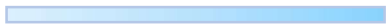

Jour 12 (sans exosquelette)

<p>Douleur lombaire avant le travail</p> <p style="text-align: center;"> <i>Aucune douleur</i> <i>Douleur intense</i> </p>	<p>Douleur lombaire après le travail</p> <p style="text-align: center;"> <i>Aucune douleur</i> <i>Douleur intense</i> </p>
<p>Tâches de la journée :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>	<p>Commentaires :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>

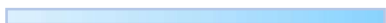

Jour 13 (sans exosquelette)

<p>Douleur lombaire avant le travail</p> <p style="text-align: center;"> <i>Aucune douleur</i> <i>Douleur intense</i> </p>	<p>Douleur lombaire après le travail</p> <p style="text-align: center;"> <i>Aucune douleur</i> <i>Douleur intense</i> </p>
<p>Tâches de la journée :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>	<p>Commentaires :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>

Jour 14 (sans exosquelette)

<p>Douleur lombaire avant le travail</p> <p>Aucune douleur  Douleur intense</p>	<p>Douleur lombaire après le travail</p> <p>Aucune douleur  Douleur intense</p>
<p>Tâches de la journée :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>	<p>Commentaires :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>

Jour 15 (sans exosquelette)

<p>Douleur lombaire avant le travail</p> <p>Aucune douleur  Douleur intense</p>	<p>Douleur lombaire après le travail</p> <p>Aucune douleur  Douleur intense</p>
<p>Tâches de la journée :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>	<p>Commentaires :</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p> <p>.....</p>

Références

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

AFNOR. 2018. AC Z68-800 : Dispositifs d'assistance physique à contention de ttype exosquelettes robotisés ou non. [place unknown].

Agency for Healthcare and Human Services. 2016. Noninvasive treatments for low back pain.

Allegri M, Montella S, Salici F, Valente A, Marchesini M, Compagnone C, Baciarello M, Manfredini ME, Fanelli G. 2016. Mechanisms of low back pain: a guide for diagnosis and therapy. *F1000Research.* 5:1530. <https://doi.org/10.12688/f1000research.8105.2>

Alvarez D, Rockwell P. 2002. Trigger points: diagnosis and management. *Am Fam Physician.* 15;65(4):653-60.

AMELI. 2020a. Lutter contre le mal de dos, une priorité pour les entreprises [Internet]. <https://www.ameli.fr/entreprise/sante-travail/risques/mal-dos/en-entreprise>

AMELI. 2020b. Le mal de dos dans les secteurs les plus touchés [Internet]. <https://www.ameli.fr/lille-douai/entreprise/sante-travail/risques/mal-dos/secteurs#:~:text=Cinq%20secteurs%20sont%20particuli%C3%A8rement%20touch%C3%A9s,des%20d%C3%A9chets%20et%20le%20ob%C3%A2timent.>

AMELI. 2021. Des formations pour réduire les TMS dans votre secteur d'activité [Internet]. <https://www.ameli.fr/lille-douai/entreprise/sante-travail/risques/troubles-musculosquelettiques-tms/formations-reduction-tms>

AMELI. 2022. Lombalgie aiguë. Act Appli Pour Prévenir Votre Mal Dos [Internet]. <https://www.ameli.fr/lille-douai/assure/sante/themes/lombalgie-aigue/application-activ-dos>

Andersson GB. 1999. Epidemiological features of chronic low-back pain. *The Lancet.* 354(9178):581–585. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(99\)01312-4](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(99)01312-4)

Assurance Maladie. 2017. Les lombalgies liées au travail : quelles réponses apporter à un enjeu social économique et de santé publique ? [Internet]. [place unknown].

https://assurance-maladie.ameli.fr/sites/default/files/2017-01_lombalgies-travail_enjeux-et-actions_assurance-maladie.pdf

Assurance Maladie. 2019. Améliorer la qualité du système de santé et maîtriser les dépenses [Internet]. <https://assurance-maladie.ameli.fr/sites/default/files/rapport-charges-et-produits-2019-web.pdf>

Assurance Maladie. 2020. Assurance Maladie [Internet]. <https://www.ameli.fr/entreprise/sante-travail/risques/troubles-musculosquelettiques-tms/tms-definition-impact>

Balthazard P, De Goumoens P, Rivier G, Demeulenaere P, Ballabeni P, Dériaz O. 2012. Manual therapy followed by specific active exercises versus a placebo followed by specific active exercises on the improvement of functional disability in patients with chronic non specific low back pain: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord.* 13(1):162. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-13-162>

Bär M, Luger T, Seibt R, Rieger MA, Steinhilber B. 2022. Using a Passive Back Exoskeleton During a Simulated Sorting Task: Influence on Muscle Activity, Posture, and Heart Rate. *Hum Factors J Hum Factors Ergon Soc.*:001872082110731. <https://doi.org/10.1177/00187208211073192>

Baron R, Binder A, Attal N, Casale R, Dickenson AH, Treede R. 2016. Neuropathic low back pain in clinical practice. *Eur J Pain.* 20(6):861–873. <https://doi.org/10.1002/ejp.838>

Barrey CY, Le Huec J-C. 2019. Chronic low back pain: Relevance of a new classification based on the injury pattern. *Orthop Traumatol Surg Res.* 105(2):339–346. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2018.11.021>

Becker S, Schakib-Ekbatan K, Wroblewski D, Schweiker M. 2021. Perception of repeated pain relief with controllable and uncontrollable pain. *Eur J Pain.* 25(8):1702–1711. <https://doi.org/10.1002/ejp.1775>

Bernard J-C, Bard R, Pujol A, Combey A, Boussard D, Begue C, Salghetti AM. 2008. Muscle assessment in healthy teenagers. *Ann Réadapt Médecine Phys.* 51(4):274–283. <https://doi.org/10.1016/j.annrmp.2008.03.010>

Bogduk N, Guierre A. 2013. Anatomie clinique et radiologique du rachis lombal. 2e édition. [place unknown]: Elsevier Masson.

Boonstra AM, Schiphorst Preuper HR, Reneman MF, Posthumus JB, Stewart RE. 2008. Reliability and validity of the visual analogue scale for disability in patients with chronic musculoskeletal pain. *Int J Rehabil Res.* 31(2):165–169. <https://doi.org/10.1097/MRR.obo13e3282fcof93>

Brewer J. 2016. *Anatomy moving body*. Quarto Publishing PLC. London, UK.

Cappozzo A, Della Croce U, Leardini A, Chiari L. 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry. *Gait Posture.* 21(2):186–196. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.010>

Chowdhury R, Reaz M, Ali M, Bakar A, Chellappan K, Chang T. 2013. Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. *Sensors.* 13(9):12431–12466. <https://doi.org/10.3390/s130912431>

Chung T-S, Yang H-E, Ahn SJ, Park JH. 2015. Herniated Lumbar Disks: Real-time MR Imaging Evaluation during Continuous Traction. *Radiology.* 275(3):755–762. <https://doi.org/10.1148/radiol.14141400>

Colquhoun HL, Levac D, O'Brien KK, Straus S, Tricco AC, Perrier L, Kastner M, Moher D. 2014. Scoping reviews: time for clarity in definition, methods, and reporting. *J Clin Epidemiol.* 67(12):1291–1294. <https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2014.03.013>

Coste J, Le Parc J, Berge E, Delecoeuillerie G, Paolaggi J. 1993. Validation française d'une échelle d'incapacité fonctionnelle pour l'évaluation des lombalgies (EIFEL). *Rev Rhum Ed Fr.*

Cyberdyne. 2023. HAL Lumbar type for well-being [Internet]. <https://www.cyberdyne.jp/english/products/bbo4.html>

Dagenais S, Caro J, Haldeman S. 2008. A systematic review of low back pain cost of illness studies in the United States and internationally. *Spine J.* 8(1):8–20. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2007.10.005>

David G, Woods V, Li G, Buckle P. 2008. The development of the Quick Exposure Check (QEC) for assessing exposure to risk factors for work-related musculoskeletal disorders. *Appl Ergon.* 39(1):57–69. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2007.03.002>

De Bock S, Ghillebert J, Govaerts R, Tassignon B, Rodriguez-Guerrero C, Crea S, Veneman J, Geeroms J, Meeusen R, De Pauw K. 2022. Benchmarking occupational

exoskeletons: An evidence mapping systematic review. *Appl Ergon.* 98:103582. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2021.103582>

Deane JA, Papi E, Phillips ATM, McGregor AH. 2020. Reliability and minimal detectable change of the 'Imperial Spine' marker set for the evaluation of spinal and lower limb kinematics in adults. *BMC Res Notes.* 13(1):495. <https://doi.org/10.1186/s13104-020-05295-9>

Demoulin C, Fauconnier C, Vanderthommen M, Henrotin Y. 2005. Recommandations pour l'élaboration d'un bilan fonctionnel de base du patient lombalgique. *Rev Med Liege.*:661–668.

Demoulin C, Vanderthommen M, Duysens C, Crielaard J-M. 2006. Spinal muscle evaluation using the Sorensen test: a critical appraisal of the literature. *Joint Bone Spine.* 73(1):43–50. <https://doi.org/10.1016/j.jbspin.2004.08.002>

Derrouiche A, Feki F, Zaïri Fahmi, Taktak R, Moulart M, Qu Z, Ismail J, Charfi S, Haddar N, Zaïri Fahed. 2020. How pre-strain affects the chemo-torsional response of the intervertebral disc. *Clin Biomech.* 76:105020. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.105020>

Elprama SA, Vanderborght B, Jacobs A. 2022. An industrial exoskeleton user acceptance framework based on a literature review of empirical studies. *Appl Ergon.* 100:103615. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2021.103615>

Ergosanté. 2023. HAPO : l'innovation au service du dos [Internet]. <https://ergosante.fr/harnais-de-posture-hapo/>

Eurofound. 2012. Fifth European Working Conditions Survey. Luxembourg: Eurofound.

Fairbank JCT, Pynsent PB. 2000. The Oswestry Disability Index: *Spine.* 25(22):2940–2953. <https://doi.org/10.1097/00007632-200011150-00017>

Ferguson SA, Marras WS, Burr D. 2005. Workplace design guidelines for asymptomatic vs. low-back-injured workers. *Appl Ergon.* 36(1):85–95. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2004.07.002>

- Garg A, Kapellusch JM. 2009. Applications of biomechanics for prevention of work-related musculoskeletal disorders. *Ergonomics*. 52(1):36–59. <https://doi.org/10.1080/00140130802480794>
- Garg A, Pathak H, Churyukanov MV, Uppin RB, Slobodin TM. 2020. Low back pain: critical assessment of various scales. *Eur Spine J*. 29(3):503–518. <https://doi.org/10.1007/s00586-019-06279-5>
- German Bionic. 2023. Apogee [Internet]. <https://germanbionic.com/en/solutions/exoskeletons/apogee/>
- Giordano J, Abramson K, Boswell MV. 2010. Pain assessment: subjectivity, objectivity, and the use of neurotechnology. *Pain Physician*. 13(4):305–315.
- Godwin AA, Stevenson JM, Agnew MJ, Twiddy AL, Abdoli-Eramaki M, Lotz CA. 2009. Testing the efficacy of an ergonomic lifting aid at diminishing muscular fatigue in women over a prolonged period of lifting. *Int J Ind Ergon*. 39(1):121–126. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2008.05.008>
- Goršič M, Song Y, Dai B, Novak D. 2021. Evaluation of the HeroWear Apex back-assist exosuit during multiple brief tasks. *J Biomech*. 126:110620. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110620>
- Gremion G, Mahler F, Chantraine A. 1996. Mesures isocinétiques de la force musculaire du rachis: influence de l'âge, de l'activité physique et des lombalgies. *Ann Réadapt Médecine Phys*. 39(1):43–49. [https://doi.org/10.1016/0168-6054\(96\)88050-0](https://doi.org/10.1016/0168-6054(96)88050-0)
- Guérin F, Laville A, Daniellou F, Duraffourg J, Kerguelen A. 2007. Comprendre le travail pour le transformer - La pratique de l'ergonomie. ANACT. [place unknown].
- Hansen C, Gosselin F, Ben Mansour K, Devos P, Marin F. 2018. Design-validation of a hand exoskeleton using musculoskeletal modeling. *Appl Ergon*. 68:283–288. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.11.015>
- Hartvigsen J, Hancock MJ, Kongsted A, Louw Q, Ferreira ML, Genevay S, Hoy D, Karppinen J, Pransky G, Sieper J, et al. 2018. What low back pain is and why we need to pay attention. *The Lancet*. 391(10137):2356–2367. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(18\)30480-X](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(18)30480-X)

- HAS. 2015. Recommandation de bonne pratique. Lombalgie chronique de l'adulte et chirurgie. [Internet]. https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2016-03/arg_pertinence_chir-lombalgie.pdf
- HAS. 2019. Prise en charge du patient présentant une lombalgie commune [Internet]. https://www.has-sante.fr/jcms/c_2961499/fr/prise-en-charge-du-patient-presentant-une-lombalgie-commune
- Hensley CP, Lenihan EM, Pratt K, Shah A, O'Donnell E, Nee P-C, Lee J, Yang A, Chang AH. 2021. Patterns of video-based motion analysis use among sports physical therapists. *Phys Ther Sport*. 50:159–165. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2021.05.003>
- Herda L, Fua P, Plankers R, Boulic R, Thalmann D. 2000. Skeleton-based motion capture for robust reconstruction of human motion. In: *Proc Comput Animat 2000* [Internet]. Philadelphia, PA, USA: IEEE Comput. Soc; [accessed 2023 Jun 27]; p. 77–83. <https://doi.org/10.1109/CA.2000.889046>
- Hershkovich O, Grevitt MP, Lotan R. 2022. Schober Test and Its Modifications Revisited—What Are We Actually Measuring? Computerized Tomography-Based Analysis. *J Clin Med*. 11(23):6895. <https://doi.org/10.3390/jcm11236895>
- Hignett S, McAtamney L. 2000. Rapid Entire Body Assessment (REBA). *Appl Ergon*. 31(2):201–205. [https://doi.org/10.1016/S0003-6870\(99\)00039-3](https://doi.org/10.1016/S0003-6870(99)00039-3)
- Hlaing SS, Puntumetakul R, Khine EE, Boucaut R. 2021. Effects of core stabilization exercise and strengthening exercise on proprioception, balance, muscle thickness and pain related outcomes in patients with subacute nonspecific low back pain: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord*. 22(1):998. <https://doi.org/10.1186/s12891-021-04858-6>
- Hurri H, Mellin G, Korhonen O, Harjula R, Härkäpää K, Luoma J. 1991. Aerobic capacity among chronic low-back pain patients. *J Spinal Disord*.
- Ibitoye MO, Hamzaid NA, Zuniga JM, Abdul Wahab AK. 2014. Mechanomyography and muscle function assessment: A review of current state and prospects. *Clin Biomech*. 29(6):691–704. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.04.003>
- INRS. 2019. Méthode d'analyse de la charge physique de travail - ED 6161. [place unknown].

- INRS. 2022a. Lombalgie [Internet]. www.inrs.fr/risques/lombalgies
- INRS. 2022b. Lombalgie [Internet]. www.inrs.fr/risques/lombalgies
- INRS. 2023. Troubles musculosquelettiques (TMS) [Internet]. <https://www.inrs.fr/risques/tms-troubles-musculosquelettiques/prevention.html>
- Iorio JA, Jakoi AM, Singla A. 2016. Biomechanics of Degenerative Spinal Disorders. *Asian Spine J.* 10(2):377. <https://doi.org/10.4184/asj.2016.10.2.377>
- Jacquemin D, Demoulin C, Tubez F, Dorban G, Vanderthommen M. 2020. Evaluation de la mobilité lombaire par le test de Schober: revue narrative de la littérature.
- Jones MT, Matthews TD, Murray M, Raalte JV, Jensen BE. 2010. Psychological Correlates of Performance in Female Athletes During a 12-Week Off-Season Strength and Conditioning Program. *J Strength Cond Res.* 24(3):619–628. <https://doi.org/10.1519/JSC.ob013e3181cc23c3>
- Kamper SJ, Apeldoorn AT, Chiarotto A, Smeets RJE, Ostelo RWJG, Guzman J, van Tulder MW. 2015. Multidisciplinary biopsychosocial rehabilitation for chronic low back pain: Cochrane systematic review and meta-analysis. *BMJ.* 350(feb18 5):h444–h444. <https://doi.org/10.1136/bmj.h444>
- Karimi N, Akbarov P, Rahnema L. 2017. Effects of segmental traction therapy on lumbar disc herniation in patients with acute low back pain measured by magnetic resonance imaging: A single arm clinical trial. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 30(2):247–253. <https://doi.org/10.3233/BMR-160741>
- Klinger R, Stuhlfreyer J, Schwartz M, Schmitz J, Colloca L. 2018. Clinical Use of Placebo Effects in Patients With Pain Disorders. In: *Int Rev Neurobiol* [Internet]. Vol. 139. [place unknown]: Elsevier; [accessed 2022 Mar 1]; p. 107–128. <https://doi.org/10.1016/bs.irn.2018.07.015>
- Koopman AS, Näf M, Baltrusch SJ, Kingma I, Rodriguez-Guerrero C, Babič J, de Looze MP, van Dieën JH. 2020. Biomechanical evaluation of a new passive back support exoskeleton. *J Biomech.* 105:109795. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109795>
- Laevo. 2023. Laevo V2 [Internet]. <https://www.laevo-exoskeletons.com/home#sector-cases>

- Latimer J, Maher CG, Refshauge K, Colaco I. 1999. The Reliability and Validity of the Biering–Sorensen Test in Asymptomatic Subjects and Subjects Reporting Current or Previous Nonspecific Low Back Pain: *Spine*. 24(20):2085. <https://doi.org/10.1097/00007632-199910150-00004>
- LégiFrance. 2023. Code du travail [Internet]. <https://www.legifrance.gouv.fr/codes/id/LEGISCTA000006178066>
- Lenton GK, Doyle TLA, Saxby DJ, Lloyd DG. 2017. An alternative whole-body marker set to accurately and reliably quantify joint kinematics during load carriage. *Gait Posture*. 54:318–324. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.04.002>
- de Looze MP, Bosch T, Krause F, Stadler KS, O’Sullivan LW. 2016. Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load. *Ergonomics*. 59(5):671–681. <https://doi.org/10.1080/00140139.2015.1081988>
- Luger T, Bär M, Seibt R, Rieger MA, Steinhilber B. 2023. Using a Back Exoskeleton During Industrial and Functional Tasks—Effects on Muscle Activity, Posture, Performance, Usability, and Wearer Discomfort in a Laboratory Trial. *Hum Factors J Hum Factors Ergon Soc*. 65(1):5–21. <https://doi.org/10.1177/00187208211007267>
- Marin F. 2020. Human and Animal Motion Tracking Using Inertial Sensors. *Sensors*. 20(21):6074. <https://doi.org/10.3390/s20216074>
- Marin F, Lepetit K, Fradet L, Hansen C, Ben Mansour K. 2020. Using accelerations of single inertial measurement units to determine the intensity level of light-moderate-vigorous physical activities: Technical and mathematical considerations. *J Biomech*. 107:109834. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109834>
- Marras WS, Davis KG, Maronitis AB. 2001. A non-MVC EMG normalization technique for the trunk musculature: Part 2. Validation and use to predict spinal loads. *J Electromyogr Kinesiol*. 11(1):11–18. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00040-7](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00040-7)
- McAtamney L, Nigel Corlett E. 1993. RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Appl Ergon*. 24(2):91–99. [https://doi.org/10.1016/0003-6870\(93\)90080-S](https://doi.org/10.1016/0003-6870(93)90080-S)
- Mekki M, Delgado AD, Fry A, Putrino D, Huang V. 2018. Robotic Rehabilitation and Spinal Cord Injury: a Narrative Review. *Neurotherapeutics*. 15(3):604–617. <https://doi.org/10.1007/s13311-018-0642-3>

Meyer JP. 2014. Evaluation subjective de la charge de travail. Utilisation des échelles de Borg [Internet]. <https://www.inrs.fr/media.html?refINRS=TM%2033>

Ministère du travail, du plein emploi et de l'insertion. 2021. Les services de santé au travail autonomes et interentreprises [Internet]. <https://travail-emploi.gouv.fr/sante-au-travail/suivi-de-la-sante-au-travail-10727/article/les-services-de-sante-au-travail-autonomes-et-interentreprises>

Ministère du travail, du plein emploi et de l'insertion. 2022. Emploi et handicap : la reconnaissance de la qualité de travailleur handicapé (RQTH) [Internet]. <https://travail-emploi.gouv.fr/emploi-et-insertion/emploi-et-handicap/rqth#:~:text=Qu'est%2Dce%20que%20la,de%20b%C3%A9n%C3%A9ficiers%20d'aides%20sp%C3%A9cifiques>.

Ministère du travail, du plein emploi et de l'insertion. 2023. La reconnaissance de l'inaptitude médicale au travail et ses conséquences [Internet]. <https://travail-emploi.gouv.fr/sante-au-travail/suivi-de-la-sante-au-travail-10727/article/la-reconnaissance-de-l-inaptitude-medicale-au-travail-et-ses-consequences#:~:text=%C3%80%20noter%20%3A%20la%20loi%20du,d'un%20examen%20de%20pr%C3%A9reprise>.

Missala T. 2014. Paradigms and Safety Requirements for a New Generation of Workplace Equipment. *Int J Occup Saf Ergon.* 20(2):249–256. <https://doi.org/10.1080/10803548.2014.11077041>

Mohd Isa IL, Teoh SL, Mohd Nor NH, Mokhtar SA. 2022. Discogenic Low Back Pain: Anatomy, Pathophysiology and Treatments of Intervertebral Disc Degeneration. *Int J Mol Sci.* 24(1):208. <https://doi.org/10.3390/ijms24010208>

Moulart M, Olivier N, Giovanelli Y, Marin F. 2022. Subjective assessment of a lumbar exoskeleton's impact on lower back pain in a real work situation. *Heliyon.* 8(11):e11420. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2022.e11420>

Nachemson AL. 1981. Disc Pressure Measurements: *Spine.* 6(1):93–97. <https://doi.org/10.1097/00007632-198101000-00020>

Newcomer K, Laskowski ER, Yu B, Johnson JC, An K-N. 2001. The effects of a lumbar support on repositioning error in subjects with low back pain. *Arch Phys Med Rehabil.* 82(7):906–910. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.23281>

- Ohayon MM, Schatzberg AF. 2010. Chronic pain and major depressive disorder in the general population. *J Psychiatr Res.* 44(7):454–461. <https://doi.org/10.1016/j.jpsychires.2009.10.013>
- OMS. 2022. Affections ostéo-articulaires et musculaires [Internet]. <https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/musculoskeletal-conditions>
- Orizio C, Gobbo M, Diemont B, Esposito F, Veicsteinas A. 2003. The surface mechanomyogram as a tool to describe the influence of fatigue on biceps brachii motor unit activation strategy. Historical basis and novel evidence. *Eur J Appl Physiol.* 90(3–4):326–336. <https://doi.org/10.1007/s00421-003-0924-1>
- Ottobock. 2023. Exosquelettes pour le dos [Internet]. <https://ottobockexoskeletons.com/back-portfolio/?lang=fr>
- Ozguler A, Guéguen A, Leclerc A, Landre M-F, Piciotti M, Le Gall S, Morel-Fatio M, Boureau F. 2002. Using the Dallas Pain Questionnaire to Classify Individuals With Low Back Pain in a Working Population: *Spine.* 27(16):1783–1789. <https://doi.org/10.1097/00007632-200208150-00018>
- Parker SL, Godil SS, Mendenhall SK, Zuckerman SL, Shau DN, McGirt MJ. 2014. Two-year comprehensive medical management of degenerative lumbar spine disease (lumbar spondylolisthesis, stenosis, or disc herniation): a value analysis of cost, pain, disability, and quality of life: Clinical article. *J Neurosurg Spine.* 21(2):143–149. <https://doi.org/10.3171/2014.3.SPINE1320>
- Poiraudeau S, Rannou F, Lefevre Colau MM, Boutron I, Revel M. 2004. Réadaptation du lombalgique à l'effort. *Presse Médicale.* 33(6):413–418. [https://doi.org/10.1016/S0755-4982\(04\)98609-5](https://doi.org/10.1016/S0755-4982(04)98609-5)
- Požgain I, Požgain Z, Degmečić D. 2014. Placebo and nocebo effect: a mini-review. *Psychiatr Danub.* 26(2):100–107.
- Ramasamy A, Martin ML, Blum SI, Liedgens H, Argoff C, Freynhagen R, Wallace M, McCarrier KP, Bushnell DM, Hatley NV, Patrick DL. 2017. Assessment of Patient-Reported Outcome Instruments to Assess Chronic Low Back Pain. *Pain Med.* 18(6):1098–1110. <https://doi.org/10.1093/pm/pnw357>
- RB3D. 2023. ExoBack [Internet]. <https://www.rb3d.com/en/exosquelettes/exoback>

Reinhold A-K, Meybohm P, Kranke P. 2020. Der Placeboeffekt – der Nutzen des „Nichts“ am Beispiel der Schmerztherapie. *DMW - Dtsch Med Wochenschr.* 145(25):1861–1866. <https://doi.org/10.1055/a-1220-3712>

République Française. 2023. CDAPH : Commission des droits et de l'autonomie des personnes handicapées [Internet]. <https://www.monparcourshandicap.gouv.fr/glossaire/cdaph>

Reyes-Ferrada W, Chiroso-Rios L, Martinez-Garcia D, Rodríguez-Perea Á, Jerez-Mayorga D. 2022. Reliability of trunk strength measurements with an isokinetic dynamometer in non-specific low back pain patients: A systematic review. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 35(5):937–948. <https://doi.org/10.3233/BMR-210261>

Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. 2014. *Research Methods in Biomechanics*. 2nd Edition. USA: Human Kinetics.

Ruthenberg B, Wasylewski N, Beard J. 1997. An experimental device for investigating the force and power requirements of a powered gait orthosis. *J Rehabil Res Dev.*

SENIAM. 2023. Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles [Internet]. <http://www.seniam.org/>

Shafshak TS, Elnemr R. 2021. The Visual Analogue Scale Versus Numerical Rating Scale in Measuring Pain Severity and Predicting Disability in Low Back Pain. *JCR J Clin Rheumatol.* 27(7):282–285. <https://doi.org/10.1097/RHU.0000000000001320>

Shahvarpour A, Preuss R, Sullivan MJL, Negrini A, Larivière C. 2018. The effect of wearing a lumbar belt on biomechanical and psychological outcomes related to maximal flexion-extension motion and manual material handling. *Appl Ergon.* 69:17–24. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.01.001>

Søgaard K, Blangsted AK, Jørgensen LV, Madeleine P, Sjøgaard G. 2003. Evidence of long term muscle fatigue following prolonged intermittent contractions based on mechano- and electromyograms. *J Electromyogr Kinesiol.* 13(5):441–450. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(03\)00075-0](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(03)00075-0)

Talluri BC, Urai AE, Tsetsos K, Usher M, Donner TH. 2018. Confirmation Bias through Selective Overweighting of Choice-Consistent Evidence. *Curr Biol.* 28(19):3128–3135.e8. <https://doi.org/10.1016/j.cub.2018.07.052>

- Theurel J, Atain-Kouadio J, Desbrosses K, Kerangueven L, Duval C. 2018. 10 idées reçues sur les exosquelettes [Internet]. <https://www.inrs.fr/media.html?refINRS=ED%206295>
- Theurel J, Claudon L. 2018. Exosquelettes au travail : impact sur la santé et la sécurité des opérateurs état des connaissances [Internet]. <https://www.inrs.fr/media.html?refINRS=ED%206311>
- Topley M, Richards JG. 2020. A comparison of currently available optoelectronic motion capture systems. *J Biomech.* 106:109820. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109820>
- Van Tilburg MJ, Herrmann BS, Rauch SD, Noij K, Guinan JJ. 2019. Normalizing cVEMPs: Which Method Is the Most Effective? *Ear Hear.* 40(4):878–886. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000668>
- Vignais N, Miezal M, Bleser G, Mura K, Gorecky D, Marin F. 2013. Innovative system for real-time ergonomic feedback in industrial manufacturing. *Appl Ergon.* 44(4):566–574. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2012.11.008>
- White A, Panjabi M. 1978. *Clinical Biomechanics of the Spine*. J. B. Lippincott Company. [place unknown].
- Wioland L, Debay L, Atain-Kouadio J. 2019. Processus d’acceptabilité et d’acceptation des exosquelettes : évaluation par questionnaire (TF274).
- Wippert P-M, Fliesser M, Krause M. 2017. Risk and protective factors in the clinical rehabilitation of chronic back pain. *J Pain Res.* Volume 10:1569–1579. <https://doi.org/10.2147/JPR.S134976>
- Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, Whittle M, D’Lima DD, Cristofolini L, Witte H, et al. 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *J Biomech.* 35(4):543–548. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00222-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00222-6)
- Yochum M. 2013. Contribution à la conception d’un électrostimulateur intelligent [Thèse Doctorale]. [place unknown]: Univesrité de Bourgogne.

Zaina F, Balagué F, Battié M, Karppinen J, Negrini S. 2020. Low back pain rehabilitation in 2020: new frontiers and old limits of our understanding. *Eur J Phys Rehabil Med* [Internet]. [accessed 2022 Mar 1] 56(2). <https://doi.org/10.23736/S1973-9087.20.06257-7>

Zaïri Fahed, Moulart M, Fontaine C, Zaïri Fahmi, Tiffreau V, Logier R. 2021. Relevance of a novel external dynamic distraction device for treating back pain. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 235(3):264–272. <https://doi.org/10.1177/0954411920971401>

Zgierska, MD, PhD AE, Ircink, BBA J, Burzinski, MS CA, Mundt, PhD MP. 2017. Cost of opioid-treated chronic low back pain: Findings from a pilot randomized controlled trial of mindfulness meditation-based intervention. *J Opioid Manag*. 13(3):169–181. <https://doi.org/10.5055/jom.2017.0384>