

2016

Effets de la posture de travail sur les patrons musculaires de la région lombaire lors d'une tâche répétitive

Julie Côté
McGill University

David Antle
EWI Works Inc.

Kim Emery
McGill University

Suzy Ngomo
Université du Québec à Chicoutimi

Suivez ce contenu et d'autres travaux à l'adresse suivante: <https://pharesst.irsst.qc.ca/rapports-scientifique>

Citation recommandée

Côté, J., Antle, D., Emery, K. et Ngomo, S. (2016). *Effets de la posture de travail sur les patrons musculaires de la région lombaire lors d'une tâche répétitive* (Rapport n° R-897). IRSST.

Ce document vous est proposé en libre accès et gratuitement par PhareSST. Il a été accepté pour inclusion dans Rapports de recherche scientifique par un administrateur autorisé de PhareSST. Pour plus d'informations, veuillez contacter pharesst@irsst.qc.ca.

Prévention durable en SST et environnement de travail

Études et recherches

RAPPORT R-897



Effets de la posture de travail sur les patrons musculaires de la région lombaire lors d'une tâche répétitive

Julie Côté
David Antle
Kim Emery
Suzy Ngomo



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

NOS RECHERCHES

travaillent pour vous !

Mission

Contribuer, par la recherche, à la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles ainsi qu'à la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes;

Assurer la diffusion des connaissances et jouer un rôle de référence scientifique et d'expertise;

Offrir les services de laboratoires et l'expertise nécessaires à l'action du réseau public de prévention en santé et en sécurité du travail.

Doté d'un conseil d'administration paritaire où siègent en nombre égal des représentants des employeurs et des travailleurs, l'IRSST est financé par la Commission de la santé et de la sécurité du travail.

Pour en savoir plus

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

Pour connaître l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement au magazine *Prévention au travail*, publié conjointement par l'Institut et la CSST.
Abonnement : <https://abonnement.lacsst.com/prevention>

Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales du Québec
2015
ISBN : 978-2-89631-838-4 (PDF)
ISSN : 0820-8395

IRSST - Direction des communications
et de la valorisation de la recherche
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec)
H3A 3C2
Téléphone : 514 288-1551
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca
© Institut de recherche Robert-Sauvé
en santé et en sécurité du travail,
Novembre 2015



Prévention durable en SST et environnement de travail

Études et recherches

RAPPORT R-897

Effets de la posture de travail sur les patrons musculaires de la région lombaire lors d'une tâche répétitive

Avis de non-responsabilité

L'IRSST ne donne aucune garantie relative à l'exactitude, la fiabilité ou le caractère exhaustif de l'information contenue dans ce document. En aucun cas l'IRSST ne saurait être tenu responsable pour tout dommage corporel, moral ou matériel résultant de l'utilisation de cette information.

Notez que les contenus des documents sont protégés par les législations canadiennes applicables en matière de propriété intellectuelle.

*Julie Côté
Université McGill*

Collaborateurs :

*David Antle
EWI Works Inc., Edmonton, AB*

*Kim Emery
Université McGill*

*Suzy Ngomo
Université du Québec à Chicoutimi*



Cette publication est disponible
en version PDF
sur le site Web de l'IRSST.

ÉVALUATION PAR DES PAIRS

Conformément aux politiques de l'IRSST, les résultats des travaux de recherche publiés dans ce document ont fait l'objet d'une évaluation par des pairs.

REMERCIEMENTS

Les auteurs remercient les participants à l'étude, le personnel du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal Métropolitain, qui a été consulté lors de l'élaboration de ce projet, les collègues de l'Université d'Aalborg qui ont contribué à l'élaboration de la recherche et à certaines collectes de données, ainsi que les membres du comité de suivi de l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST).

SOMMAIRE

En Amérique du Nord, la posture debout prolongée est largement utilisée dans les entreprises, alors que dans d'autres régions du monde, le travail s'effectue plutôt à partir de la position assise. Le travail en station debout prolongée a déjà été associé à divers symptômes comme la douleur lombaire et la fatigue généralisée. Des études récentes ont démontré une association entre la douleur lombaire en posture debout prolongée et des patrons de coactivation (activation coordonnée de paires de muscles) des muscles de la région lombo-pelvienne. Cependant, ces patrons n'ont jamais été mesurés pour d'autres postures de travail, ou lorsque la posture debout était accompagnée de gestes répétitifs des membres supérieurs.

L'objectif principal de ce projet était d'évaluer l'effet de différentes postures de travail (debout, assise, assis-debout) sur les patrons de coactivation musculaire lombo-pelvienne lors d'une tâche manuelle répétitive réalisée dans deux environnements distincts (laboratoire, milieu de travail). Un objectif secondaire consistait à mesurer, pour chacune des postures, l'association entre les patrons musculaires et les symptômes d'inconfort. L'hypothèse de travail était qu'il y aurait un lien entre les mesures de coactivation et la manifestation de symptômes d'inconfort, comme déjà démontré pour la posture statique debout. La seconde hypothèse formulée prévoyait que comparativement aux données de la littérature démontrant une augmentation de la coactivation lombo-pelvienne lors d'une tâche de posture debout sans mouvements des bras, la présence de ces mouvements dans notre étude contribuerait à atténuer l'augmentation de coactivation lombaire normalement observée avec le temps. Finalement, une troisième hypothèse avançait que les changements de posture influenceraient les patrons de coactivation musculaire lombo-pelvienne de l'ensemble des participants, mais de façon moins marquée chez les travailleurs expérimentés que chez les novices évalués en laboratoire.

Un groupe de 11 travailleurs dont les tâches incluent le travail en station debout avec gestes manuels répétitifs a suivi le protocole de recherche directement en milieu de travail (5 hommes, 6 femmes, âge moyen : 43.2 ± 8.8 / années d'ancienneté : 11.6 ± 9.3). Un groupe de 18 personnes sans expérience, apparié selon le sexe et l'âge, a suivi le protocole de recherche en laboratoire (10 hommes, 8 femmes, âge moyen : 32.4 ± 8.2). Lors de trois séances expérimentales (présentées dans un ordre aléatoire), les participants des deux groupes ont effectué une tâche manuelle répétitive pendant une demi-heure en position debout, assise ou assis-debout. Le siège utilisé pour le travail assis et le banc servant à la posture assis-debout ont été ajustés selon les normes ergonomiques. Les patrons bilatéraux d'activation des muscles de la région lombo-pelvienne (érecteurs du rachis, obliques externes, droits de l'abdomen, moyens glutéaux) ont été enregistrés à l'aide d'électrodes de surface, et les scores d'inconfort à l'aide de schémas corporels et d'échelles durant la tâche manuelle et aussi durant des intervalles de posture statique. Des mesures de coactivation ont été effectuées selon deux méthodes décrites dans la littérature : la méthode de corrélations croisées et la méthode de calcul de l'information mutuelle. Des analyses de variance avec les variables Temps et Posture ont été appliquées sur les indices d'inconfort, et les mesures de coactivation ont été réalisées à l'aide de deux modèles statistiques (un modèle pour les données de laboratoire, un modèle pour les données du travail).

L'analyse des données enregistrées *en milieu de travail* a démontré peu d'effets de posture; cependant, une plus grande coactivation bilatérale entre les muscles moyens glutéaux lors du

travail debout confirme les résultats publiés précédemment pour les tâches effectuées en posture statique debout. Il n'y a eu aucun changement significatif dans le temps des indices de coactivation, et peu de travailleurs ont rapporté de l'inconfort lors du travail réalisé dans chacune des trois postures. Cependant, contrairement à ce qui était attendu, les résultats de *laboratoire* ont révélé que plusieurs indices de coactivation ainsi que le nombre de participants ayant rapporté de l'inconfort étaient plus élevés lors de la tâche en posture assise. De plus, une augmentation dans le temps de deux indices de coactivation a pu être observée. Il est possible que les différences d'expertise mais aussi dans la façon de faire les gestes avec les bras expliquent les discordances de résultats entre les volets *milieu de travail* et *laboratoire*.

Les résultats présentés dans ce rapport ainsi que d'autres résultats récents de notre laboratoire mettent en lumière l'impact de la posture de travail, de l'expérience/expertise, et des gestes des bras sur les indicateurs de coactivation lombaire, et pourraient ainsi avoir un impact sur les facteurs pronostiques de l'apparition de symptômes en lien avec le travail manuel en posture prolongée.

TABLE DES MATIÈRES

1.	PROBLÉMATIQUE DE SANTÉ ET DE SÉCURITÉ DU TRAVAIL	1
1.1	Introduction.....	1
1.2	Les lombalgies : un important problème de société.....	1
1.3	La posture de travail, un important facteur de risque de lombalgie.....	1
1.4	En quoi la posture de travail est-elle problématique?	2
2.	ÉTAT DES CONNAISSANCES.....	5
2.1	Préambule	5
2.2	Effets de la posture debout sur le système musculo-squelettique.....	6
2.3	L'alternative habituelle : la posture de travail assise	8
2.4	L'alternance du travail assis-debout : une façon d'éviter les dangers d'une posture statique?	9
2.5	La quantification des patrons de coactivation musculaire	10
3.	OBJECTIFS DE RECHERCHE	13
4.	MÉTHODOLOGIE.....	15
4.1	Participants.....	15
4.2	Tâches expérimentales	15
4.3	Procédures expérimentales.....	19
4.4	Analyse des données	21
4.5	Analyses statistiques	22
5.	RÉSULTATS	23
5.1	Effets de posture	23
5.1.1	Données en laboratoire	23
5.1.2	Données en milieu de travail.....	24
5.2	Effets de temps.....	25

5.2.1	Données en laboratoire	25
5.2.2	Données en milieu de travail.....	26
5.3	Indicateurs d'inconfort.....	28
6.	DISCUSSION	29
7.	CONCLUSION.....	33
8.	BIBLIOGRAPHIE	35

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1	Description détaillée des tâches de travail de chaque participant des différentes entreprises16
Tableau 2	Effets de posture, en laboratoire et en milieu de travail, pour les trois postures ainsi que les valeurs moyennes (écart-type) de coactivation et d'information mutuelle normalisée pour chaque paire de muscles (* $p < 0.05$).....25
Tableau 3	Indices de corrélation croisée et d'information mutuelle normalisée (* $p < 0.05$). .27
Tableau 4	Inconfort moyen pour chaque posture et environnement de collecte, ainsi que nombre et pourcentage de sujets utilisés pour le calcul des moyennes et des écarttypes (ET). Seulement les valeurs d'inconfort différentes de zéro ont été incluses dans les calculs de moyenne des scores.28

LISTE DES FIGURES

Figure 1	Modèle de production des symptômes reliés à la posture de travail debout prolongée.....	5
Figure 2	Illustration de la tâche de pliage de boîtes; lors des séances expérimentales, ces mêmes boîtes sont utilisées, mais le plan de travail est ajustée à la hauteur des coudes, et ce pour les trois postures.....	18
Figure 3	Sites approximatifs de la pose des électrodes de surface. Les électrodes sont représentées par les formes ovales bleues.....	20
Figure 4	Schéma corporel utilisé pour évaluer l'inconfort (adapté de Corlett et coll., 1976).	21
Figure 5	Effets significatifs de posture (données en laboratoire), sur les différentes paires de muscles pour les indices de <i>a</i>) coactivation et <i>b</i>) information mutuelle normalisée, représentés par les moyennes de groupe (laboratoire) et les écartstypes (barres d'erreurs) (* $p < 0.05$ / ** $p < 0.01$). ERD-OED : érecteur du rachis – oblique externe droite; ERG-OEG : érecteur du rachis – oblique externe gauche; MGD-MGG : moyen glutéal droite – gauche; ERD-DAD : érecteur du rachis – droit de l'abdomen droite..	23
Figure 6	Effets significatifs de posture (données en milieu de travail), sur les indices d'information mutuelle normalisée pour la paire moyen glutéaux droite-gauche (MGD-MGG), représentés par les moyennes de groupe (milieu de travail) et les écartstypes (barres d'erreurs) (* $p < 0.025$).	24
Figure 7	Effets significatifs de temps (données en laboratoire), sur les indices de <i>a</i>) coactivation et <i>b</i>) information mutuelle normalisée, pour la paire érecteurs du rachis –oblique externe gauche (ERG-OEG), représentés par les moyennes de chaque bloc de 4 minutes et les écartstypes (barres d'erreurs) (* valeur p significative après correction Bonferroni).	26

1. PROBLÉMATIQUE DE SANTÉ ET DE SÉCURITÉ DU TRAVAIL

1.1 Introduction

Les troubles musculosquelettiques (TMS) dont les lombalgies constituent un problème de santé majeur affectant les travailleurs des sociétés industrialisées (EQCOTESST 2007-2008, Vézina et coll., 2011). La posture de travail est fréquemment citée en tant qu'important facteur de risque du développement des TMS (EQCOTESST 2007-2008, Vézina et coll., 2011). Plus particulièrement, on croit que l'aspect statique de la posture de travail représente une cause majeure de l'apparition des lombalgies (Andersen et coll., 2007). Cependant, plusieurs questions demeurent, par exemple comment déterminer si une posture est maintenue de façon statique, et quels sont les mécanismes sous-jacents au maintien d'une posture statique et qui peuvent mener à la manifestation de lombalgies.

1.2 Les lombalgies : un important problème de société

Des statistiques récentes révèlent que près de 30 % de la population québécoise de plus de 15 ans rapporte avoir souffert de TMS ayant dérangé leurs activités au cours de la dernière année (Institut de la statistique du Québec, 2010). Selon la récente *Enquête québécoise sur des conditions de travail, d'emploi et de santé et sécurité du travail* (EQCOTESST 2007-2008, Vézina et coll., 2011), le dos est la région corporelle la plus affectée chez les travailleurs, avec 38,4 % d'entre eux rapportant des symptômes au dos, suivi des membres supérieurs (30,5 %). En effet, d'après le National Research Council (2001), environ 70 % de la population souffrira un jour de douleur au dos et les coûts pour la société se chiffrent en milliards de dollars. Aux États-Unis, les coûts associés aux TMS atteignaient récemment de 45 à 54 milliards annuellement (Bongers et coll., 2006). Au Québec, le nombre d'affections vertébrales représente environ 30 % de l'ensemble des lésions professionnelles indemnisées (Allaire et Ricard, 2007). Par ailleurs, le nombre de cas semblait être en décroissance au cours de la décennie précédente : entre 2000 et 2006, la baisse relative du nombre d'affectations était de 11,7 % (Allaire et Ricard, 2001, 2005, 2007). Par contre, ces études révèlent aussi que l'indemnité moyenne par cas suivait la trajectoire inverse : en 2006, elle se situait à 3 266 \$, soit 858 \$ de plus qu'en 2000. En conséquence, en 2006, le coût total pour les affections vertébrales atteignait 509,3 millions de dollars comparativement à 425,6 M\$ en 2000. De plus, le *Rapport du groupe de travail québécois sur les aspects cliniques des affections vertébrales chez les travailleurs* du D^r Walter O. Spitzer (Spitzer, 1986) jette un éclairage inédit sur la contribution importante de la chronicité aux coûts associés aux lombalgies. Selon le rapport Spitzer, un groupe constitué de 7,4 % des travailleurs indemnisés pour maux de dos explique à lui seul 77 % des coûts d'indemnisation pour ce type de lésions, car ces travailleurs s'absentent du travail pendant plus de six mois.

1.3 La posture de travail, un important facteur de risque de lombalgie

On sait que le travail en posture statique debout est associé à la présence de TMS; en effet, selon l'EQCOTESST, la prévalence des TMS à au moins une région corporelle et liée à l'emploi principal est de 29,2 % chez les personnes travaillant debout sans possibilité de s'asseoir. De plus, la posture debout induit des douleurs lombaires (Tissot et coll., 2009). Une étude

prospective auprès de 30 industries révèle que la posture statique debout de plus de 30 min par heure était un des plus importants facteurs pronostiques de lombalgie (Andersen et coll., 2007). Au Québec, les personnes travaillant en position assise rapporteraient la moitié moins de douleurs lombaires que celles travaillant debout (Arcand, 2000). Cette situation est alarmante compte tenu qu'il semble que ce soit uniquement en Amérique du Nord où la posture de travail la plus commune soit celle en station debout, alors que dans d'autres pays industrialisés (p. ex. Suède), seulement 15 à 19 % des individus travaillent debout (Messing et coll., 2008). Récemment, l'EQCOTESST rapportait que 12,9 % des travailleurs présentant une lombalgie travaillent debout sans possibilité de s'asseoir, identifiant le travail en position debout comme important facteur de risque de lombalgie. Cependant, les mécanismes explicatifs du risque associés au travail debout n'ont jamais été clairement définis (Tissot et coll., 2005).

Dans l'ensemble, ces données semblent suggérer qu'une stratégie efficace pour diminuer les maux de dos au travail serait d'éviter la posture de travail debout, par exemple, en permettant que le même travail puisse être effectué en position assise. Cependant, bien que près de 75 % des travailleurs dans certains pays industrialisés soient assis à leur poste de travail, les lombalgies demeurent un important problème également dans ces régions (Reinecke et coll., 2002). Or, de plus en plus d'études et de croyances populaires suggèrent que la posture assise serait à éviter. Les études démontrant des effets pervers de la position assise soutiennent cette hypothèse (Chester et coll., 2002). Le fait que les forces verticales de réaction de la surface de sustentation soient appliquées plus près des structures lombaires en position assise comparativement à la position debout contribue à mettre en doute l'énoncé selon lequel la position assise aurait moins d'impact sur le dos que celle debout (Wilks et coll., 2006). Il ressort donc que l'adoption d'une posture de travail assise n'est pas suffisante pour réduire le risque de lombalgie au travail (Lis et coll., 2007). Cela est soutenu par les résultats d'études récentes du groupe de Keyserling, qui démontrent notamment une importante variabilité entre les travailleurs relativement au choix de leur posture (assis ou debout) aux postes de travail d'une usine d'assemblage (Keyserling et coll., 2010).

1.4 En quoi la posture de travail est-elle problématique?

Que l'on parle d'une posture de travail assise ou debout, certains sont d'avis que le plus grand danger à cet égard réside plutôt dans le caractère statique de la position requise pour exécuter une tâche. Afin d'éviter ce problème, une stratégie de choix pourrait donc être d'effectuer de fréquents ajustements posturaux, ce qui aurait pour effet de redistribuer les charges parmi les différents muscles de la région lombaire. Pour étayer cette hypothèse, il a été récemment démontré que les individus présentant des symptômes lombalgiques étaient ceux qui effectuaient le moins d'ajustements posturaux durant une tâche de 30 min en station debout (Lafond et coll., 2009). Une série d'études récentes présente une façon de quantifier les stratégies musculaires de contrôle de la posture debout à l'aide d'indices de coactivation de muscles de la région lombo-pelvienne (Nelson-Wong et coll., 2008, 2010a-d), qui est définie comme l'activation coordonnée de paires de muscles de la région lombo-pelvienne (fléchisseurs-extenseurs, paires bilatérales). Parmi celles-ci, une étude a utilisé un devis longitudinal pour démontrer que les individus initialement asymptomatiques qui développaient ultimement des symptômes de lombalgie étaient ceux qui démontraient le plus de coactivation de muscles de la région lombo-pelvienne lors d'une tâche de posture statique debout (Nelson-Wong et coll., 2010a). Ces études récentes

suggèrent donc qu'il existe un lien causal entre la coactivation musculaire et les symptômes de lombalgie, et identifient les marqueurs de coactivation musculaire des muscles de la région lombo-pelvienne lors de la posture statique debout comme d'importants facteurs pronostiques de lombalgie. Cependant, la transférabilité des résultats des études du groupe de Nelson-Wong à des situations réelles de travail reste à démontrer. D'une part, la coactivation des muscles de la région lombo-pelvienne n'a jamais été mesurée en posture assise. De plus, dans les études du groupe de Nelson-Wong, les patrons musculaires étaient enregistrés lors d'une tâche où les membres supérieurs devaient être immobiles. L'effet d'effectuer des mouvements répétitifs avec les membres supérieurs sur les patrons de coactivation est donc peu connu. Finalement, une autre stratégie adoptée afin d'éviter l'aspect statique de la posture est d'introduire les bancs adaptés à une position assis-debout en milieu de travail. En effet, plusieurs compagnies ont conçu des bancs ajustables offrant une surface de support et de stabilité posturale tout en promouvant les déplacements posturaux (Chester et coll., 2002). Cependant, malgré une certaine popularité, la posture assis-debout n'a jamais fait l'objet d'une analyse détaillée des patrons musculaires qui lui sont associés.

2. ÉTAT DES CONNAISSANCES

2.1 Préambule

Parmi les quelques 20 000 articles répertoriés dans Medline traitant des lombalgies, dont près de 4 000 étant des revues de la littérature, plusieurs traitaient du lien entre le travail et les symptômes de lombalgie (Lötters et coll., 2003), et de l'aspect multifactoriel de la lombalgie (Truchon, 2001). Puisque l'objectif de cette recherche est de quantifier les différences de coactivation des muscles de la région lombo-pelvienne entre différentes postures de travail, cette section traitera plus spécifiquement des connaissances reliées à la posture de travail en tant que facteur de risque de lombalgie professionnelle. Cependant, il est important de rappeler que la posture n'est qu'un des facteurs de risque de lombalgie (Roffey et coll., 2010). La figure 1 présente un cadre théorique dans lequel s'inscrirait la problématique des maux de dos liés au travail debout.

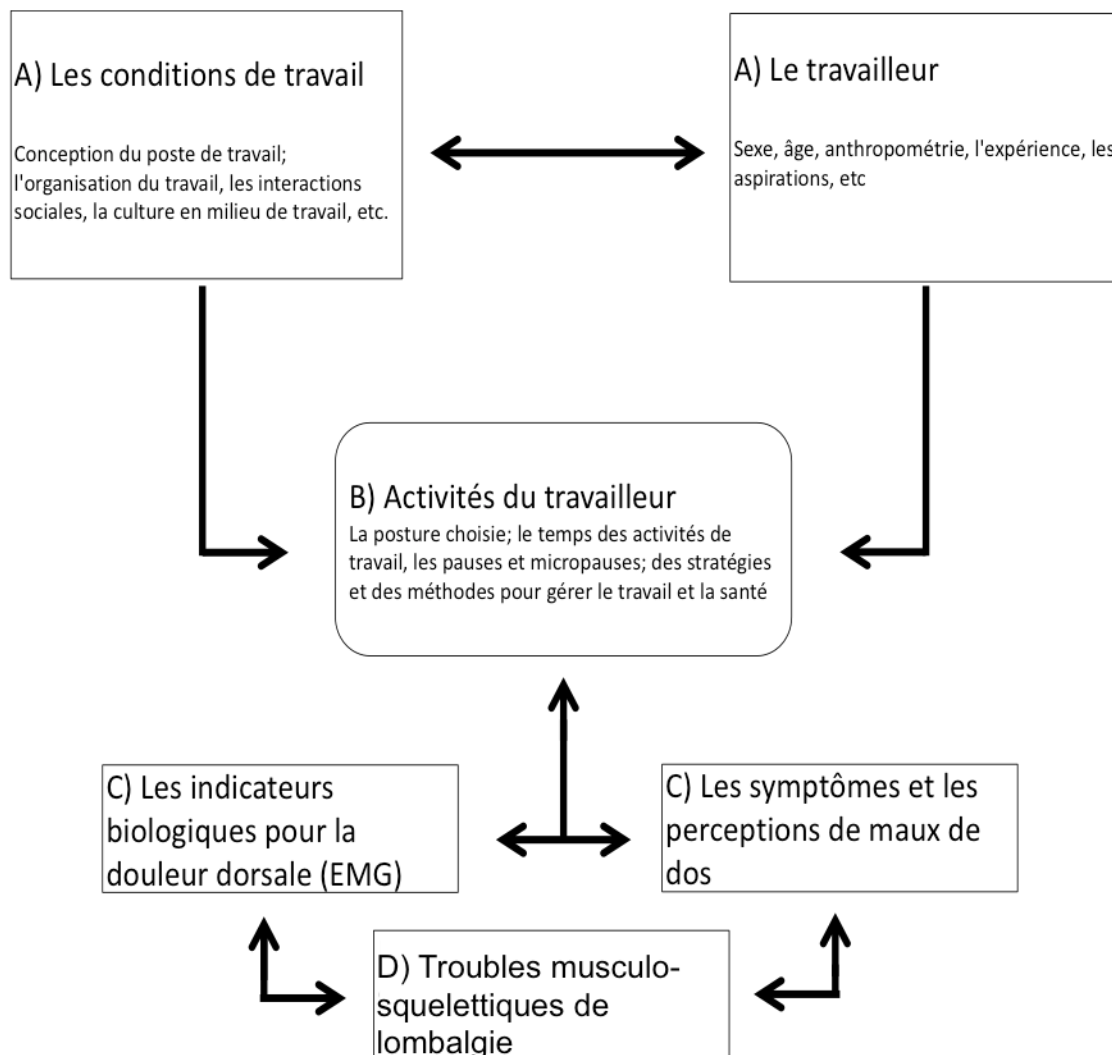


Figure 1 : Modèle de production des symptômes reliés à la posture de travail debout prolongée

Plusieurs facteurs peuvent contribuer à l'apparition de symptômes de lombalgie liés au travail debout. Dans les encadrés (A) de la partie supérieure de la figure 1, les conditions de travail (composantes physiques, organisationnelles, sociales) et les facteurs individuels (composantes physiques, cognitives, psychosociales) interagissent et ont un impact sur les activités du travailleur (encadré B). C'est à ce niveau (B) que se situe la posture de travail, soit en tant qu'importante composante des activités de travail. En plus d'autres aspects de l'activité de travail, la posture affecte à son tour les indicateurs biologiques ainsi que les symptômes et les perceptions reliés aux maux de dos (C) qui caractérisent un diagnostic de lombalgie (D). Un autre aspect important de ce cadre théorique est la présence de liens bidirectionnels, indiquant de probables liens de rétroaction (*feedback*), notamment entre les activités de travail, les indicateurs biologiques et les symptômes et perceptions, suggérant que ces facteurs peuvent agir en modifiant l'activité de travail. Finalement, ce cadre conceptuel permet de déterminer l'endroit où s'inscrit ce projet relativement à la problématique des lombalgies liées à la posture de travail, soit l'encadré C. En effet, l'hypothèse conceptuelle est qu'il y aurait un lien entre des indicateurs biologiques (plus précisément dans cette étude : les indicateurs de coactivation des muscles de la région lombo-pelvienne), et des symptômes d'inconfort lors du travail, hypothèse supportée par les travaux décrits dans les prochaines sections.

2.2 Effets de la posture debout sur le système musculo-squelettique

Basés sur l'EQCOTESST (1998), les travaux de Messing et collègues (2008) ont démontré que le fait de travailler debout sans possibilité de s'asseoir était significativement associé à la douleur, et ce, indépendamment d'autres covariables considérées dans l'analyse. Plusieurs études ont documenté les symptômes associés à la posture de travail debout. Ces symptômes incluent la douleur au bas du dos, la fatigue, l'inconfort, la douleur aux membres inférieurs, l'œdème, les varices et la fatigue corporelle généralisée (Balasubramanian et coll., 2008; Chester et coll., 2002; Laperrière et coll., 2006; McCulloch, 2002). Dans l'ensemble, plusieurs facteurs, majoritairement en lien avec le travailleur, l'activité et les conditions de travail, entrent en ligne de compte dans les mécanismes de risque de développement de symptômes associés au travail debout (figure 1). Cependant, les mécanismes pathophysiologiques sous-jacents à ces facteurs sont toujours mal compris.

La prévalence et la chronicité associées à la douleur lombaire lors du travail debout suggèrent que le mécanisme puisse impliquer un chargement chronique aux structures lombaires; cependant, ce mécanisme n'inclut probablement pas la pression directe sur les tissus comme principale cause, puisque la recherche démontre que les forces de compression sur les disques de la colonne en position debout sont négligeables (Chaffin et Page, 1994; Gregory et Callaghan, 2008). Une autre explication veut que la douleur découle de la fatigue due à l'accumulation de métabolites et à l'augmentation de la température interne (Gregory et Callaghan, 2008; Madeleine et coll., 1998). De façon cohérente avec le modèle de peur-évitement (Lethem et coll., 1983), la douleur provoquerait ensuite l'adoption de diverses stratégies compensatoires, amenant le travailleur à sélectionner des stratégies posturales dans le but d'éviter ou de réduire la douleur (Duarte et Zatsiorsky, 2000). Des adaptations posturales sont effectivement observées chez les travailleurs qui doivent demeurer debout pendant une longue période de temps (Freitas et coll., 2005). Cependant, dans certains cas, ces ajustements posturaux peuvent également s'avérer dangereux. Par exemple, la fatigue aux muscles de la colonne et aux jambes peut amener le

travailleur à légèrement fléchir ou repositionner le dos, ce qui aurait pour conséquence immédiate de redistribuer la charge vers des muscles avoisinants non-douloureux, mais aussi de contribuer à augmenter les forces de torsion et/ou de cisaillement à L4/L5, comme démontré par Gregory et Callaghan (2008). Ces adaptations pourraient aussi entraîner plus de chargement sur les disques intervertébraux, les ligaments et les muscles de la colonne lombaire et placer le travailleur en situation de risque accru dû à une posture compensatoire asymétrique, qui représente aussi un facteur de risque de blessures traumatiques et d'accidents (Au et coll., 2001).

Si l'on croit l'hypothèse des bénéfices d'adopter de fréquents ajustements posturaux afin de répartir les charges musculaires et d'éviter ou de déplacer la douleur musculaire en posture debout prolongée, une absence d'ajustements posturaux dans ces conditions pourrait être associée à une condition pathologique. Les études du contrôle de la posture debout chez les personnes atteintes de lombalgie ne brossent cependant pas un portrait si clair. D'une part, elles démontrent que les personnes atteintes de lombalgie ont une posture debout dans l'ensemble moins stable, surtout lors de tâches complexes (p. ex. yeux fermés; Alexander et LaPier, 1998; della Volpe et coll., 2006; Madeleine et coll., 1998; Mientjes et Frank, 1999; Mok et coll., 2004). Cependant, ces personnes n'arriveraient pas à adapter leur posture dans le temps, comme le font les personnes en santé. Effectivement, il a été récemment démontré que les personnes présentant des symptômes de lombalgie effectuaient moins d'ajustements posturaux durant une tâche d'une durée de 30 min debout (Lafond et coll., 2009). Ces résultats ont été expliqués par des déficits au regard de la sensibilité des récepteurs musculaires (Taylor et coll., 2000; Madigan et coll., 2006) et/ou de l'intégration des informations proprioceptives reliées à la fatigue et la douleur (Gill et Callaghan, 1998). Ces déficits peuvent à leur tour jouer un rôle important dans le contrôle de la posture, de sorte que les informations provenant des structures musculaires de la région lombaire seraient mal interprétées ou mal utilisées afin de modifier les stratégies de contrôle de l'orientation posturale (Claeys et coll., 2011; Horak, 2006; Mok et coll., 2004; Popa et coll., 2007). Les personnes avec lombalgie adopteraient donc, en posture debout, une stratégie plus rigide et moins adaptable aux conditions et au temps de la tâche (Brumagne et coll., 2008; Lafond et coll., 2009), suggérant des limitations au niveau des mécanismes de contrôle de la posture debout chez les personnes avec lombalgie.

Les études électromyographiques soutiennent également l'hypothèse que la lombalgie soit reliée à des déficits de contrôle de la posture résultant d'une posture plus rigide. Certaines études ont mesuré de plus hauts niveaux de coactivation des fléchisseurs et extenseurs lombaires chez les personnes avec lombalgie (van Dieen et coll., 2003; Gregory et coll., 2008). De plus, des études ont démontré que les patrons de coactivation de muscles de la région lombo-pelvienne résultaient en une augmentation des charges compressives sur les disques lombaires, et donc pourraient jouer un rôle dans le mécanisme de développement des symptômes (Granata et Marras, 2000). Jusqu'à récemment, peu d'études électromyographiques avaient quantifié les patrons lors d'une tâche debout prolongée. À l'aide d'études expérimentales dans lesquelles les sujets réalisaient une tâche exigeant une posture statique debout qui devait être maintenue pendant 2 h, les chercheurs du groupe de Nelson-Wong et Callaghan ont trouvé que les personnes symptomatiques démontraient plus de coactivation de muscles de la région lombo-pelvienne comparativement aux groupes contrôles (Nelson-Wong 2008, 2010a-c). De plus, jusqu'à récemment, on supposait que la coactivation accrue chez les patients lombalgiques était une conséquence, ou une adaptation à la douleur (van Dieen et coll., 2003b; O'Sullivan, 2005),

encore une fois en lien avec le modèle de peur-évitement (Lethem et coll., 1983). En effet, plusieurs chercheurs interprétaient ces données comme reflétant une stratégie volontaire de protection de la colonne vis-à-vis de potentielles forces externes pouvant raviver la douleur (van Dieen et coll., 2003b). Cependant, une étude récente a utilisé un devis longitudinal pour établir que les individus initialement asymptomatiques manifestant éventuellement des symptômes de lombalgie étaient ceux qui démontraient le plus de coactivation lors d'une tâche en station debout (Nelson-Wong et coll., 2010a), suggérant un lien causal entre des niveaux élevés de coactivation et l'apparition de symptômes de lombalgie. La série d'études récentes provenant de ce groupe apparaît extrêmement prometteuse et pourrait mener à l'identification précoce de travailleurs chez qui la posture debout pourrait être contre-indiquée. Cependant, à ce stade-ci, il est impossible de prédire si d'autres postures seraient moins dangereuses pour ces personnes.

2.3 L'alternative habituelle : la posture de travail assise

La posture de travail assise est celle qui est la plus commune dans plusieurs régions du monde. Cela est notamment le cas en Suède, où environ 75 à 79 % des travailleurs répertoriés dans les secteurs manufacturiers et des services accomplissent leurs tâches en posture assise (Messing et coll., 2008). Une chaise de travail présente bien entendu certains avantages; elle peut offrir une plus grande aire de contact avec des surfaces de support (sol, siège, dossier, appui-bras dans certains cas), ce qui confère au corps une posture de travail dans l'ensemble plus stable. Cela peut représenter un avantage en ce qui a trait à la performance de tâches hautement précises ou cognitivement exigeantes (Mathiassen et coll., 2003). À ce propos, Laville (1985) décrit la posture stable comme un élément référentiel inhérent à la programmation et à l'accomplissement de gestes précis. De plus, le travail assis est nécessairement moins exigeant en matière cardiovasculaire, comparativement au même travail effectué debout puisqu'il nécessite la sollicitation de moins de muscles.

Cependant, la posture assise représente elle aussi certains risques pour la santé et le bien-être des travailleurs, de sorte que certains chercheurs sont d'avis que l'adoption de la posture de travail assise comme intervention en soi ne suffit pas à réduire le risque de lombalgie au travail associé à la posture debout (Lis et coll., 2007). Plusieurs chercheurs ont étudié le lien entre le fait de travailler assis pendant de longues périodes et la présence de symptômes de lombalgie (Roffey et coll., 2010b). Le fait d'être assis diminue la mobilité de la colonne et des membres inférieurs, ce qui pourrait amener les travailleurs à effectuer plus de gestes répétitifs avec les membres supérieurs et/ou à augmenter leur amplitude. Cet aménagement pourrait donc augmenter l'importance du facteur de risque des gestes répétitifs. En effet, une étude comparant les stratégies de caissières en position assise ou debout a démontré qu'en position assise, l'activité des muscles du cou et des épaules était plus grande, et les gestes des membres supérieurs de plus grande amplitude, suggérant ainsi une plus grande fatigabilité des muscles des membres supérieurs lorsque la même tâche est effectuée en position assise, surtout si le poste de travail n'est pas aménagé selon les normes ergonomiques (Lehman et coll., 2001). Un autre mécanisme proposé veut que la posture assise statique fasse obstacle à la nutrition des disques intervertébraux (Marras et coll., 1995). Encore une fois, cela suggère que la posture en soi n'est pas en faute, mais qu'il s'agit plutôt de sa composante statique (Van Deursen et coll., 1999). Certaines études de laboratoire ont tenté de relier les différences des composantes posturales des postures assise et debout au risque de développement de symptômes (Marras et coll., 1995;

Wilke et coll., 1999). D'une part, l'angle naturel de la lordose serait moins bien préservé en position assise, comparativement à une posture debout (Lehman et coll., 2001; Wilks et coll., 2006). De plus, les forces de réaction de la surface de sustentation sont appliquées plus près de la région lombaire en position assise comparativement à celles de la position debout, ce qui pourrait suggérer que les disques sont soumis à de plus grandes forces de compression en position assise (Wilks et coll., 2006), cependant, les écrits sont ambigus à ce propos (Andersson et Ortengren, 1974).

Quelques études comparant les patrons biomécaniques (incluant électromyographiques) de la posture assise entre les personnes avec et sans symptômes ont été effectuées récemment. Mak et coll. (2010) ont trouvé que les personnes avec symptômes ne démontraient pas de phénomène de flexion-relaxation des muscles lombaires, qui sont typiques de l'action de s'asseoir chez les personnes sans symptômes. L'étude de Dankaerts (2006) est une des seules ayant quantifié les patrons électromyographiques des sujets symptomatiques en posture assise, ne démontrant pas de différences entre les amplitudes des signaux des fléchisseurs et extenseurs lombaires des groupes symptomatique et ceux de contrôle. Astfalck et coll. (2010) n'ont pas non plus observé de différences d'amplitude de signaux des muscles fléchisseurs et extenseurs lombaires entre ces deux groupes même en sous-classifiant les patients lombalgiques. Le groupe de Watanabe semble être le seul à ce jour ayant calculé la cocontraction lombo-pelvienne en position assise et ayant trouvé un lien entre la cocontraction et le redressement de la courbe lombaire. Cependant, toutes les études de ce groupe ont été effectuées auprès de groupes asymptomatiques (2007, 2008, 2010). De plus, il semble qu'à ce jour, aucune étude n'ait quantifié les patrons de coactivation de muscles de la région lombo-pelvienne durant une tâche exigeant une station assise prolongée ou n'ait comparé ces patrons à ceux enregistrés lors d'une tâche semblable effectuée debout. En conséquence, il est difficile de déterminer les mécanismes du contrôle de la posture assise qui pourraient être atteints chez les personnes avec lombalgie.

2.4 L'alternance du travail assis-debout : une façon d'éviter les dangers d'une posture statique?

Bien que les sections précédentes ne permettent pas de tirer une conclusion claire quant au choix de la meilleure posture de travail entre celle assise et celle debout, elles identifient l'aspect statique des deux postures comme principale cause du risque de blessure associé à chacune, que ce soit en lien avec une posture rigide et une coactivation accrue en position debout, ou avec la nutrition des disques intervertébraux en position assise. Rappelons que le maintien d'une posture statique debout pendant une période prolongée exige des contractions des muscles de la région lombaire de faible intensité comparativement à l'activation maximale de ces muscles, mais de façon soutenue et de longue durée, et que ce type de contraction est connu pour faire obstacle à la circulation sanguine (Kahn et Monod, 1989). Les contractions musculaires isométriques associées au maintien d'une posture statique ont pour effet de créer une augmentation de la pression sanguine locale et de l'ischémie, ce qui provoque l'accumulation de métabolites acides et nuit à leur transport et à leur élimination (Kahn et Monod, 1989). D'autres éléments du mécanisme de fatigue et de déficit de récupération musculaire en lien avec des contractions statiques ont été identifiés, incluant des changements dans l'homéostasie du potassium, et dans le transport des substances régénératrices auquel l'œdème local ferait obstacle (Sjogaard et coll., 1988). Finalement, Kramer et coll. (1985) postulent que la bonne nutrition des disques

intervertébraux dépend au moins en partie des variations de pression créées à l'intérieur et à l'extérieur des disques, suggérant qu'une posture promouvant des variations de pressions faciliterait leur récupération. Certains chercheurs s'entendent pour suggérer que ce ne sont pas les avantages ou inconvénients reliés à la posture assise ou debout, mais la possibilité de varier la posture et les charges associées qui serait de plus près liée au risque de lombalgie (Chaffin et coll., 1999; Veiested et coll., 1993; Kramer et coll., 1985).

Tout compte fait, il semblerait qu'une posture de travail facilitant les ajustements posturaux, comme une posture assis-debout, pourrait prévenir l'apparition des symptômes de lombalgie chez les travailleurs. C'est ce que les bancs assis-debout tentent d'accomplir. Ceux-ci offrent une surface d'assise plus haute que celle normalement sélectionnée en posture assise, et ne proposent généralement pas de surface de stabilisation de la colonne thoracique puisqu'elles ne comportent pas de dossier. Il en résulte que l'utilisateur d'un tel banc l'utilise généralement comme moyen transitoire pour stabiliser et changer sa posture de travail en s'appuyant plus ou moins contre la surface d'assise et/ou en effectuant des ajustements posturaux avec les pieds. L'hypothèse sous-jacente à la prescription d'un banc assis-debout en milieu de travail serait qu'il est possible de soutenir les avantages à la fois de la posture de travail debout (c.-à-d. meilleure mobilité et circulation sanguine) et de la posture assise (c.-à-d. meilleure stabilité posturale, possibilité de relaxer certains muscles). Bien que les bancs assis-debout soient relativement populaires dans certains milieux industriels, il existe très peu d'études sur lesquelles s'appuyer pour recommander leur usage. Chester et collègues (2002) ont trouvé que l'usage d'un banc assis-debout plutôt que l'adoption d'une posture debout ou assise produisait en fait une accumulation sanguine plus importante aux extrémités inférieures. Cependant, le banc utilisé dans cette étude avait été ajusté de façon semblable à une chaise ergonomique (c.-à-d. surface d'assise basse, base immobile). Des résultats similaires ont été trouvés dans une autre étude (Seo et coll., 1996); cependant dans celle-ci, le matériel utilisé dans la fabrication du banc et de sa base était trop glissant (un plastique dur), de sorte que les travailleurs ne pouvaient pas tirer avantage de la possibilité de faire des mouvements avec les membres inférieurs et devaient plutôt effectuer des contractions statiques afin de stabiliser leur posture sur le banc. À notre connaissance, aucune étude n'a donc quantifié les effets de l'utilisation d'un banc assis-debout, aménagé de façon appropriée, sur les patrons d'activation des muscles mis en cause dans le contrôle de la posture, ce qui semble une nécessité préalable à la sélection d'un banc assis-debout comme solution viable en milieu de travail.

2.5 La quantification des patrons de coactivation musculaire

Il existe peu de marqueurs biologiques pouvant être utiles afin de déterminer l'apparition de symptômes reliés à la posture de travail. D'autre part, la technologie associée à la collecte de certaines mesures peut s'avérer invasive et peu pratique en milieu de travail. Les études sur la stabilité posturale, utilisant des techniques de posturographie (plateformes de force), comportent une approche moins invasive; cependant les plateformes sont difficilement adaptables aux collectes de données lors de tâches assises ou effectuées à l'aide d'un banc assis-debout. L'électromyographie de surface, servant à quantifier la commande motrice envoyée aux muscles, est donc une approche avantageuse pour les études en milieu de travail puisque peu encombrante. Les études expérimentales basées sur les signaux électromyographiques permettent également de relier les informations de commandes motrices aux mécanismes de contrôle de la

posture. Cependant, il peut être difficile de détecter des changements dans le signal électromyographique d'un muscle pour des niveaux d'activité aussi faibles que ceux associés au maintien de la posture. Les avancées récentes des études de coactivation musculaire de la région lombo-pelvienne (entre les fléchisseurs et extenseurs, entre les muscles bilatéraux du moyen fessier) offrent de meilleures pistes pour mieux comprendre le rôle que pourrait jouer cette caractéristique du système neuro-musculaire dans le mécanisme de développement de symptômes au dos (Gregory et Callaghan, 2008; Gregory et coll., 2008; Nelson-Wong et coll., 2008; Nelson-Wong et Callaghan, 2010a-c; Nelson-Wong et coll., 2010). La majorité des études quantifiant la coactivation de muscles de la région lombo-pelvienne l'ont fait en calculant les coefficients de corrélation entre les séries temporelles des signaux électromyographiques des principaux muscles de la région lombo-pelvienne, et tenant compte des possibilités de coactivations sagittale (entre les fléchisseurs et les extenseurs) et bilatérale (entre les muscles gauches et droits). C'est notamment l'approche utilisée dans les études du groupe de Nelson-Wong et Callaghan (2010a-c). Cette technique permet de détecter si deux muscles sont actifs simultanément ou s'ils sont déphasés un par rapport à l'autre. Cependant, d'autres techniques d'analyse électromyographique multisites ont été récemment élaborées. Notamment, une technique pour l'analyse de signaux électroencéphalographiques qui permet de mesurer plus d'aspects, incluant des composantes linéaires et aussi non-linéaires, de la relation entre deux séries temporelles (Jeong et coll., 2001). Cette technique de quantification de l'information mutuelle a récemment été appliquée pour la première fois à des signaux électromyographiques, notamment pour analyser des liens entre les signaux provenant de différentes sections du muscle trapèze à la suite de contractions excentriques (Madeleine et coll., 2011). L'hypothèse sous-jacente est que de hauts niveaux d'information mutuelle pourraient signifier la présence de patrons de coactivation, et une capacité réduite à partager les charges à travers de multiples sites musculaires. Cependant, ces analyses n'ont jamais été effectuées auprès de sites musculaires lombo-pelviens, ni pour différentes postures.

En résumé, aucune étude à ce jour ne s'est penchée sur l'analyse des patrons de coactivation des muscles de la région lombo-pelvienne lors de différentes postures de travail. Étant donné l'importante problématique de lombalgies associées au travail en posture statique prolongée, et aux récents progrès des techniques d'analyse multi-musculaire, la table est mise pour la conduite d'études mesurant les effets de différentes postures de travail sur ces patrons électromyographiques. Qui plus est, ces nouvelles approches utilisent une technologie non invasive et facilement utilisable en milieu de travail. Finalement, les études récentes portent à croire que les paramètres extraits de ces analyses pourraient non seulement nous renseigner sur la présence de symptômes, mais également servir à identifier des travailleurs ou postures à risque de développement de symptômes de lombalgie.

3. OBJECTIFS DE RECHERCHE

L'objectif principal de cette recherche était d'évaluer l'effet de la posture de travail sur les patrons musculaires de la région lombo-pelvienne lors d'une tâche de travail manuelle répétitive, en environnement contrôlé et en milieu de travail.

Les objectifs spécifiques de cette recherche étaient les suivants :

- 1- Comparer les patrons d'activation et les indices de coactivation et d'information mutuelle normalisée des muscles de la région lombo-pelvienne enregistrés lors de tâches manuelles répétitives effectuées en postures assise, assis-debout et debout;
- 2- Évaluer la progression dans le temps de ces mêmes indices lors d'une tâche effectuée pendant 34 minutes;
- 3- Quantifier/décrire les liens entre les indices de coactivation et les indicateurs d'inconfort;
- 4- Déterminer la meilleure posture de travail pour la tâche choisie sur la base des indices de coactivation, leur progression et les scores associés;
- 5- Comparer les résultats des deux environnements de collecte de données (laboratoire et milieu de travail);
- 6- Évaluer les effets du type de travail manuel sur les patrons de coactivation chez les travailleurs.

4. MÉTHODOLOGIE

4.1 Participants

Un groupe de 18 jeunes adultes (10 hommes et 8 femmes) et un groupe de 11 travailleurs (5 hommes et 6 femmes de trois entreprises différentes) apparié selon le sexe et l'âge ont volontairement participé à cette étude. Le groupe de jeunes adultes (âge moyen : $32,4 \pm 8,2$), recruté dans la population universitaire et les réseaux sociaux, a participé à la collecte de données en laboratoire, alors que le groupe de travailleurs (âge moyen : $43,2 \pm 8,8$ / années d'ancienneté : $11,6 \pm 9,3$), recruté parmi des entreprises situées dans l'agglomération de Montréal, a participé à des collectes de données directement sur les lieux de travail. Les calculs d'échantillonnage ont été effectués à partir des résultats d'une étude évaluant l'effet d'une pente au sol sur les indices de coactivation bilatérale des extenseurs des hanches chez un groupe éprouvant des douleurs et un groupe ne ressentant aucune douleur lombaire lors d'une tâche en position debout (Nelson-Wong et coll., 2010). En visant une puissance statistique $1-\beta = 80\%$ et un alpha corrigé selon la méthode Bonferroni au nombre de variables utilisées (Jaccard et Wan, 1996), nous avons établi qu'un échantillon total de 12 sujets devrait être suffisant pour mesurer l'effet de posture. Tous les participants ont signé un formulaire de consentement obtenu du comité d'éthique à la recherche du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR) du Montréal métropolitain (CRIR-498-0310) tandis que les femmes enceintes, les individus avec diagnostics cardiovasculaire, intolérance orthostatique ou autres conditions pouvant affecter leur performance lors de l'exécution de la tâche ont été exclus de l'étude, de même que ceux avec une expérience préalable d'usage d'un banc assis-debout. Le volet en laboratoire a été effectué à l'été 2011 alors que celui en milieu de travail a été réalisé principalement à l'été 2013.

4.2 Tâches expérimentales

Le volet en laboratoire de cette étude a été réalisé dans le cadre d'un doctorat soutenu par l'IRSST (D. Antle) lors duquel une collaboration avait été établie avec une entreprise de préparation de produits nutritifs. La tâche expérimentale de ce premier volet de laboratoire avait donc été déterminée de façon à reproduire une tâche moyenne fréquemment effectuée dans cette entreprise, soit celle de pliage de boîtes. Après que cette entreprise eut cessé sa collaboration, d'autres établissements ont dû être approchés afin que l'équipe de recherche puisse recruter des travailleurs effectuant des gestes manuels répétitifs, et ce, dans les trois postures de travail. En bout de piste, trois entreprises ont accepté de collaborer à cette étude : une de confection de gants chauffants (Sujets : S2 à S8), une de cordonnerie (S9) et une d'embouteillage (S10 à S12). Une liste détaillée des tâches de travail effectuées au sein des différentes entreprises est présentée dans le tableau 1. Ces informations ont été obtenues lors d'entretiens avec les superviseurs et validées auprès des travailleurs. Lors des collectes de données en milieu de travail, la hauteur des chaises et du banc assis-debout pouvait être ajustée, alors que celle des plans de travail était fixe. Les données électromyographiques ont été collectées par l'entremise du système portable Biometrics Ltd EMG (USA).

Tableau 1. Description détaillée des tâches de travail de chaque participant des différentes entreprises.

Sujet	Tâches
S2	Debout statique : 0 % Debout en piétinant : 40 % Marche : 10 % Assis : 40 % Alternance entre deux lignes d'assemblage avec posture de travail au choix (assise ou debout) : 1) Assemblage et soudure des composantes avec un fer à souder et une loupe. Vérification au microscope et disposition des cartes sur un chariot; 2) Assemblage de la carte électronique (fabriquée en 1) et des gants pour obtenir des gants chauffants. Ensuite, vérification des gants (température/intégrité du système électronique/confort) et disposition des gants sur un chariot.
S3	Debout statique : 20 % Debout en piétinant : 0 % Marche : 10 % Assis : 70 % Alternance entre deux lignes d'assemblage avec posture de travail au choix (assise ou debout) : 1) Assemblage et soudure des composantes avec un fer à souder et une loupe. Ensuite, vérification des soudures au microscope et disposition des cartes sur un chariot; 2) Assemblage de la carte électronique (fabriquée en 1) et des gants pour obtenir des gants chauffants. Ensuite, vérification des gants (température/intégrité du système électronique/confort) et disposition des gants sur un chariot.
S4	Debout statique : 5 % Debout en piétinant : 15 % Marche : 40 % Assis : 40 % Place les boîtiers et les gants dans des boîtes d'expédition après les avoir étiquetés. Stocke les données dans l'ordinateur et place les boîtes (10 à 40 livres) sur des étagères d'expédition. L'employé déplace les chariots du centre d'emballage aux lignes de productions.
S5	Debout statique : 35 % Debout en piétinant : 5 % Marche : 10 % Assis : 50 % Alternance entre deux lignes d'assemblage avec posture de travail au choix (assise ou debout) : 1) Assemblage et soudure des composantes avec un fer à souder et une loupe. Ensuite, vérification des soudures au microscope et disposition des cartes sur un chariot; 2) Assemblage de la carte électronique (fabriquée en 1) et des gants pour obtenir des gants chauffants. Ensuite, vérification des gants (température/intégrité du système électronique/confort) et disposition des gants sur un chariot.
S6	Debout statique : 0 % Debout en piétinant : 0 %

Sujet	Tâches
	Marche : 30 % Assis : 70 % Alternance entre deux lignes d'assemblage avec posture de travail au choix (assise ou debout) : 1) Assemblage et soudure des composantes avec un fer à souder et une loupe. Ensuite, vérification des soudures au microscope et disposition des cartes sur un chariot; 2) Assemblage de la carte électronique (fabriquée en 1) et des gants pour obtenir des gants chauffants. Ensuite, vérification des gants (température/intégrité du système électronique/confort) et disposition des gants sur un chariot.
S7	Debout statique : 10 % Debout en piétinant : 10 % Marche : 5 % Assis : 75 % Alternance entre deux lignes d'assemblage avec posture de travail au choix (assise ou debout) : 1) Assemblage et soudure des composantes avec un fer à souder et une loupe. Ensuite, vérification des soudures au microscope et disposition des cartes sur un chariot; 2) Assemblage de la carte électronique (fabriquée en 1) et des gants pour obtenir des gants chauffants. Ensuite, vérification des gants (température/intégrité du système électronique/confort) et disposition des gants sur un chariot.
S8	Debout statique : 0 % Debout en piétinant : 0 % Marche : 1 % Assis : 99 % Alternance entre deux lignes d'assemblage avec posture de travail au choix (assis ou debout) : 1) Assemblage et soudure des composantes avec un fer à souder et une loupe. Ensuite, vérification des soudures au microscope et disposition des cartes sur un chariot; 2) Assemblage de la carte électronique (fabriquée en 1) et des gants pour obtenir des gants chauffants. Ensuite, vérification des gants (température/intégrité du système électronique/confort) et disposition des gants sur un chariot.
S9	Debout statique : 40 % Debout en piétinant : 20 % Marche : 10 % Assis : 30 % Réparation d'objets variés (sac, pantalons, ceinture, portefeuilles, etc.). Utilisation des machines à coudre et à pression. Accomplissement du service à la clientèle et de la facturation.
S10 Inspection de bouteilles pleines / grand format	Debout statique : 0 % Debout en piétinant : 40 % Marche : 10 % Assis : 50 % Surveillance de la propreté, de la conformité des étiquettes et du positionnement des bouteilles de spiritueux qui défilent sur un convoyeur et de leur rangement dans des boîtes. La posture de travail est laissée à la discrétion de l'employé (assise ou debout). S'il trouve une ou des bouteilles défectueuses, l'employé les

Sujet	Tâches
	retire du convoyeur et les place sur un chariot. Quand il y a des temps morts dans la chaîne, l'employé nettoie les bouteilles déposées préalablement sur le chariot et conduit le chariot au début de la ligne de montage.
S11 Inspection de bouteilles vides	Debout statique : 0 % Debout en piétinant : 20 % Marche : 10 % Assis : 70 % Surveillance de la propreté des bouteilles vides, de la conformité des étiquettes et de leur positionnement adéquat sur le convoyeur pour être remplies d'alcool. La posture de travail est laissée à la discrétion de l'employé (assise ou debout). S'il trouve une ou des bouteilles défectueuses, l'employé les retire du convoyeur et les place sur un chariot.
S12 Inspection de bouteilles pleines / petit format	Debout statique : 10 % Debout en piétinant : 20 % Marche : 20 % Assis : 50 % Surveillance de la propreté, de la conformité des étiquettes et du bon positionnement des bouteilles de spiritueux sur le convoyeur afin qu'elles soient rangées dans des boîtes. La posture de travail est laissée à la discrétion de l'employé (assise ou debout). S'il trouve une ou des bouteilles défectueuses, l'employé les retire du convoyeur et les place sur un chariot.

En laboratoire, chaque participant a effectué le protocole dans trois postures (assise, debout et assis-debout), lors de trois séances différentes. L'ordre des postures de travail a été déterminé de façon aléatoire pour chaque participant. Celui-ci devait effectuer une tâche de pliage de boîte en carton (masse d'une boîte : environ 50 g) à un rythme moyen de 9 s par boîte. Pendant ces 9 secondes, le participant devait : 1) prendre un morceau de carton situé environ 30 cm à la gauche du plan de travail et le déplacer environ 20 cm devant lui; 2) le plier pour en faire une boîte; 3) déposer la boîte sur une pile de 5 boîtes maximum à 30 cm devant le plan de travail (voir figure 2.)



Figure 2: Illustration de la tâche de pliage de boîtes; lors des séances expérimentales, ces mêmes boîtes sont utilisées, mais le plan de travail est ajusté à la hauteur des coudes, et ce, pour les trois postures.

En milieu de travail, chaque participant a effectué le protocole dans les trois postures de travail, au cours de la même journée de travail. L'ordre des postures de travail a été déterminé de façon aléatoire pour chaque participant. Chacune des tâches choisies dans les entreprises partenaires nécessite des gestes manuels répétitifs effectués à partir d'une posture relativement statique. Les mouvements des membres supérieurs étaient faits dans un plan horizontal, plus ou moins à la hauteur des coudes, à une distance équivalente à la longueur des avant-bras, devant le travailleur.

4.3 Procédures expérimentales

Au début de chaque séance, le protocole de recherche a été expliqué au participant et la signature du formulaire de consentement obtenue. Ensuite, en suivant les procédures standardisées de préparation de la peau (rasage, nettoyage, frotage), des électrodes de surface ont été appliquées sur les sites musculaires bilatéraux suivants : érecteurs du rachis (lumbar errector spinae), obliques externes (external oblique), droits de l'abdomen (rectus abdominis) et moyens gluteaux (gluteus medius) (figure 3) ainsi qu'une électrode de référence sur le processus styloïde. Chaque participant a ensuite effectué des efforts de référence, deux fois pour chaque muscle, selon les procédures décrites dans la littérature (Nelson-Wong et coll., 2010). Pour la normalisation des signaux des érecteurs du rachis, les sujets étaient couchés sur le ventre au bord d'une table de massage, leurs jambes stabilisées. Ils ont maintenu une position horizontale avec le haut du corps suspendu sans support (position « planche »). Pour normaliser les signaux de ce muscle, une tâche de référence sous-maximale a été choisie afin d'éviter les risques de blessures. Pour la normalisation des fléchisseurs de la colonne lombaire (obliques externes et droits de l'abdomen), les sujets, en position de redressement assis, devaient maintenir un angle de flexion du tronc de 45 degrés par rapport à l'horizontale, et devaient appliquer une force de flexion maximale contre une force manuelle d'extension (normalisation des signaux des abdominaux) et de rotation (obliques) appliquée aux épaules. Pour la normalisation des muscles moyens glutéaux, les participants étaient couchés sur le côté et devaient maintenir environ 10 degrés d'abduction de la hanche et effectuer des contractions d'abduction et de rotation externe contre une résistance manuelle appliquée au genou. Lors de ces trois dernières procédures, les participants ont effectué des efforts maximaux isométriques, le choix de ces tâches étant basé sur la littérature (Nelson-Wong et coll., 2010 ; Kendall et coll., 2005).

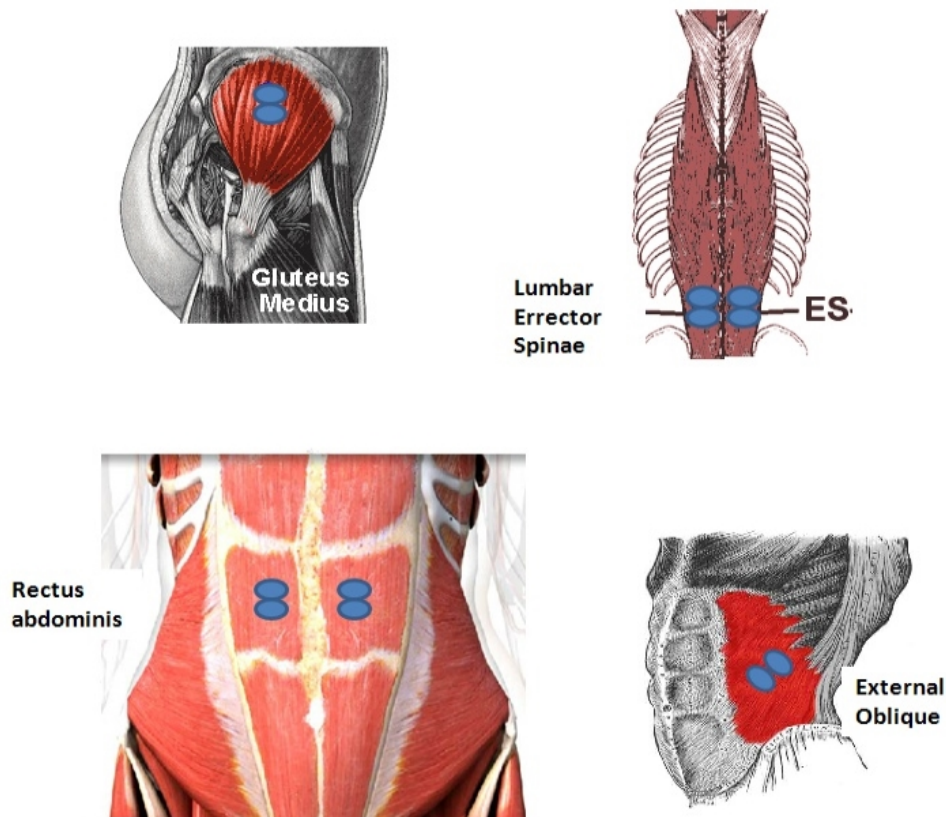


Figure 3 : Sites approximatifs de la pose des électrodes de surface. Les électrodes sont représentées par les formes ovales bleues.

Pour les séances en laboratoire, la hauteur du plan de travail était ajustée à 5 cm sous les coudes et un enregistrement au repos de cette position a été effectué. Ensuite, les participants se sont vus offrir la possibilité de pratiquer la tâche de pliage de boîte pendant 5 minutes. Les données électromyographiques ont été collectées par l'entremise du système Telemetry (Noraxon, USA) et échantillonnées à 1080 Hz. Pour les séances en milieu de travail, seule la hauteur des chaises et celle du banc assis-debout pouvait être ajustée, la hauteur des plans de travail étant fixe. Les données électromyographiques ont été collectées par l'entremise du système portable Biometrics Ltd EMG (USA) et échantillonnées à 1000 Hz.

Ensuite, tous les sujets (deux volets) ont participé à la procédure de collecte de données. Les données EMG étaient enregistrées pendant 30 secondes, au tout début de la tâche et à toutes les 4 minutes pour un total de 9 collectes (32 minutes de travail). Toutes les 8 minutes, les sujets devaient indiquer s'ils ressentaient un inconfort dans une région particulière à l'aide d'un schéma corporel (figure 4). Pour chaque région, ils devaient donner un score entre zéro (rien) et 10 (agonisant), qui représentait l'intensité d'inconfort à cette région.

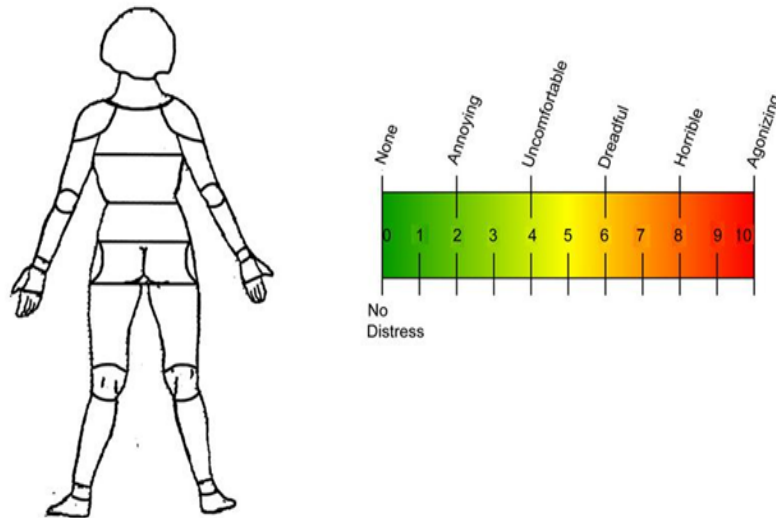


Figure 4: Schéma corporel utilisé pour évaluer l'inconfort (adapté de Corlett et coll., 1976)

4.4 Analyse des données

Tous les signaux ont été filtrés à l'aide d'un filtre à bande passante (Butterworth, aucun décalage, 20-500 Hz) et rectifiés. Afin de calculer les indices de coactivation pour chaque paire de muscles étudiée (paire droite et paire gauche érecteurs du rachis – droits de l'abdomen (ERD-DAD / ERG-DAG), paire droite et paire gauche érecteurs du rachis – obliques externes (ERD-OED / ERG-OEG), et paire gauche-droite des moyens glutéaux (MGD-MGG), en utilisant la méthode décrite par le groupe de Nelson-Wong (2008). Brièvement, des corrélations croisées ont été calculées sur les séries temporelles des données de paires de signaux électromyographiques. Une enveloppe linéaire a été déterminée en appliquant un filtre Butterworth de 6 Hz. Ensuite, des corrélations croisées ont été calculées sur des échantillons de 500 ms à l'aide de l'équation suivante :

$$\text{Equation 1: } R_{xy}(\tau) = \frac{1}{T} \int_0^T \frac{x(t)y(t + \tau)dt}{R_{xx}(0) R_{yy}(0)}$$

Où $R_{xy}(\tau)$ est le coefficient de corrélation croisée normalisé de deux séries temporelles : x au temps t , et y au temps $t + \tau$, et où τ représente le décalage temporel de 500 ms. Le résultat est une série de valeurs entre -1 (décalage total, ou activation réciproque) et 1 (signaux parfaitement synchronisés, ou muscles coactivés). De cette série, la valeur maximale absolue a été extraite afin de représenter le degré de coactivation maximal de cet intervalle de 500 ms. Une valeur de coactivation a donc été obtenue pour chaque 500 ms d'un bloc d'enregistrement de 30 s (= 60 échantillons). La moyenne de ces 60 échantillons a été calculée pour finalement obtenir un indice moyen de coactivation maximale représentatif de la coactivation de chaque paire de muscles durant chaque intervalle de 30 s.

Afin de détecter également les composantes non linéaires de la relation entre deux muscles, le calcul d'information mutuelle normalisée (IMN), décrit par Jeong et coll. (2001) et appliqué aux signaux électromyographiques par Madeleine et coll. (2011), a été utilisé sur les mêmes paires de muscles que pour les indices de coactivation. Cette méthode a recours à l'approche statistique bayésienne afin de déterminer la connectivité fonctionnelle entre deux séries temporelles. L'IMN est calculée entre deux signaux normalisés, sur des échantillons de 500 ms. Pour ce faire, l'entropie de chaque signal est calculée en premier à l'aide des équations suivantes :

$$\text{Équation 2a: } H_x = - \sum [p_x(p_{xi})] \cdot \log[p_x(p_{xi})]$$

$$\text{Équation 2b: } H_y = - \sum [p_y(p_{yi})] \cdot \log[p_y(p_{yi})]$$

Où p_x et p_y représentent la fonction de distribution de probabilité des deux séries temporelles x et y , en utilisant la méthode de l'histogramme. Ensuite, p_{xi} et p_{yi} représentent les i -èmes sections de l'histogramme normalisé (Madeleine et coll., 2011). L'étape suivante est de calculer l'information mutuelle (*mutual information*, MI) comme décrite dans Jeong et coll. (2011) et à l'aide de l'équation suivante :

$$\text{Équation 3: } MI = \sum [p_{xy}(p_{xi}, p_{yi})] \cdot \log\left[\frac{p_{xy}(p_{xi}, p_{yi})}{p_x(p_{xi}) p_y(p_{yi})}\right]$$

Où $p_{xy}(p_{xi}, p_{yi})$ est la fonction de densité de probabilité commune (*joint probability density function*) pour les signaux X et Y . Le résultat : IM, varie entre 0 et l'entropie minimale des signaux. L'étape finale est donc de normaliser à l'entropie afin de permettre les comparaisons et d'obtenir l'information mutuelle normalisée (IMN), selon la formule suivante :

$$Nrm - MI_{XY} = \frac{MI_{XY}}{\min(H(X), H(Y))}$$

L'IMN varie donc entre 0 (aucun lien) à 1 (dépendance complète entre les signaux; Kojadinovic, 2005), semblablement à l'identification des variables de coactivation précédemment décrite.

4.5 Analyses statistiques

Pour chacune des séries de données (laboratoire et milieu de travail), des analyses de variance (ANOVA) à deux facteurs et à mesures répétées ont été effectuées afin d'investiguer les effets de posture (assise par rapport à debout par rapport à assis-debout) et les effets de temps (0-4-8-12-16-20-24-28-32 minutes) sur les scores de coactivation et d'information mutuelle. Si un effet significatif était détecté, des t-tests appariés étaient réalisés afin de déterminer plus précisément la nature des comparaisons significatives. Les analyses ont été effectuées à l'aide du logiciel SPSS (IBM software, USA) avec un α significatif sous 0,05 et un α corrigé avec la méthode Bonferroni pour les comparaisons multiples post-hoc (Tukey HSD). Les données d'inconfort ont été rapportées à l'aide de statistiques descriptives étant donné le faible nombre de scores positifs rapportés, surtout lors du volet en milieu de travail (voir Résultats).

5. RÉSULTATS

5.1 Effets de posture

5.1.1 Données en laboratoire

Des effets significatifs de posture sur les indices de coactivation ont été trouvés pour deux paires de muscles, soient ERG-OEG ($F(2,28) = 5.931 / p = 0.007$) et ERD-OED ($F(2,26) = 3.743 / p = 0.037$) révélant qu'en adoptant une posture debout, la coactivation entre les deux muscles est inférieure à celle mesurée en posture assise et en posture assis-debout (voir figure 5a). Des effets significatifs de posture sur les indices d'IMN ont également été repérés sur deux autres paires de muscles, soient GMD-GMG ($F(2,24) = 5.606 / p = 0.01$) et ERD-RAD ($F(2,22) = 3.791 / p = 0.038$), révélant une connectivité plus grande dans les postures assise et assis-debout que dans la posture debout (voir figure 5b).

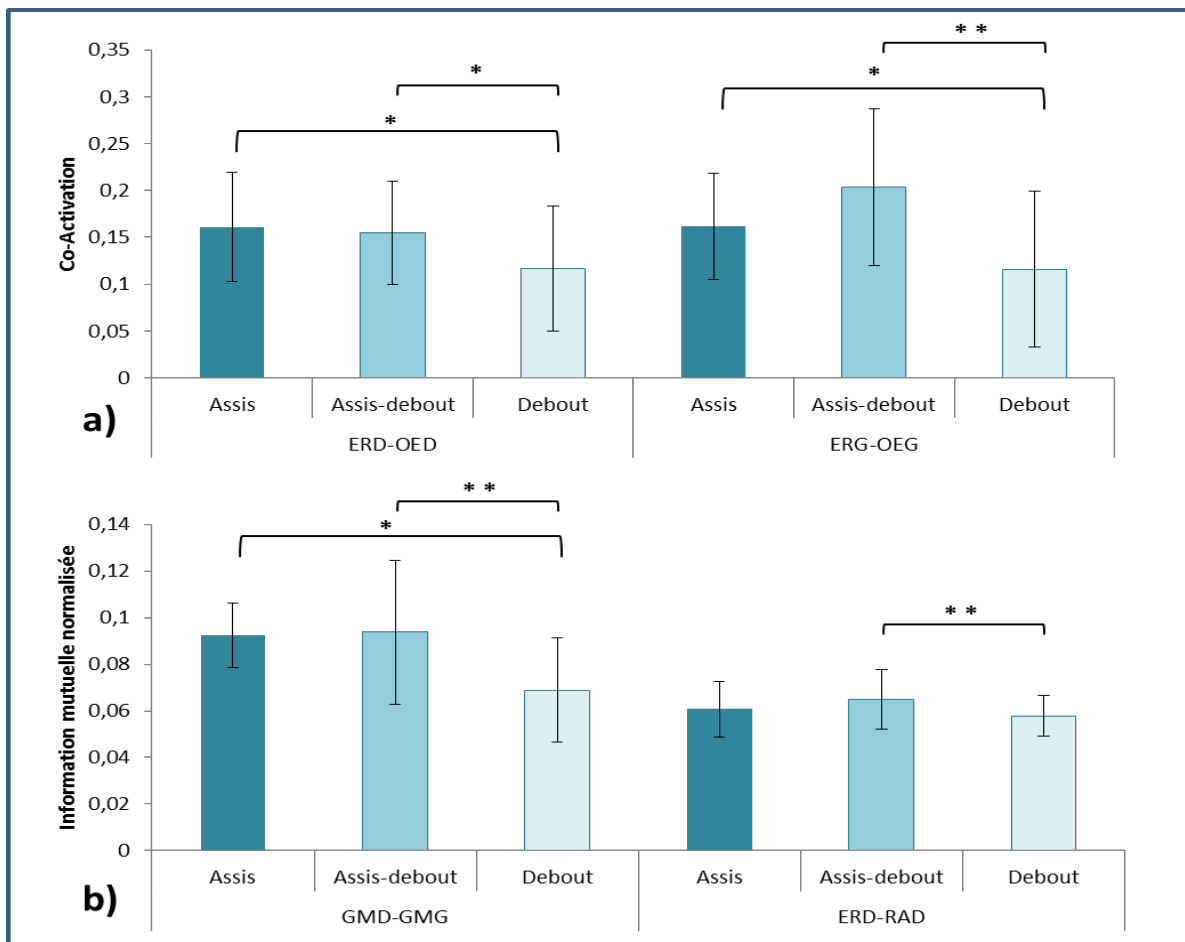


Figure 5. Effets significatifs de posture (données en laboratoire), sur les différentes paires de muscles pour les indices de a) coactivation et b) information mutuelle normalisée, représentés par les moyennes de groupe (laboratoire) et les écartstypes (barres d'erreurs) (* $p < 0.05$ / ** $p < 0.01$). ERD-OED : érecteur du rachis – oblique externe droite; ERG-OEG : érecteur du rachis – oblique externe gauche; MGD-MGG : moyen glutéal droite – gauche; ERD-DAD : érecteur du rachis – droit de l'abdomen droite.

5.1.2 Données en milieu de travail

Pour les données collectées en milieu de travail, seulement une paire de muscles a révélé un effet significatif de posture sur les indices d'information mutuelle normalisée révélant que la connectivité entre GMD et GMG est plus grande dans la position debout que dans les deux autres postures ($F(2,18) = 10.807 / p = 0.001$) (voir figure 6). Aucune autre paire de muscles n'a révélé quoi que ce soit pour les indices de coactivation. Le tableau 2 rapporte toutes les valeurs moyennes et les valeurs p de chaque posture pour chaque collecte de données.

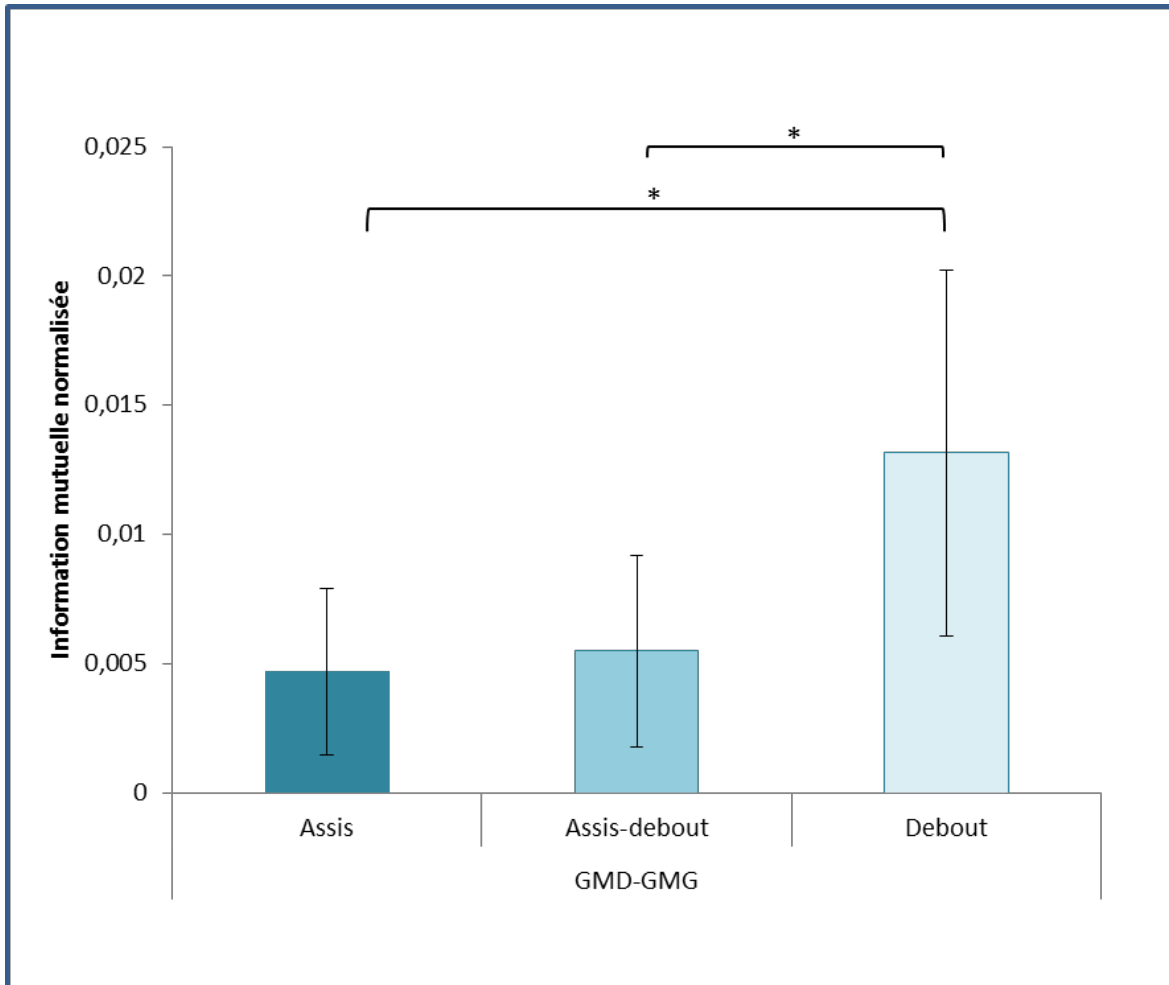


Figure 6. Effets significatifs de posture (données en milieu de travail), sur les indices d'information mutuelle normalisée pour la paire moyens glutéaux droite-gauche (MGD-MGG), représentés par les moyennes (ET) de groupe (milieu de travail) et les écarttypes (barres d'erreurs) (* $p < 0.025$).

Tableau 2. Effets de posture, en laboratoire et en milieu de travail, pour les trois postures ainsi que les valeurs moyennes (écart-type) de coactivation et d'information mutuelle normalisée (IMN) pour chaque paire de muscles (* $p < 0.05$).

EFFETS DE LA POSTURE	Laboratoire				Milieu de travail			
	Assis	Assis-debout	Debout	Valeur-p	Assis	Assis-debout	Debout	Valeur-p
Coactivation								
ERG-OEG	0,1666 (0,0554)	0,2035 (0,0833)	0,1157 (0,0830)	0,007*	0,1623 (0,1643)	0,1843 (0,1674)	0,1400 (0,1468)	0,479
ERG-DAG	0,3567 (0,1921)	0,3582 (0,2659)	0,2496 (0,1208)	0,3	0,2188 (0,1893)	0,1860 (0,2109)	0,1405 (0,1545)	0,326
ERD-OED	0,1627 (0,0619)	0,1608 (0,0517)	0,1162 (0,0669)	0,037*	0,1230 (0,1210)	0,1250 (0,1498)	0,1089 (0,1530)	0,901
ERD-DAD	0,1459 (0,1069)	0,2184 (0,1105)	0,1615 (0,0574)	0,113	0,1794 (0,1502)	0,1551 (0,1985)	0,1373 (0,1539)	0,246
MGD-MGG	0,1186 (0,0687)	0,0941 (0,0959)	0,1079 (0,1079)	0,736	0,1518 (0,1501)	0,1908 (0,1897)	0,2132 (0,1387)	0,353
IMN								
ERG-OEG	0,0477 (0,0143)	0,0481 (0,0177)	0,0414 (0,0133)	0,219	0,0125 (0,0142)	0,0159 (0,0232)	0,0177 (0,0138)	0,567
ERG-DAG	0,1318 (0,1138)	0,1484 (0,1354)	0,0929 (0,0661)	0,329	0,0112 (0,0131)	0,0150 (0,0288)	0,0205 (0,0205)	0,335
ERD-OED	0,0493 (0,0139)	0,0536 (0,0155)	0,0453 (0,0127)	0,21	0,0164 (0,0223)	0,0111 (0,0169)	0,0157 (0,0121)	0,257
ERD-DAD	0,0615 (0,0131)	0,0669 (0,0132)	0,0575 (0,0094)	0,038*	0,0175 (0,0290)	0,0163 (0,0251)	0,0227 (0,0223)	0,633
MGD-MGG	0,0925 (0,0139)	0,0939 (0,0309)	0,0689 (0,0224)	0,01*	0,0092 (0,0122)	0,0088 (0,0115)	0,0179 (0,0183)	0,001*

5.2 Effets de temps

5.2.1 Données en laboratoire

Des effets significatifs de temps sur les indices de coactivation ont été trouvés pour deux paires de muscles, soient ERG-OEG ($F(8,280) = 2.090 / p = 0.037$) et ERG-RAG ($F(8,264) = 2.069 / p = 0.039$), révélant une augmentation de l'indice de coactivation avec le temps. Cependant, les comparaisons multiples, corrigées avec la méthode Bonferroni n'ont révélé qu'une seule comparaison significative entre la 8^e minute et la 32^e minute, pour la paire ERG-OEG ($t = 0.001$) (voir figure 7a). Des effets significatifs de temps ont aussi été décelés sur les indices d'IMN pour deux paires de muscles, soit ERG-OEG ($F(8,280) = 4.418 / p = 0.0001$) et ERD-RAD ($F(8,256) = 3.388 / p = 0.038$), révélant une augmentation de la connectivité entre les muscles de chaque paire avec le temps. Les comparaisons multiples *a posteriori* ont révélé deux comparaisons significatives entre la minute 0 et la 28^e minute, ainsi qu'entre la 12^e minute et la 24^e minute, pour la paire ERG-OEG.

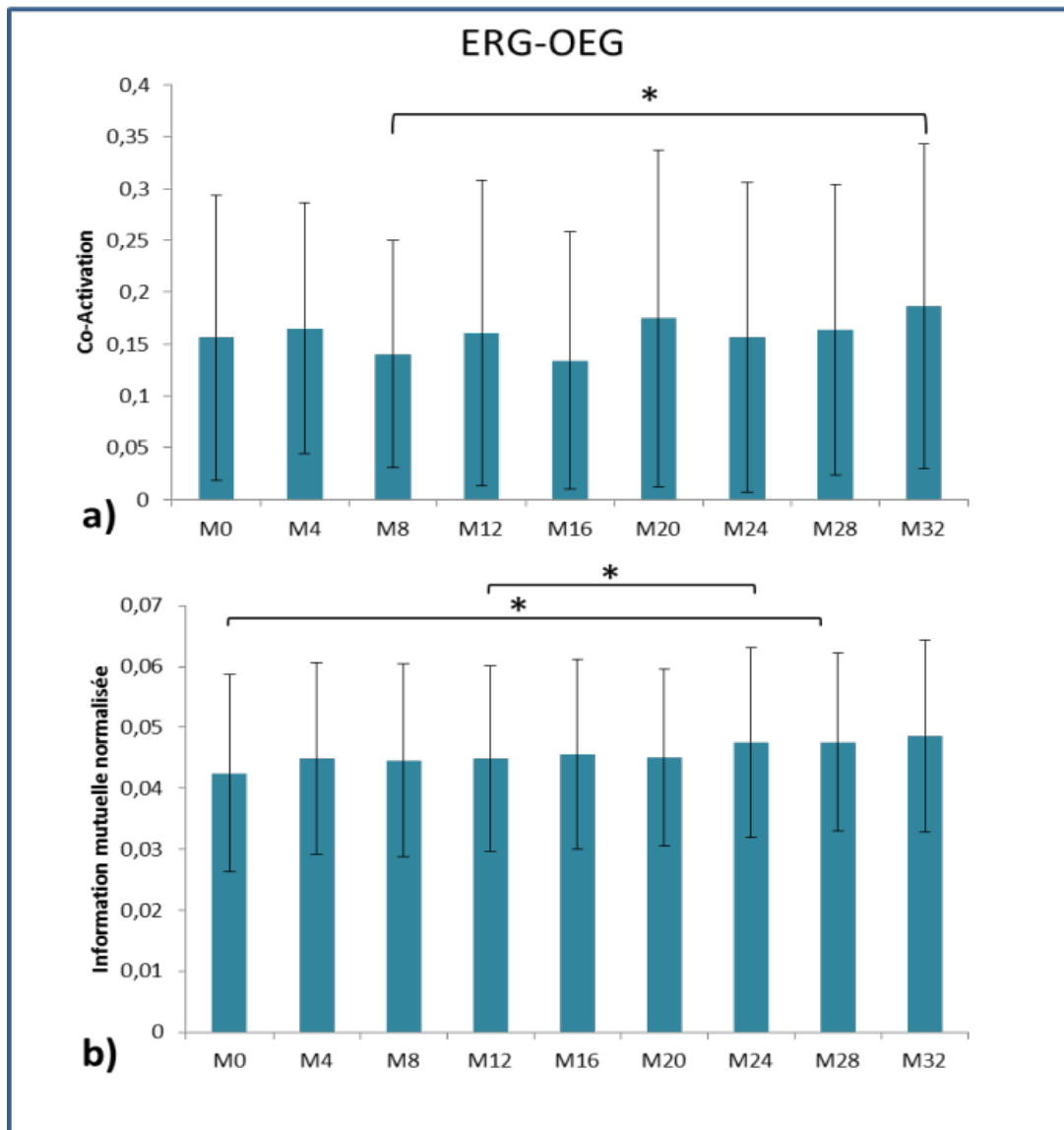


Figure 7. Effets significatifs de temps (données en laboratoire), sur les indices de a) coactivation et b) information mutuelle normalisée, pour la paire érecteur du rachis – oblique externe gauche (ERG-OEG), représentés par les moyennes de chaque bloc de 4 minutes et les écarttypes (barres d'erreurs) (* valeur p significative après correction Bonferroni).

5.2.2 Données en milieu de travail

Aucun effet significatif de temps n'a été trouvé pour les indices de coactivation et d'information mutuelle normalisée, et ce, pour toutes les paires de muscles étudiées. Le tableau 3 rapporte les effets de temps, pour chaque environnement de collecte de données ainsi que les valeurs de coactivation et d'information mutuelle normalisée pour chaque paire de muscles.

Tableau 3. Indices de corrélation croisée et d'information mutuelle normalisée (* p<0.05).

Temps	T0	T4	T8	T12	T16	T20	T24	T28	T32	p-values
Laboratoire / corrélations croisées										
ERG-OEG	0,1502 (0,1530)	0,1533 (0,1200)	0,1072 (0,1286)	0,1585 (0,1518)	0,1324 (0,1323)	0,1727 (0,1403)	0,1665 (0,1510)	0,1638 (0,1420)	0,2181 (0,1505)	0,037*
ERG-DAG	0,2762 (0,2786)	0,2802 (0,2571)	0,2671 (0,2293)	0,2936 (0,2786)	0,3118 (0,2282)	0,3082 (0,2679)	0,3424 (0,2537)	0,3378 (0,2502)	0,3538 (0,2614)	0,039*
ERD-OED	0,1011 (0,1123)	0,1346 (0,1309)	0,1099 (0,1032)	0,1589 (0,1278)	0,1420 (0,1095)	0,1288 (0,1363)	0,1467 (0,1158)	0,1378 (0,1268)	0,1799 (0,1415)	0,170
ERD-DAD	0,1188 (0,1318)	0,1281 (0,1442)	0,1475 (0,1369)	0,1957 (0,1702)	0,1354 (0,1377)	0,1678 (0,1278)	0,1892 (0,1440)	0,1834 (0,1466)	0,1892 (0,1687)	0,058
MGD-MGG	0,0539 (0,1297)	0,1064 (0,1174)	0,1018 (0,1546)	0,1139 (0,1379)	0,1096 (0,1906)	0,1139 (0,1529)	0,1340 (0,1566)	0,1359 (0,1645)	0,1088 (0,1721)	0,324
IMN										
ERG-OEG	0,0423 (0,0164)	0,0439 (0,0155)	0,0445 (0,0158)	0,0443 (0,0146)	0,0445 (0,0151)	0,0451 (0,0149)	0,0467 (0,0157)	0,0466 (0,0145)	0,0474 (0,0152)	0,0001*
ERG-DAG	0,1194 (0,1266)	0,1324 (0,1240)	0,1198 (0,1009)	0,1308 (0,1063)	0,1361 (0,1353)	0,1426 (0,1389)	0,1371 (0,1209)	0,1435 (0,1398)	0,1348 (0,1128)	0,192
ERD-OED	0,0459 (0,0155)	0,0486 (0,0157)	0,0478 (0,0158)	0,0483 (0,0153)	0,0479 (0,0151)	0,0486 (0,0142)	0,0489 (0,0143)	0,0484 (0,0137)	0,0496 (0,0141)	0,147
ERD-DAD	0,0575 (0,0117)	0,0588 (0,0127)	0,0603 (0,0130)	0,0584 (0,0126)	0,0599 (0,0116)	0,0597 (0,0123)	0,0620 (0,0111)	0,0627 (0,0113)	0,0627 (0,0112)	0,001*
MGD-MGG	0,0778 (0,0266)	0,0801 (0,0257)	0,0808 (0,0259)	0,0807 (0,0248)	0,0817 (0,0260)	0,0818 (0,0241)	0,0823 (0,0251)	0,0821 (0,0257)	0,0823 (0,0271)	0,239
Milieu de travail / Coactivation										
ERG-OEG	0,1493 (0,1276)	0,1494 (0,1615)	0,1653 (0,1569)	0,1903 (0,1650)	0,1406 (0,1641)	0,1761 (0,1656)	0,1644 (0,1464)	0,1571 (0,2025)	0,1673 (0,1557)	0,705
ERG-DAG	0,1755 (0,1930)	0,1777 (0,1995)	0,1925 (0,1969)	0,2097 (0,1997)	0,1431 (0,1701)	0,1917 (0,1626)	0,1998 (0,1993)	0,1712 (0,2222)	0,1734 (0,1581)	0,778
ERD-OED	0,1068 (0,1429)	0,1417 (0,1613)	0,1153 (0,1494)	0,1198 (0,1568)	0,1290 (0,1312)	0,1262 (0,1217)	0,1005 (0,1368)	0,1104 (0,1634)	0,1212 (0,1171)	0,557
ERD-DAD	0,1544 (0,1429)	0,1634 (0,1526)	0,1603 (0,1580)	0,1612 (0,2001)	0,1802 (0,1414)	0,1489 (0,1943)	0,1511 (0,1569)	0,1277 (0,2186)	0,1673 (0,1564)	0,314
MGD-MGG	0,1669 (0,1601)	0,1613 (0,1463)	0,1897 (0,1403)	0,1696 (0,1694)	0,2091 (0,1766)	0,1764 (0,1523)	0,1968 (0,1631)	0,1930 (0,2009)	0,2063 (0,1577)	0,583
IMN										
ERG-OEG	0,0166 (0,0215)	0,0162 (0,0228)	0,0167 (0,0171)	0,0171 (0,0218)	0,0148 (0,0134)	0,0156 (0,0217)	0,0134 (0,0129)	0,0150 (0,0146)	0,0131 (0,0097)	0,207
ERG-DAG	0,0198 (0,0363)	0,0161 (0,0258)	0,0154 (0,0177)	0,0157 (0,0230)	0,0149 (0,0175)	0,0177 (0,0259)	0,0130 (0,0129)	0,0133 (0,0127)	0,0147 (0,0181)	0,551
ERD-OED	0,0147 (0,0153)	0,0162 (0,0279)	0,0161 (0,0183)	0,0156 (0,0220)	0,0127 (0,0096)	0,0128 (0,0163)	0,0117 (0,0097)	0,0153 (0,0186)	0,0147 (0,0156)	0,217
ERD-DAD	0,0184 (0,0234)	0,0199 (0,0334)	0,0209 (0,0274)	0,0184 (0,0263)	0,0165 (0,0173)	0,0166 (0,0218)	0,0152 (0,0165)	0,0220 (0,0280)	0,0217 (0,0336)	0,199
MGD-MGG	0,0127 (0,0134)	0,0111 (0,0154)	0,0125 (0,0132)	0,0149 (0,0201)	0,0117 (0,0159)	0,0126 (0,0190)	0,0095 (0,0097)	0,0124 (0,0148)	0,0104 (0,0104)	0,181

5.3 Indicateurs d'inconfort

De manière globale, peu de participants ont souffert d'inconfort au cours du protocole. Lors du volet en laboratoire, 10 des 18 participants ont noté de l'inconfort en posture assise, variant de 0,5 à 4 sur 10. Pour la posture debout, 4 des 18 participants ont noté un inconfort entre 1 et 8 sur 10, et 5 des 18 participants ont rapporté de l'inconfort en position assis-debout, variant entre 0,5 et 5 sur 10. En milieu de travail, seulement un participant sur 11 a noté un inconfort de 2/10 en position assise et deux participants ont ressenti de l'inconfort en position debout et assis-debout, entre 2 et 4 sur 10. Le tableau 2 montre l'inconfort moyen pour chaque posture et environnement de collecte. Bien que le pourcentage de sujets ayant souffert d'inconfort diffère entre les deux environnements de collecte, l'inconfort moyen ressenti dans toutes les postures varie de 2 à 3 sur 10. Vu le nombre restreint de sujets ayant rapporté de l'inconfort, aucune analyse de groupe ou de corrélation n'a été effectuée.

Tableau 4. Inconfort moyen pour chaque posture et environnement de collecte, ainsi que nombre et pourcentage de sujets utilisés pour le calcul des moyennes et des écartstypes (ET). Seulement les valeurs d'inconfort différentes de zéro ont été incluses dans les calculs de moyenne des scores.

	Laboratoire	Milieu de travail
Assis		
<i>Inconfort (moyenne $\pm$ ET)</i>	2,10 $\pm$ 1,38	2,00 $\pm$ 0,00
<i>N</i>	10	1
<i>% des sujets</i>	55 %	9 %
Assis-Debout		
<i>Inconfort (moyenne $\pm$ ET)</i>	2,08 $\pm$ 1,64	2,00 $\pm$ 0,00
<i>N</i>	5	2
<i>% des sujets</i>	27 %	18 %
Debout		
<i>Inconfort (moyenne $\pm$ ET)</i>	2,93 $\pm$ 2,56	3,00 $\pm$ 1,00
<i>N</i>	4	2
<i>% des sujets</i>	22 %	18 %

6. DISCUSSION

Cette étude avait pour but d'investiguer les effets de la posture de travail sur les indices de coactivation et d'information mutuelle normalisée des muscles bilatéraux de la colonne inférieure et des hanches, lors d'une tâche manuelle répétitive d'une durée de 32 minutes, en environnement contrôlé (laboratoire) et en milieu de travail. Les résultats démontrent des effets significatifs de posture et de temps pour quelques paires de muscles, mais la majorité de ces effets provient de la collecte de données en laboratoire, seulement un effet significatif de posture est issu des données recueillies en milieu de travail. De plus, le seul résultat significatif obtenu en milieu de travail est contradictoire à ceux obtenus en laboratoire. Par contre, les résultats en milieu de travail abondent dans le même sens que ceux de la littérature, à savoir que la posture debout est associée à une plus grande coactivation des muscles des hanches. Puisqu'une étude prospective a déjà identifié un niveau élevé de coactivation des muscles des hanches en posture debout comme un facteur pronostique de l'apparition de symptômes de lombalgie (Nelson-Wong et coll., 2010), nos résultats en milieu de travail abondent dans le sens d'une problématique associée au travail en position debout, qui est en lien avec la coactivation des muscles des hanches.

Nos résultats démontrent des effets significatifs de posture sur les patrons de coactivation. Les résultats des patrons enregistrés en posture debout comparativement à ceux en posture assis-debout en laboratoire ont récemment été publiés (Antle et coll., 2015). Dans cet article, nous avons suggéré que la plus grande coactivation en posture assis-debout pouvait être expliquée par le manque d'expérience des participants qui ont dû adopter cette nouvelle posture, ainsi que par la période de pratique limitée. Il faut également savoir que le banc assis-debout utilisé en laboratoire était légèrement différent de celui utilisé en milieu de travail, notamment avec une surface d'assise et une base un peu plus glissantes et peut-être moins stables. Cela est dû au fait que nous avons eu accès à un prototype de banc assis-debout lors du premier volet en laboratoire, en 2011, alors que nous avons eu accès à un banc amélioré qui a été commercialisé en 2013 pour usage en milieu de travail. En conséquence, il est possible que les participants novices, utilisant un banc assis-debout dont la surface d'assise et la base pouvaient être un peu glissantes, aient dégagé des patrons de plus grande coactivation afin de stabiliser davantage leur posture, et/ou aient tiré moins avantage des possibilités d'inclinaison du banc afin d'améliorer la mobilité en raison du risque perçu de glissement. Il est à noter aussi que lors du volet en laboratoire, les instructions étaient de ne pas bouger les membres inférieurs, aspect que nous n'avons pas contrôlé lors du volet en milieu de travail afin de préserver les aspects écologique et contextuel de l'environnement de travail et de ne pas interférer avec le travail. Finalement, nous croyons aussi que des différences entre les tâches effectuées avec les membres supérieurs aient pu causer cette plus grande coactivation en posture assis-debout en laboratoire. Il est plausible que, combiné avec le glissement possible de la base, les tâches manuelles en laboratoire aient couvert une plus grande aire que celles effectuées en milieu de travail, surtout en direction médiolatérale. En effet, les participants en laboratoire devaient saisir les boîtes situées légèrement à gauche de la ligne médiane, et les déposer devant eux à une hauteur variant entre la hauteur d'une boîte à celle de cinq boîtes empilées. Ces variations médiolatérales et verticales de la tâche manuelle de travail pourraient également expliquer l'observation de plus grande coactivation en posture assise et assis-debout, puisqu'en posture debout, les articulations des genoux et des chevilles peuvent davantage contribuer au déplacement du centre de masse corporel au-dessus de la

surface de support. Cet ensemble de facteurs peut donc possiblement expliquer l'observation de moins grande coactivation en posture debout lors du protocole en laboratoire.

Une autre différence majeure entre les deux volets de l'étude était les âges des participants. Cependant, à notre connaissance, l'âge n'est pas lié à l'effet de la posture sur les patrons de coactivation, du moins en regard des plages d'âges considérées dans cette étude : tous les participants étaient des adultes âgés de plus ou moins 32 ans (laboratoire) à 43 ans (milieu de travail). Toutefois, il est quand même possible que la posture debout ait un effet plus important sur la coactivation lombaire chez les participants plus âgés (les travailleurs), ce qui expliquerait en partie nos résultats en milieu de travail, bien qu'à notre connaissance, aucune étude n'ait spécifiquement documenté cela.

Le fait d'œuvrer dans un contexte expérimental distinct du contexte habituel de travail pourrait être un autre facteur expliquant des données de plus grande coactivation en posture debout lors du volet en milieu de travail. En faisant la moyenne des pourcentages de temps consacrés à travailler dans une des quatre postures habituelles (debout statique, debout en piétinant, marche, assise), le pourcentage de temps de travail passé en posture debout statique est le plus bas, avec une moyenne de 10 % du temps de travail effectué dans cette posture (et seulement deux des 10 travailleurs évalués de qui nous avons obtenu des informations détaillées quant à la nature de leur travail adoptaient la posture debout comme posture de travail la plus fréquente). Même si le protocole expérimental permettait aux travailleurs de bouger leurs pieds, en additionnant le pourcentage de leur temps de travail passé en posture debout statique à celui passé en posture debout en piétinant (définition opérationnelle de pouvoir déplacer légèrement les pieds), ce pourcentage combiné n'atteint tout de même que 27 % du temps total de travail. En comparaison, ces travailleurs passent en moyenne 53 % de leur temps à effectuer leur travail en posture assise. Nous pouvons donc penser que les travailleurs ont acquis une expertise à accomplir leurs tâches de travail en posture assise. Lors de nos collectes de données, ces travailleurs devaient donc adapter des stratégies de travail apprises et perfectionnées en posture assise afin qu'elles soient accomplies en posture debout, devenant ainsi soudainement des « novices » au regard de cette nouvelle tâche.

Étant donné que certains de nos résultats porte à croire que la posture assis-debout s'apparente de plus près à la posture assise qu'à la posture debout, du moins en ce qui a trait aux patrons de coactivation lombaire, on peut penser que le transfert de l'expertise à la tâche ait été plus facile à effectuer en passant à la posture assis-debout qu'à la posture debout. Il est donc logique de penser que devant le besoin de modifier les patrons de coordination entre la posture et les mouvements des membres supérieurs en posture debout, les travailleurs aient développé de plus grands patrons de stabilisation de la colonne, une stratégie de dissociation du contrôle du tronc de celui des segments qui est commune en apprentissage moteur. Suivant cette logique, puisque les novices ayant participé au protocole de laboratoire n'avaient d'expérience avec aucun des mouvements de la tâche, cet aspect d'apprentissage moteur n'a probablement pas eu un effet aussi important sur les résultats que d'autres facteurs; de plus, les trois postures du protocole expérimental ayant été présentées dans un ordre aléatoire lors de différentes séances en laboratoire, l'apprentissage n'a pu avoir un effet sur les données des différentes postures.

Nos résultats démontrent peu d'effets de temps sur les patrons de coactivation. D'une part, l'augmentation de coactivation avec le temps observée en laboratoire confirme les études

précédentes (Antle et coll., 2015; Nelson-Wong et coll., 2008). En effet, nos résultats démontrent qu'une tâche effectuée pendant aussi peu que 32 minutes (c.-à-d. beaucoup moins longtemps que la durée d'un quart de travail typique) peut entraîner des augmentations significatives de la coactivation lombaire, surtout si, selon notre interprétation élaborée plus haut, la composante manuelle de la tâche effectuée en laboratoire est d'une certaine amplitude et relativement fatigante. Cependant, il semble que les aspects propres aux conditions expérimentales du volet en milieu de travail aient annulé cet effet de temps. L'expérience, la connaissance de la tâche manuelle, et surtout, à notre avis, la possibilité de bouger les jambes durant le protocole peuvent probablement expliquer l'absence d'un effet de temps sur les patrons de coactivation en milieu de travail. Finalement, on ne peut oublier la variabilité entre les tâches et conditions de travail encourues lors du protocole en milieu de travail comme sources de perte de puissance statistique, représentant des sources potentielles d'erreur de type II et diminuant les chances d'obtenir des résultats statistiquement significatifs.

De façon générale, les analyses de corrélations croisées et d'information mutuelle dressent un portrait relativement semblable des effets de posture et de temps sur les liens d'activation entre les différentes paires de muscles. D'autres études suggèrent que l'augmentation de liens entre les patrons d'activation de différents muscles est indicatrice de risque ou de présence de fatigue, de douleurs et de troubles musculosquelettiques (Antle et coll., 2015; Madeleine et coll., 2011). Cependant, l'interprétation des données d'information mutuelle demeure plutôt équivoque à cet égard (Fedorowich et coll., 2013). La figure 7 permet de mieux visualiser les différences potentielles entre les deux méthodes de calcul. En effet, la technique d'information mutuelle normalisée permettant de prendre en compte les aspects non linéaires de la relation entre deux signaux, il est possible que ce soient des aspects non linéaires qui aient provoqué une plus grande variation dans le temps des indices de coactivation de la paire ERG-OEG, alors que la méthode d'analyse d'information mutuelle démontre une progression plus constante de la relation entre ces deux muscles. Ces différences entre les deux approches comportent des avantages et des inconvénients; d'autres études seront nécessaires afin d'identifier plus précisément les mécanismes neurophysiologiques sous-jacents à la linéarité de la relation entre les patrons d'activation de paires de muscles pour ainsi permettre une meilleure interprétation et un meilleur usage des résultats de chacune des deux techniques.

Bien qu'aucune analyse statistique n'ait été effectuée, et bien que les scores d'inconfort n'aient que très rarement dépassé 2 sur une échelle de 10, nos résultats démontrent que plus de participants du volet laboratoire ont noté de l'inconfort en position assise. Cependant, lorsque les participants notaient de l'inconfort, il était en moyenne plus élevé en posture debout, et ce tant pour le protocole en laboratoire qu'en milieu de travail. Les facteurs mentionnés plus haut qui sont propres à la tâche (aspects manuels et immobilité des membres inférieurs), ainsi que l'inexpérience à la tâche, pourraient expliquer ces résultats. Il y a peu de raisons de croire à un impact de la différence d'âge des groupes sur ces scores d'inconfort (autre qu'un facteur lié à l'expérience). Une autre interprétation de ces différences pourrait être que les travailleurs seraient peut-être moins à l'aise de rapporter de l'inconfort en milieu de travail; cependant, en considérant que les résultats relatifs à l'inconfort concordent à un certain point avec les ceux de coactivation (c.-à-d. plus d'inconfort en position assise en laboratoire, et en position debout en milieu de travail), l'ensemble de nos résultats suggère que les mécanismes d'inconfort seraient bel et bien de nature neurophysiologique et non psychosociale.

L'un des objectifs spécifiques de cette recherche était de déterminer la meilleure posture de travail, parmi les 3 postures étudiées, en lien avec les variables de coactivation et d'inconfort. En raison des différents résultats obtenus dans le cadre des deux volets de cette recherche, la réponse à cette question se doit d'être nuancée. Les résultats obtenus suggèrent que la posture de travail, mais aussi l'expérience et les gestes des bras ont une influence sur les indicateurs de coactivation lombopelvienne et possiblement sur les facteurs pronostiques de l'apparition de symptômes en lien avec le travail manuel en posture prolongée. Tous ces facteurs devraient être pris en compte dans le choix d'une posture de travail. Bien qu'il soit possible de questionner l'originalité de cette conclusion, nous sommes les premiers à objectiver de façon précise, avec des indicateurs de charge et de contrôle musculaire, indicateurs qui ont déjà été identifiés dans d'autres études comme facteurs pronostiques de l'apparition des lombalgies, un lien entre l'exposition et le risque de développement de TMS au regard de ces trois postures de travail lors du travail manuel. Toutefois, il faut rappeler que ce lien est théorique et repose sur l'interprétation de nos résultats à la lumière de la littérature récente portant sur les calculs de coactivation lombopelvienne. Bien que nos résultats statistiquement significatifs permettent de mieux comprendre les mécanismes pouvant être à l'origine de vulnérabilités musculosquelettiques, d'autres études sur les propriétés clinicométriques des mesures que nous avons utilisées seront nécessaires afin de pouvoir utiliser ces résultats à des fins d'intervention.

Hormis les résultats de ce rapport, d'autres résultats nous permettent de voir des différences entre les postures en s'appuyant sur d'autres mesures objectives. En effet, dans un article récemment publié dans la revue *International Journal of Industrial Ergonomics* (Antle et coll., 2015), nous comparons les patrons musculaires et d'inconfort à la région lombopelvienne et aussi à la région cou-épaules, ainsi que les patrons vasculaires aux membres inférieurs enregistrés lors de la même tâche expérimentale que celle décrite dans ce rapport et qui ont été enregistrés en posture debout et en posture assis-debout. Les résultats illustrés dans cet article ne démontrent aucune différence entre les deux postures en lien avec la charge à la région cou-épaules, mais une plus grande augmentation du volume sanguin et de l'inconfort aux membres inférieurs avec le temps en position debout, suggérant un retour veineux moins efficace en posture debout, conformément à la littérature épidémiologique. De plus, dans une autre partie des travaux de doctorat de Dr. Antle, qui comparait les mêmes patrons enregistrés lors des mêmes tâches expérimentales effectuées en posture debout et en posture assise (Antle, 2013), nous avons démontré que l'inconfort ressenti à la région cou-épaules était plus important lors du travail assis et qu'il y avait une corrélation entre ces scores et la plus grande charge musculaire à cette région, alors que les scores d'inconfort aux membres inférieurs, plus élevés lors du travail debout, étaient significativement associés aux changements vasculaires avec le temps aux membres inférieurs. Dans l'ensemble, ces résultats supplémentaires révèlent certains désavantages de la posture debout (en lien avec la charge aux membres inférieurs) et de la posture assise (en lien avec la charge aux membres supérieurs). Cependant, l'identification d'une meilleure posture de travail demeure hypothétique et à valider dans le cadre d'études ultérieures.

7. CONCLUSION

Dans ce rapport, nous présentons les résultats d'une étude menée en deux volets (laboratoire, milieu de travail) qui visait à quantifier l'effet d'une variation de la posture de travail (assise, debout et assis-debout) sur les patrons de coactivation lombaire (mesurés à l'aide de deux techniques différentes) ainsi que les indices d'inconfort enregistrés lors de tâches manuelles répétitives. Les résultats du volet en laboratoire démontrent que certains indices de coactivation étaient plus élevés en posture assise alors que d'autres l'étaient en posture assis-debout, et dans l'ensemble la coactivation était affectée par le temps. Quant à eux, les résultats du volet en milieu de travail révèlent que la coactivation était plus élevée en posture debout, sans variations significatives dans le temps. Cependant, dans les deux cas, la coactivation élevée était observée dans les postures dans lesquelles le plus de participants rapportaient de l'inconfort. Cela suggère que les mécanismes d'inconfort peuvent être expliqués, du moins en partie, par des phénomènes neurophysiologiques. Les différences entre l'inconfort et la coactivation enregistrées lors des deux volets pourraient s'expliquer par les différences inhérentes aux composantes manuelles des tâches (de plus grande amplitude lors du volet laboratoire), par une conception différente du banc utilisé en laboratoire et de celui qui a servi en milieu de travail, par des variations de l'interprétation du concept d'inconfort ainsi que par l'expertise des travailleurs plus spécifique à l'accomplissement de leurs tâches de travail en posture assise. Nos résultats nous amènent à recommander la prudence et une démarche graduelle dans toute initiative visant à modifier la posture de travail, et à choisir des équipements (banc, appui-pieds) de qualité. Il est à noter que notre analyse a porté exclusivement sur les patrons de coactivation des principaux muscles de la région lombaire. Il serait nécessaire de considérer d'autres mesures dans un processus visant à choisir une posture de travail. Par exemple, nos travaux récents effectués en laboratoire démontrent que, pour une même tâche manuelle répétitive, la posture debout provoque une moins grande charge musculaire à la région cou-épaules (un facteur de risque de développement de TMS), mais qu'elle est également associée à une plus grande accumulation de sang dans les membres inférieurs après 20 min de travail, comparativement aux tâches réalisées en posture assise et en posture assis-debout. Ces résultats pourraient être utilisés afin de guider les choix de postures de travail selon la localisation et le type de symptômes éprouvés par un travailleur. Cependant, les résultats décrits dans ce rapport illustrent également des différences majeures entre des données recueillies en laboratoire chez des novices et celles enregistrées en milieu de travail auprès des travailleurs. Dans l'ensemble, nos résultats nous portent à appuyer les recommandations à l'effet de prendre en compte la totalité du contexte de travail et du travailleur afin de faire bon usage des connaissances en améliorant la qualité des interventions en matière d'aménagement du travail et de prévention des TMS.

8. BIBLIOGRAPHIE

Alexander KM. et TL. LaPier. « Differences in static balance and weight distribution between normal subjects and subjects with chronic unilateral low back pain ». *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapies*, vol. 28, 1998, p.378–83.

Allaire M. et G. Ricard. *Statistiques sur les affections vertébrales 1997-2000*. Commission de la santé et de la sécurité du travail (CSST) du Québec. Direction de la statistique et de la gestion de l'information. Service indicateurs de gestion, analyses et études, 2001.

Allaire M et G.Ricard. *Statistiques sur les affections vertébrales 2001-2004*. Commission de la santé et de la sécurité du travail (CSST) du Québec. Direction de la statistique et de la gestion de l'information. Service indicateurs de gestion, analyses et études, 2005

Allaire M. et G. Ricard. *Statistiques sur les affections vertébrales 2003-2006*. Commission de la santé et de la sécurité du travail (CSST) du Québec. Direction de la statistique et de la gestion de l'information. Service indicateurs de gestion, analyses et études, 2007, p. 1-29.

Andersen JH., JP. Haahr et P. Frost. « Risk factors for more severe regional musculoskeletal symptoms - A two-year prospective study of a general working population ». *Arthritis & Rheumatology*, vol. 56, 2007, p.1355-1364.

Andersson BJG et R. Ortengren. « Lumbar disc pressures and myoelectric back muscle activity during sitting ». *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol. 3, 1974, p. 104–135.

Anonyme. « Scientific approach to the assessment and management of activity-related spinal disorders. A monograph for clinicians. Report of the Quebec Task Force on Spinal Disorders ». *Spine*, vol. 12, 1987, p.S1-59.

Antle DA., N. Vézina, J.N. Côté. « The impact of a sit-stand stool and foot support system on physical outcomes and discomfort during simulated industrial work ». *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 45, 2015, p. 98-106..

Antle DA. « The use of laboratory and participatory ergonomics research models to investigate working posture in industry ». Thèse de doctorat, université McGill, 2013.

Arcand J. *Travail et santé*. In *Enquête sociale et de santé 1998*, Ed. 2, ed. C. Daveluy et coll., pp. 525–570. Institut de la statistique du Québec, Québec, 2000.

Astfalck RG., PB. O'Sullivan, LM. Straker, AJ. Smith, A. Burnett, JP. Caneiro et W. Dankaerts. « Sitting postures and trunk muscle activity in adolescents with and without nonspecific chronic low back pain: an analysis based on subclassification ». *Spine*, vol. 35, n° 14, 2010, p. 1387-95.

Au G., J. Cook et SM. McGill. « Spinal shrinkage during repetitive controlled torsional, flexion and lateral bend motion exertions ». *Ergonomics*, vol. 44, n° 4, 2001, p. 373-381.

Balasubramanian V., K. Adalarasu et R. Regulapati. « Comparing Stationary Standing With an Intermittent Walking Posture During Assembly Operations ». *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing*, vol. 18, n° 6 , 2008, p. 666-677.

Bongers P.M., Ijmker S., van den Heuvel S., et Blatter B.M. « Epidemiology of work related musculoskeletal problems: psychosocial and personal risk factors (part I) and effective interventions from a bio behavioural perspective (part II) ». *Journal of Occupational Rehabilitation*, vol. 16, n° 3, 2006, p. 279-302.

Brumagne S., L. Janssens, S. Knapen, K. Claeys et E. Suuden-Johanson. « Persons with recurrent low back pain exhibit a rigid postural control strategy ». *European Spine Journal*, vol. 17, n° 9 , 2008, p.1177-84.

Chaffin DB. Et GB. Page GB. « Postural effects on biomechanical and psychophysical weight-lifting limits ». *Ergonomics*, vol. 37, n° 4, 1994, p. 663-676.

Chaffin DB., G. Andersson et B. Martin. « Localized Musculoskeletal Injury in Industry ». *Occupational Biomechanics*. Wiley, New York, 1999, p. 394–395.

Chester MR., MJ. Rys et SA. Konz. « Leg swelling, comfort and fatigue when sitting, standing, and sit/standing ». *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 29, n° 5, 2002, p. 289-296.

Claeys K., S. Brumagne, W. Dankaerts, H. Kiers et L. Janssens. « Decreased variability in postural control strategies in young people with non-specific low back pain is associated with altered proprioceptive reweighting ». *European Journal of Applied Physiology*, vol. 111, n° 1, 2011, p. 115-123.

Corlett, EN. Et RP. Bishop. « A technique for assessing postural discomfort ». *Ergonomics*, vol. 19, 1976, p. 175-182

Dankaerts W., P. O'Sullivan, A. Burnett et L. Straker. « Altered patterns of superficial trunk muscle activation during sitting in nonspecific chronic low back pain patients: importance of subclassification ». *Spine*, vol. 31, n° 17, 2006, p. 2017-23.

della Volpe R., T. Popa, F. Ginanneschi, R. Spidalieri, R. Mazzocchio et A. Rossi. « Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients ». *Gait & Posture*, vol. 24, 2006, p. 349–55.

Duarte M. et VM. Zatsiorsky. « On the fractal properties of natural human standing ». *Neuroscience Letter*, vol. 283, 2000, p. 173–176.

Fedorowich L., K. Emery, B. Gervasi et J.N. Côté. « Gender differences in neck-shoulder muscular patterns in response to repetitive motion induced fatigue ». *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 23, no. 5, 2013, p. 1183–1189.

Freitas S., SA. Wiecezorek, PH. Marchetti et M. Duarte. « Age-related changes in human postural control of prolonged standing ». *Gait & Posture*, vol. 22, n° 4, 2005, p. 322-330.

Gill KP. et MJ. Callaghan. « The measurement of lumbar proprioception in individuals with and without low back pain ». *Spine*, vol. 23, 1998, p. 371–377.

Granata KP. et WS. Marras. « Cost-benefit of muscle cocontraction in protecting against spinal instability ». *Spine*, vol. 25, 2000, p. 1398–1404.

Gregory DE. et JP. Callaghan. « Prolonged standing as a precursor for the development of low back discomfort: An investigation of possible mechanisms ». *Gait & Posture*, vol. 28, n° 1, 2008, p. 86-92.

Gregory DE., SHM. Brown et JP. Callaghan. « Trunk muscle responses to suddenly applied loads: do individuals who develop discomfort during prolonged standing respond differently? ». *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 18, n° 3, 2008, p. 495-502.

Horak FB. « Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? ». *Age and Ageing*, vol. 35, n° S2, 2006, p. 7–11.

Jaccard J. et CK. Wan CK. *LISREL Approaches to Interaction Effects in Multiple Regression*. Sage Publications, Thousand Oaks, CA, 1996

Jeong J., JC. Gore et BS. Peterson. « Mutual information analysis of the eeg in patients with alzheimer's disease ». *Clinical Neurophysiology*, vol. 112, 2001, p. 827-835.

Kahn JF. et H. Monod. « Fatigue induced by static work ». *Ergonomics*, vol. 32, n° 7, 1989, p. 839-846.

Kendall F., E. McCreary, P. Provance, M. Rodgers et W. Romani. *Muscles, Testing and Function With Posture and Pain*, Fifth ed. Williams & Wilkins, Baltimore, 2005, 480p.

Keyserling WM., N. Wiggermann, RA. Werner et N. Gell. « Inter-worker variability in lower body postures during assembly line work: implications for exposure assessment ». *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, vol. 7, 2010, p. 261-271.

Kojadinovic I. « Relevance measures for subset variable selection in regression problems based on k-additive mutual information ». *Computational Statistics & Data Analysis*, vol. 49, 2005, p. 1205–1227.

Kramer J., D. Kolditz et R. Gowin. « Water and electrolyte content of human intervertebral discs under variable load ». *Spine*, vol. 10, n° 1, 1985, p. 69–71.

Lafond D., A. Champagne, M. Descarreaux, JD. Dubois, JM. Prado et M. Duarte. « Postural control during prolonged standing in persons with chronic low back pain ». *Gait & Posture*, vol. 29, n° 3, 2009, p. 421-427.

Laperrière E., S. Ngomo, MC. Thibault et K. Messing. « Indicators for choosing an optimal mix of major working postures ». *Applied Ergonomics*, vol. 37, n° 3, 2006, p. 349-357.

Laville A. « Postural stress in high-speed precision work ». *Ergonomics*, vol. 28, n° 1, 1985, p. 229-236.

Lehman KR., JP. Psihogios et RGJ. Meulenbroek. « Effects of sitting versus standing and scanner type on cashiers ». *Ergonomics*, vol. 44, n° 7, 2001, p. 719-738.

Lethem J., PD. Slade, JD. Troup et G. Bentley. « Outline of a Fear-Avoidance model of exaggerated pain perception – I ». *Behaviour Research and Therapy*, vol. 21, n° 4, 1983, p. 401-408.

Lis AM., KM. Black, H. Korn et M. Nordin. « Association between sitting and occupational LBP ». *European Spine Journal*, vol. 16, n° 2, 2007, p. 283-298.

Lötters F., A. Burdof, J. Kuiper et H. Miedema. « Model for the work-relatedness of low-back pain ». *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, vol. 29, n° 6, 2003, p. 431-440.

Madeleine P., M. Voigt et L. Arendt-Nielsen. « Subjective, physiological and biomechanical responses to prolonged manual work performed standing on hard and soft surfaces ». *European Journal of Applied Physiology*, vol. 77, 1998, p. 1-9.

Madeleine P., A. Samani, AT. Binderup et AK. Stensdotter. « Changes in the spatio-temporal organization of the trapezius muscle activity in response to eccentric contractions ». *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, vol. 21, n° 2, 2011, p.277-286.

Madigan ML., BS. Davidson et MA. Nussbaum. « Postural sway and joint kinematics during quiet standing are affected by lumbar extensor fatigue ». *Human Movement Science*, vol. 25, 2006, p.788-799.

Mak JN., Y. Hu, AC. Cheng, HY. Kwok, YH. Chen et KD. Luk. « Flexion-relaxation ratio in sitting: application in low back pain rehabilitation ». *Spine*, vol. 35, n° 16, 2010, p. 1532-1538.

Marras WS., SA. Lavender, SE. Leurgans et coll. « Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders ». *Ergonomics*, vol. 38, n° 2, 1995, p. 377-410.

Mathiassen SE., T. Möller et M. Forsman. « Variability in mechanical exposure within and between individuals performing a highly constrained industrial work task ». *Ergonomics*, vol. 46, n° 8, 2003, p. 800-824.

McCulloch J. « Health risks associated with prolonged standing ». *Work*, vol. 19, n° 2, 2002, p. 201-205.

Messing K., F. Tissot et S. Stock. « Distal lower-extremity pain and work postures in the Quebec population ». *American Journal of Public Health*, vol. 98, n° 4, 2008, p. 705-713.

Mientjes MI. et JS. Frank. « Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing ». *Clinical Biomechanics*, vol. 14, 1999, p. 710–716.

Mok NW., SG. Brauer et PW. Hodges. « Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain ». *Spine*, vol. 29, 2004, p. E107–112.

National Research Council. *Musculoskeletal disorders and the workplace: Low back and upper extremities*. National Research Council and Institute of Medicine, 2001.

Nelson-Wong E., DE. Gregory, DA. Winter et JP. Callaghan. « Gluteus medius activation patterns as a predictor of low back pain during standing ». *Clinical Biomechanics*, vol. 23, n° 5, 2008, p. 545-53.

Nelson-Wong E et JP. Callaghan. « Is muscle co-activation a predisposing factor for low back pain development during standing? A multifactorial approach for early identification at at-risk individuals ». *Journal of Electromyography & Kinesiology*, vol. 20, n° 2, 2010a, p. 256-263.

Nelson-Wong E et JP. Callaghan. « The impact of a sloped surface on low back pain during prolonged standing work: a biomechanical analysis ». *Applied Ergonomics*, vol. 41, n° 6, 2010b, p. 787-795.

Nelson-Wong E et JP. Callaghan. « Changes in muscle activation patterns and subjective low back pain ratings during prolonged standing in response to an exercise intervention ». *Journal of Electromyography & Kinesiology*, vol. 20, n° 6, 2010c, p. 1125-1133.

Nelson-Wong E., SJ. Howarth et JP. Callaghan. « Acute biomechanical responses to a prolonged standing exposure in a simulated occupational setting ». *Ergonomics*, vol. 53, n° 9, 2010d, p. 1117-1128.

O'Sullivan P. « Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism ». *Manual Therapy*, vol. 10, 2005, p.242–255.

Popa T., M. Bonifazi, R. Della Volpe, A. Rossi et R. Mazzocchio. « Adaptive changes in postural strategy selection in chronic low back pain ». *Experimental Brain Research*, vol. 177, 2007, p. 411–418.

Reinecke SM., RG. Hazard, K. Coleman et MH. Pope MH. « A continuous passive lumbar motion device to relieve back pain in prolonged sitting ». *Kumar S (ed) Advances in industrial ergonomics and safety IV*. Taylor and Francis, London, 2002, p 971–976.

Roffey DM., EK. Wai, P. Bishop, BK. Kwon et S. Dagenais. « Causal assessment of occupational standing or walking and low back pain: results of a systematic review ». *Spine Journal*, vol. 10, n° 3, 2010, p.262-272.

Roffey DM., EK. Wai, P. Bishop, BK. Kwon et S. Dagenais. « Causal assessment of occupational sitting and low back pain: results of a systematic review ». *Spine Journal*, vol. 10, n° 3, 2010b, p. 252-261.

Seo A., ST. Takehashi et F. Yoshinaga. « Leg swelling during continuous standing and sitting work without restricting leg movement ». *Journal of Occupational Health*, vol. 38, 1996, p. 186-189.

Sjogaard G., G. Savard et C. Juel. « Muscle blood flow during isometric activity and its relation to muscle fatigue ». *European Journal of Applied Physiology*, vol. 57, 1988, p. 327-335.

Taylor J.L, JE. Butler et SC. Gandevia. « Changes in muscle afferents, motoneurons and motor drive during muscle fatigue ». *European Journal of Applied Physiology*, vol.83, 2000, p.106–115.

Tissot F., K. Messing et S. Stock. « Standing, sitting and associated working conditions in the Quebec population in 1998 ». *Ergonomics*, vol. 48, n° 3, 2005, p.249-269.

Tissot F., K. Messing et S. Stock. « Studying the relationship between low back pain and working postures among those who stand and those who sit most of the working day ». *Ergonomics*, vol. 52, n° 11, 2009, p. 1402-1418.

Truchon M. « Determinants of chronic disability related to low back pain: towards an integrative biopsychosocial model ». *Disability and Rehabilitation*, vol. 23, n° 17, 2001, p. 758-767.

van Dieen JH., LPJ. Selen et J. Cholewicki. « Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature ». *Journal Electromyography & Kinesiology*, vol. 13, 2003a, p. 333–351.

van Dieen JH., J. Cholewicki et A. Radebold. « Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine ». *Spine*, vol. 28, 2003b, p. 834–841.

Van Deursen LL., J. Patijn, R. Brouwer et al. « Sitting and low back pain: the positive effect of rotatory dynamic stimuli during prolonged sitting ». *European Spine Journal*, vol. 8, 1999, p. 187–193.

Veiested KB., RH. Westgaard et P. Andersen. « Electromyographic evaluation of muscular work pattern as a predictor of trapezius myalgia ». *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, vol. 19, 1993, p.284–290.

Vézina, M., E. Cloutier, S. Stock, K. Lippel, É. Fortin et coll. *Enquête Québécoise sur des conditions de travail, d'emploi, et de santé et de sécurité du travail* (EQCOTESST). Québec, Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail - Institut national de santé publique du Québec et Institut de la statistique du Québec (R-691), 2011.

Watanabe S., A. Eguchi, K. Kobara et H. Ishida. « Influence of trunk muscle co-contraction on spinal curvature during sitting for desk work ». *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, vol. 47, n° 6, 2007, p. 273-278.

Watanabe S., A. Eguchi, K. Kobara et H. Ishida. « Influence of trunk muscle co-contraction on spinal curvature during sitting reclining against the backrest of a chair ». *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, vol. 48, n° 8, 2008, p. 359-365.

Watanabe S., K. Kobara, H. Ishida et A. Eguchi. « Influence of trunk muscle co-contraction on spinal curvature during sitting cross-legged ». *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, vol. 50, n° 3-4, 2010, p. 187-192.

Wilke HJ., P. Neef, M. Caimi et coll. « New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life ». *Spine*, vol. 24, n° 8, 1999, p. 755-762.

Wilks S., M. Mortimer et P. Nylen. « The introduction of sit-stand worktables; aspects of attitudes, compliance and satisfaction ». *Applied Ergonomics*, vol. 37, n° 3, 2006, p. 359-365.