

Prévention durable en SST et environnement de travail

Études et recherches

RAPPORT R-904



Estimation du chargement au dos Développement d'une méthode ambulatoire intégrant la cinématique du dos et de l'électromyographie

*Alain Delisle
André Plamondon
Denis Gagnon
Christian Larivière
François Thénault
François Michaud
Jean Rouat*



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
2016
ISBN : 978-2-89631-863-6 (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,
Février 2016

Études et recherches

RAPPORT R-904

Estimation du chargement au dos Développement d'une méthode ambulatoire intégrant la cinématique du dos et de l'électromyographie

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.

Cliquez recherche
www.irsst.qc.ca



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

Alain Delisle^{1,2}, André Plamondon³,
Denis Gagnon¹, Christian Larivière³,
François Thénault¹, François Michaud^{1,2}, Jean Rouat^{1,2}

¹ Université de Sherbrooke

² Institut interdisciplinaire d'innovation technologique (3IT)

³ 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

Nous sommes très reconnaissants envers tous les professionnels scientifiques qui ont contribué à la réussite de ce projet : Julien Marchand, Denis Choquet et Benoit Lussier. Nous souhaitons également remercier les étudiants stagiaires qui ont collaboré à la réalisation des collectes de données: Tiffany Bolduc et Pierre-Marc Boucher.

SOMMAIRE

De nombreux travailleurs¹ sont atteints de maux de dos chaque année. La région lombaire est de loin celle qui est la plus fréquemment atteinte, et ce type de troubles musculosquelettiques est principalement occasionné par des efforts excessifs, surtout en soulevant quelque chose, et les chargements aux tissus de la colonne qu'ils engendrent. Il n'existe pas de méthode de mesure directe de ces chargements qui puisse être utilisée en milieu de travail, d'où la nécessité de recourir à des modèles biomécaniques pour les estimer. Or, jusqu'à présent, les modèles biomécaniques existants ne permettent pas l'estimation des chargements de manière satisfaisante.

Ce projet s'inscrit en continuité des nombreux travaux subventionnés par l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) visant l'élaboration d'une méthode ambulatoire pouvant estimer les chargements au bas du dos en continu, soit le moment à l'articulation lombo-sacrée (L5/S1). L'approche préconisée vise l'intégration de la mesure de l'électromyographie (EMG) d'un nombre minimal de muscles à la surface du dos et de la cinématique du dos provenant de deux senseurs inertiels pour estimer le chargement au bas du dos. Cette idée n'est pas nouvelle en soi, mais la manière d'y arriver l'est. En effet, l'utilisation d'un calibrage dynamique pour établir la relation EMG et cinématique au moment en L5/S1 est novatrice.

Le projet comportait trois grandes étapes. La première étape consistait à apprécier la faisabilité de l'approche préconisée en comparant les estimations obtenues par la nouvelle approche à celles déterminées par un modèle tridimensionnel validé et habituellement utilisé en laboratoire. Dans une seconde étape, l'élaboration et la validation de la méthode de calibrage du modèle ambulatoire ont été réalisées, et finalement dans une dernière étape, le modèle ambulatoire a été validé dans une situation de manutention de charges se rapprochant d'une application en milieu de travail.

Les résultats de la première étape de l'étude révèlent que des estimations très acceptables du moment en L5/S1 (marge d'erreur de l'ordre de 10 %) pour des tâches de manutention asymétriques peuvent être obtenues à partir d'un nombre limité de variables cinématiques du tronc et de signaux EMG d'un nombre limité de muscles (maximum de six muscles), soit par une approche de régression linéaire multiple ou par un réseau de neurones artificiels. L'approche préconisée démontre donc un bon potentiel.

La deuxième étape visait le développement de la méthodologie pour permettre le calibrage de la relation EMG-cinématique - moment en milieu de travail. Il fallait élaborer et valider un modèle simplifié capable d'estimer les moments en L5/S1. Ce modèle simplifié comporte seulement cinq segments : un segment tronc (incluant le cou et la tête), deux bras et deux avant-bras, nécessitant six senseurs inertiels pour mesurer les orientations de ces segments. Il requiert également l'utilisation d'une caisse instrumentée munie de poignées pour mesurer les forces aux mains, ainsi qu'un senseur inertiel pour apprécier son orientation. Les résultats présentés démontrent que le modèle développé peut estimer les moments en L5/S1 avec un risque d'erreur inférieur à 10 %, ce qui est très satisfaisant pour l'utilisation envisagée. Il est donc envisageable d'utiliser ce modèle pour permettre le calibrage de la relation EMG-cinématique – moment en milieu de travail.

¹ Le genre masculin est utilisé dans ce rapport sans aucune discrimination, dans le seul but d'alléger le texte et d'en faciliter la lecture.

La troisième et dernière étape avait pour objectif de valider le modèle ambulatoire, en exploitant le modèle développé à l'étape précédente pour réaliser le calibrage et le réseau de neurones artificiels conçu à la première étape. Des conditions se rapprochant du contexte réel d'utilisation sur une durée de manutention suffisamment longue pour engendrer une fatigue musculaire ont été simulées pour valider le modèle. La validation de l'approche ambulatoire pour estimer les moments en L5/S1 en ne mesurant que la cinématique du tronc avec deux senseurs inertiels et l'électromyographie de six muscles a démontré des résultats mitigés, n'expliquant en moyenne que 50 % de la variance des moments en L5/S1 évalués par un modèle critère. Le fait que les résultats de certains sujets atteignent des performances permettant d'expliquer 70 % de la variance est toutefois très prometteur. Des modifications du réseau de neurones pourraient être explorées afin d'améliorer la robustesse des prédictions entre les individus. D'autres travaux méritent d'être poursuivis pour mieux cerner les conditions optimales d'utilisation de cette approche novatrice.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS.....	I
SOMMAIRE	III
LISTE DES TABLEAUX	VII
LISTE DES FIGURES.....	IX
1. INTRODUCTION ET ÉTAT DES CONNAISSANCES	1
2. OBJECTIFS DE RECHERCHE	4
3. ÉTAPE 1. DOCUMENTER LA FAISABILITÉ DE DEUX APPROCHES POUR ESTIMER LES MOMENTS NETS À PARTIR DE L'ÉLECTROMYOGRAPHIE ET DE LA CINÉMATIQUE DU DOS	5
3.1 Objectifs.....	5
3.2 Description des données disponibles	5
3.2.1 Instrumentation et modèle.....	6
3.2.2 Les variables dépendantes (prédites)	7
3.2.3 Les variables indépendantes (prédictives)	7
3.3 Le modèle de régression	9
3.4 Le paramétrage du réseau de neurones.....	10
3.5 Comparaison des approches	11
3.6 Résultats.....	11
3.7 Discussion.....	14
4. ÉTAPE 2. DÉVELOPPER ET VALIDER LA MÉTHODOLOGIE NÉCESSAIRE AU CALIBRAGE DE LA RELATION EMG-MOMENT POUR DES APPLICATIONS EN MILIEU DE TRAVAIL.....	15
4.1 Objectifs.....	15
4.2 Les participants.....	15

4.3	La tâche de manutention	16
4.4	Instrumentation et modèles.....	17
4.4.1	Cinématique	17
4.4.2	Dynamométrie.....	18
4.4.3	Modèle critère	18
4.4.4	Modèle à valider	19
4.4.5	Procédures.....	19
4.4.6	Variables dépendantes	19
4.4.7	Analyse	20
4.5	Résultats.....	20
4.6	Discussion.....	22
5.	ÉTAPE 3. VALIDER L'APPROCHE TERRAIN	23
5.1	Objectifs.....	23
5.2	Les participants.....	24
5.3	Les tâches de manutention	24
5.3.1	Les tâches pour l'entraînement du réseau de neurones.....	24
5.3.2	Les tâches servant à la validation de l'approche.....	25
5.4	Procédures	25
5.5	Instrumentation.....	26
5.5.1	L'électromyographie.....	26
5.6	Analyse statistique	27
5.7	Résultats.....	27
5.8	Discussion.....	33
6.	CONCLUSION.....	35
7.	BIBLIOGRAPHIE.....	37

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 – Liste des variables indépendantes retenues	8
Tableau 2 – Valeur moyenne (étendue) des indices de performance des deux approches de prédiction pour estimer le moment résultant en L5/S1 (n = 29) pour les tâches expérimentales.....	12
Tableau 3 - Caractéristiques anthropométriques moyennes (étendue) des participants pour les deux collectes de données.....	16
Tableau 4 - Valeurs moyennes ((écart-type) [étendue]) des variables utilisées pour comparer le moment résultant en L5/S1 du modèle à valider simulant des senseurs inertiels au modèle critère, pour la tâche de transfert de la caisse (N = 11)	20
Tableau 5 – Valeurs moyennes ((écart-type), [étendue]) des variables utilisées pour comparer le moment résultant du modèle à valider avec senseurs inertiels au modèle critère, pour la tâche de transfert de la caisse (N=8)	21
Tableau 6 – Valeurs moyennes ((écart-type) [étendue]) des variables utilisées pour comparer le moment résultant en L5/S1 du modèle à valider avec senseurs inertiels au modèle critère, pour la tâche consistant à tirer et à pousser un chariot (N=8).....	22
Tableau 7 – Valeurs moyennes ((écart-type) [étendue]) des erreurs quadratiques moyennes (eRMS) pour chaque type d'entraînement et selon la fréquence passe-haut du filtre	28
Tableau 8 - Valeurs moyennes ((écart-type) [étendue]) des coefficients de détermination (R^2) pour chaque type d'entraînement et selon la fréquence passe-haut du filtre	29
Tableau 9 - Valeurs moyennes ((écart-type) [étendue]) des coefficients de détermination (R^2) pour chaque bloc de boîtes et selon la fréquence passe-haut du filtre	32

LISTE DES FIGURES

Figure 1. Illustration de la tâche de manutention pour la configuration à 180°	6
Figure 2 – Courbe du moment résultant en L5/S1 mesuré et prédit par le modèle de régression linéaire multiple A), et par le réseau de neurones B), pour un sujet et un essai.	13
Figure 3 – Illustration des tâches et de l'instrumentation. A) la tâche comportant plusieurs transferts; B) illustration de l'instrumentation du membre supérieur lors de la deuxième collecte de données avec senseurs inertiels; C) la tâche de pousser-tirer d'un chariot.	17
Figure 4. Schéma de la caisse instrumentée illustrant les poignées pour mesurer les forces aux mains.....	18
Figure 5 – Tâche de transfert de 24 boîtes servant à la validation de l'approche : A) saisie de la première boîte; B) dépôt de la troisième boîte.	25
Figure 6 - Illustration de la contraction de référence sous-maximale	26
Figure 7 – Fréquence médiane du spectre de puissance des muscles extenseurs pris individuellement et les bilatéraux moyennés (barres d'erreur correspondent à un écart-type), observée aux trois temps de mesure pendant l'expérimentation.....	30
Figure 8 - Erreur quadratique moyenne (eRMS) pour chaque fréquence passe-haut du filtre selon les blocs de boîtes manipulées	31

1. INTRODUCTION ET ÉTAT DES CONNAISSANCES

En 2007-2008, 9 % des travailleurs québécois rapportaient souffrir de troubles musculosquelettiques (TMS) au dos liés à leur travail principal assez souvent ou tout le temps, (Stock et coll., 2011). Cette proportion augmente à 17 % pour ceux qui affirmaient être exposés souvent ou tout le temps à la manutention de charges lourdes. Selon les données de la Commission de la santé et de la sécurité du travail (CSST) (2014), entre 2010 et 2013, les lésions de type TMS représentent un peu plus du quart des dossiers indemnisés, soit 24 490 dossiers en 2013. La région lombaire est de loin celle la plus fréquemment atteinte, et ce type de lésions est principalement occasionné par des efforts excessifs, surtout en soulevant des charges (24 % des cas). Ces quelques données sont en accord avec les constats des revues de la littérature qui associent la manutention de charges au développement des TMS au dos (par ex. : Hoogerdoorn et coll. 2000; National Research Council, 2001).

Toutefois, les mécanismes exacts qui provoquent les maux de dos sont encore méconnus. On reconnaît généralement que les postures extrêmes, soit celles qui comportent des moments nets importants dus à la gravité, et d'autres postures qui augmentent les tensions sur les tendons, les muscles et autres tissus, sont des caractéristiques pouvant causer des TMS (Kuorinka et Forcier, 1995). Deux mécanismes pouvant générer des blessures au dos sont également fréquemment énoncés (McGill, 1997): le premier serait causé par une surcharge soudaine au dos qui entraînerait une rupture des tissus et, par conséquent, une lésion aiguë accompagnée de réactions inflammatoires, pouvant provoquer des douleurs ainsi qu'une incapacité temporaire ou permanente. Le second mécanisme serait la conséquence d'un cumul des chargements répétés par lequel la résistance des tissus diminuerait au point que ceux-ci seraient susceptibles d'entraîner des blessures, même sous de faibles chargements. Des études biomécaniques ont démontré que l'exposition répétée à des chargements d'un niveau inférieur à celui pouvant affecter subitement les tissus, peut conduire à des fractures de fatigue des plateaux vertébraux ou à des atteintes aux disques (Brinckmann et coll., 1998; Callaghan et McGill, 2001). Il est de plus établi que la tolérance des tissus varie dans le temps en fonction des charges répétées auxquelles ils sont soumis. À mesure que le chargement cumulé augmente, la tolérance des tissus diminuerait et ainsi réduirait la marge de sécurité disponible et accroîtrait le risque de blessures. Ainsi, tous les chargements sur les tissus, qu'ils soient maximums ou non, et leur cumul dans le temps, peuvent révéler des informations importantes pour mieux comprendre les liens avec les atteintes aux tissus et les prévenir (Waters et coll., 2006a; Waters et coll., 2006b). D'ailleurs, tous les efforts entrepris pour estimer les chargements cumulés ont démontré un lien important avec les douleurs au dos ou les atteintes aux tissus (Kumar, 1990; Norman et coll. 1998; Seidler et coll. 2001).

De nombreux efforts se déploient actuellement autour de méthodes d'estimation des chargements au dos en situation réelle de travail impliquant, notamment, la manipulation de charges. À ce titre, des travaux importants ont été réalisés pour estimer le moment dû à la charge externe (Marras et coll. 2010). Cette méthode exploite un système de mesure à ultrasons pour déterminer la position des mains par rapport au bas du dos (le bras de levier de la charge manipulée) ainsi que des poignées instrumentées pour mesurer les forces aux mains. Il est ainsi possible d'estimer le moment dû à la charge manipulée. L'approche est intéressante, mais comporte certaines limites. D'abord, comme estimation du chargement, le moment dû à la charge externe est incomplet puisqu'il néglige l'apport des masses segmentaires (particulièrement du tronc) et donc

de l'influence de la posture. De plus, l'approche nécessite l'utilisation des poignées pour saisir les charges ce qui constitue en soi une modification des méthodes de travail. À cause de la nécessité d'utiliser ces poignées, l'approche est essentiellement limitée à l'étude de tâches de manutention de boîtes.

D'autres se sont intéressés à l'utilisation de séquences vidéo pour quantifier le chargement à partir d'un modèle segmentaire qu'on ajuste au participant sur les images vidéo (par ex. Chang et coll. 2010; Coenen et coll. 2011). Cette approche, bien que peu encombrante pour le travailleur et démontrant des estimations fiables (Coenen et coll. 2013), exige que le travailleur soit filmé en tout temps, ce qui est peu pratique lorsque ce dernier effectue beaucoup de déplacements. Beaucoup de temps est également nécessaire pour l'analyse vidéo, même si l'ajustement du modèle ne se fait que sur un nombre restreint d'images.

D'autres encore ont suggéré (Faber et coll. 2010a) ou expérimenté (Kim et Nussbaum, 2013) l'utilisation de senseurs inertiels pour mesurer la cinématique du corps humain pour l'estimation des chargements au dos lors d'activités de manutention. La principale difficulté de cette approche est associée au fait que ces senseurs ne mesurent que l'orientation et non la position des segments. Il est ainsi plus difficile d'estimer la position du point d'application de la force externe. Néanmoins, Faber et coll. (2010a) ont démontré la faisabilité de n'utiliser que l'orientation des segments pour estimer le moment au dos à travers un modèle procédant du bas vers L5/S1. Dans cette étude de faisabilité, les orientations des segments étaient mesurées par un système optoélectronique, et non par des senseurs inertiels, et les forces au sol l'étaient par des plates-formes de force. Bien que l'utilisation de souliers instrumentés pour mesurer les forces, combinée à des senseurs inertiels, ait été suggérée pour estimer les moments au dos (Faber et coll. 2010b), l'utilisation de cette approche n'a pas fait l'objet d'une validation à notre connaissance. Pour leur part, Kim et Nussbaum (2013) ont démontré la faisabilité d'utiliser des senseurs inertiels pour estimer les chargements au dos à l'aide d'un modèle procédant du bas vers L5/S1, en utilisant une plate-forme pour mesure les forces au sol. Ainsi, aucune approche ambulatoire utilisant les senseurs inertiels n'a encore fait l'objet d'une validation.

Des travaux récents menés au laboratoire de biomécanique de l'IRSST ont permis le développement d'un appareil ambulatoire capable de mesurer les postures et mouvements tridimensionnels du dos sur de longues périodes à l'aide de deux senseurs inertiels, intégrant des accéléromètres, gyroscopes et magnétomètres, en plus d'un potentiomètre fixé sur un mécanisme flexible reliant les deux senseurs (dosimètre de posture; Plamondon et coll., 2007). Bien que cet appareil permette l'étude de la relation entre l'exposition à des postures et à des mouvements complexes du dos, et les maux de dos, comme recommandé par le National Research Council (2001), il n'en demeure pas moins que les postures et mouvements du dos sont des indicateurs indirects de chargements au dos. Toutefois, l'exploitation de l'appareil de mesure des postures et mouvements du dos, combinée à l'électromyographie de surface de certains muscles du tronc, pourrait conduire à l'élaboration d'une approche ambulatoire pour estimer les chargements au dos en situation réelle de travail. Ce genre d'approche permettrait de se rapprocher d'une analyse quantitative plus fine de la relation entre l'exposition à des charges externes en milieu de travail et les chargements internes aux tissus, puis le développement des maux de dos. En plus d'améliorer les connaissances sur la relation exposition – effet, une telle méthode permettrait une évaluation plus précise de l'efficacité des interventions visant à réduire les chargements au dos.

L'idée d'exploiter l'électromyographie de surface pour estimer les chargements au dos n'est pas nouvelle. Des modèles estimant la contrainte au dos uniquement à partir de l'activité électromyographique d'un nombre limité de muscles dorsaux, c'est-à-dire sans passer par

l'estimation des forces musculaires, ont également été développés (Mientjes et coll., 1999; van Dieën et Visser, 1999). Ces modèles ont l'avantage de ne pas nécessiter la mesure des forces externes sous les pieds ou aux mains, ce qui facilite grandement les mesures en milieu de travail et permet de moins limiter les mouvements du travailleurs. Puisque l'électromyographie peut être enregistrée relativement aisément de manière continue, elle constitue une approche intéressante pour des applications visant des estimations en continue des chargements. Cependant, si ces approches négligent la dynamique de contraction, cela peut compromettre la validité de leurs estimations (Potvin et coll., 1996). En plus de mesurer l'EMG de quatre muscles extenseurs, Dolan et Adams (1993) ont intégré la cinématique lombaire pour tenir compte de la dynamique de contraction (relation tension-longueur, relation force-vélocité). Selon eux, la détermination de la relation tension-longueur doit cependant se faire sur un plan individuel et nécessite la réalisation de contractions dans différentes positions. De plus, comme le soulignent Dolan et Adams (1993), même la prise en compte de la dynamique de contraction ne fait pas de cette approche un modèle complètement dynamique : les accélérations linéaires n'étant pas prises en compte.

Par ailleurs, depuis plusieurs années, l'IRSSST a subventionné des projets de recherche qui ont permis le développement de modèles dynamiques inverses (Gagnon et Gagnon, 1992; Plamondon et coll., 1996) et assisté par électromyographie (Gagnon et coll., 2001). Des modèles tridimensionnels complets sont donc disponibles pour quantifier les chargements au dos en laboratoire. Ils ont d'ailleurs été utilisés dans des projets sur la manutention visant notamment à comparer les stratégies des experts à celles de novices (Plamondon et coll. 2010a). Ces modèles peuvent servir de références pour permettre la conception de méthodes ambulatoires plus simples et utilisables en milieu de travail.

Ce projet est donc en continuité avec les développements subventionnés par l'IRSSST depuis plusieurs années. Il constitue une étape importante dans l'élaboration d'une méthode ambulatoire pouvant estimer les chargements au dos en continu. L'approche préconisée vise l'intégration de la mesure de l'électromyographie (EMG) d'un nombre minimal de muscles à la surface du dos (4 à 6 muscles) et de la cinématique du dos provenant du dosimètre de posture (Plamondon et coll., 2007) pour estimer les moments nets au dos. L'idée de combiner l'EMG à la cinématique du dos pour estimer les chargements au dos par une méthode ambulatoire n'est pas nouvelle (Baten, 2000; Kingma et coll., 2001), mais la manière d'y arriver et l'étude de tâches de manutention complexes n'ont pas fait l'objet d'une évaluation détaillée. Dans une première étape, la faisabilité sera documentée en comparant les estimations obtenues par la nouvelle approche à celles déterminées par un modèle tridimensionnel à dynamique inverse. Dans une seconde étape, l'élaboration et la validation de la méthode de calibrage du modèle ambulatoire seront réalisées, et finalement dans une dernière étape, le modèle ambulatoire sera validé dans une situation se rapprochant d'une application en milieu de travail.

2. OBJECTIFS DE RECHERCHE

L'objectif principal de cette étude est de développer et de valider une méthode ambulatoire, exploitant l'électromyographie de surface et la cinématique lombaire, pour estimer les chargements au dos. L'étude comporte trois grandes étapes, chacune ayant des objectifs spécifiques. Ces objectifs, la méthodologie utilisée, les résultats et une brève discussion seront présentés pour chacune des étapes. Une conclusion générale achèvera ce rapport.

Avant de décrire chacune des étapes et afin d'aider à les comprendre, voici les définitions correspondant à trois types de modèles biomécaniques qui seront utilisés et/ou développés dans ce projet de recherche.

- **Modèle critère de laboratoire** : Il s'agit du modèle externe à dynamique inverse, procédant du bas vers le haut, permettant d'estimer les moments nets à L5/S1, tel que documenté dans des études antérieures (Plamondon et coll. 1996; Desjardins et coll. 1998; Plamondon et coll. 2010a; 2012; 2014). Il représentera notre étalon de mesure tout au long du projet, soit lors des trois étapes détaillées à la section suivante.
- **Modèle de calibrage simplifié** : Afin de calibrer le modèle ambulatoire, c'est-à-dire pour établir la relation EMG/moment, il faudra un modèle permettant d'estimer les moments lors de tâches de calibrage réalisées en milieu de travail. Un modèle simplifié, comparativement au modèle critère de laboratoire, sera donc conçu en n'exploitant que des mesures réalisables (forces externes et cinématique des segments supérieurs) en milieu de travail (voir étape 2).
- **Modèle ambulatoire** : Il s'agit du produit final du projet, c'est-à-dire une méthode permettant d'estimer les moments nets à L5/S1 sans nécessiter l'utilisation de mesures de forces externes aux pieds ou aux mains.

3. ÉTAPE 1. DOCUMENTER LA FAISABILITÉ DE DEUX APPROCHES POUR ESTIMER LES MOMENTS NETS À PARTIR DE L'ÉLECTROMYOGRAPHIE ET DE LA CINÉMATIQUE DU DOS

3.1 Objectifs

Dans un premier temps, la faisabilité de prédire les moments nets à L5/S1 à l'aide de l'EMG de surface et de la cinématique du dos a été évaluée. C'est à partir de données tirées d'un projet antérieur mené en laboratoire et portant sur des activités de manutention que cette première étape fut réalisée. Il est d'ailleurs à noter que la manutention de charges représente la principale application de ce type de modèle ambulatoire.

Deux approches ont été développées et comparées avec le modèle critère de laboratoire. La première est basée sur la régression multiple et la seconde sur un réseau de neurones artificiels (RNA). Pour les deux approches, le calibrage de la relation EMG-moment s'effectue en utilisant des transferts de boîtes. Leur comparaison permettra de juger des avantages et inconvénients de chacune et de retenir la plus avantageuse pour le genre d'application souhaitée avec le modèle ambulatoire. Cette étape comporte donc les objectifs spécifiques suivants :

- 1) déterminer l'approche à privilégier pour établir la relation EMG-moment du modèle ambulatoire;
- 2) préciser les variables d'entrée au modèle (variables indépendantes), c.-à-d. les muscles et les variables cinématiques les plus pertinents;
- 3) détailler les variables de sortie du modèle (variables dépendantes), c.-à-d. les moments nets autour de chacun des trois axes du bassin ou autour de combinaison d'axes (résultante).

Aucune collecte de données n'a été nécessaire pour cette étude de faisabilité puisque toute l'information nécessaire pouvait être extraite d'un projet antérieur sur la manutention de charges (Plamondon et coll., 2010a) réalisé par le laboratoire de biomécanique de l'IRSST. Avant de décrire les variables dépendantes (variables prédites), les variables indépendantes (variables prédictives) et les deux approches (réseau de neurones, régression multiple) qui ont été testées, voici les grandes lignes du projet de manutention qui sont pertinentes au présent projet.

3.2 Description des données disponibles

Dans le projet antérieur, un modèle externe à dynamique inverse validé (Plamondon et coll. 1996) était utilisé pour estimer les moments nets au dos. La séance expérimentale comportait au-delà de 120 manutentions exécutées par chaque manutentionnaire. Différentes conditions de masse de caisses (15 et 23 kg), de hauteur d'élévation et d'abaissement, de décentrage de la caisse, et de fragilité du contenant ont été réalisées pour deux configurations de transfert (transfert à 90°, transfert à 180°). Une tâche d'empilement de quatre boîtes transférées d'un convoyeur à un chariot (figure 1), puis du chariot vers le convoyeur, permettait la réalisation de

toutes ces conditions. Ainsi, une quantité importante de données inédites était disponible aux fins de l'élaboration du présent projet.

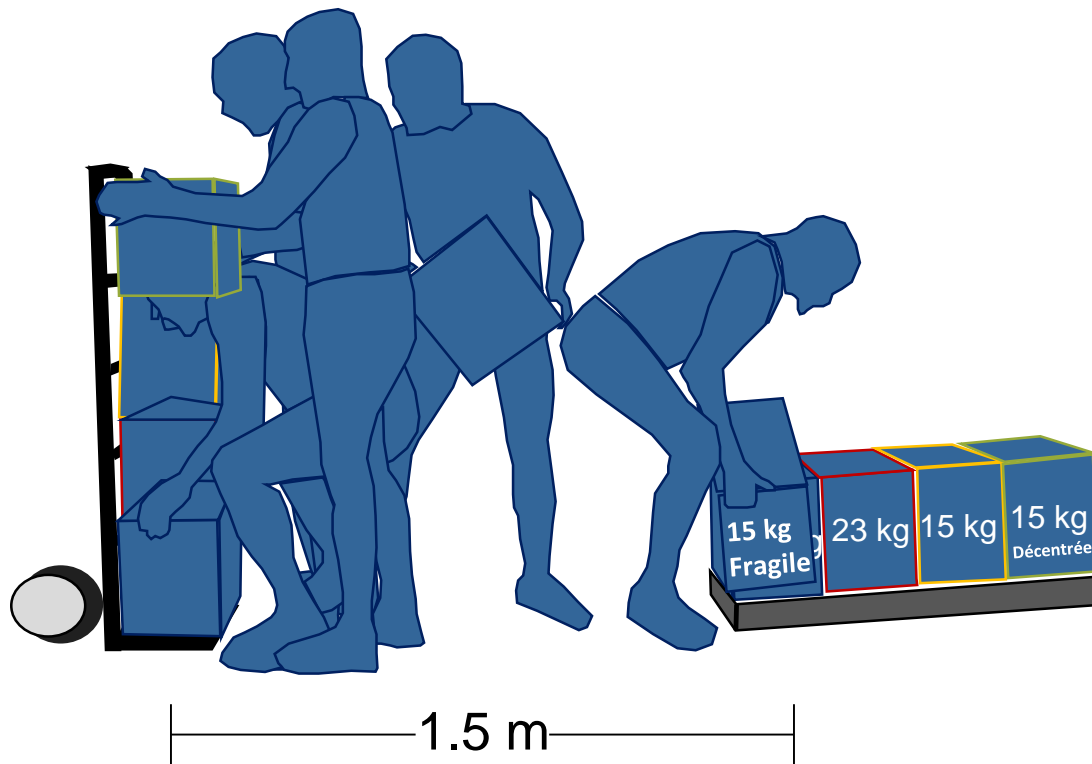


Figure 1. Illustration de la tâche de manutention pour la configuration à 180°

3.2.1 Instrumentation et modèle

Après avoir signé le formulaire de consentement, les sujets étaient instrumentés de 12 électrodes apposées bilatéralement à la surface de leur dos pour enregistrer les signaux des muscles suivants : le droit de l'abdomen, l'oblique externe, l'oblique interne, le longissimus au niveau L1, le multifide au niveau L5, l'iliocostal lombaire au niveau L3. Des électrodes différentielles préamplifiées à la source (gain : 1000) et ayant une bande passante de 20 à 500 Hz (Delsys, Boston, Ma.) ont été utilisées pour recueillir le signal EMG. Celui-ci a été enregistré à une fréquence de 1024 Hz et numérisé à l'aide d'une carte d'acquisition analogue numérique 12-bits (PCI-6071E, National Instrument, Austin, TX). Le traitement des signaux comportait trois étapes : (1) l'application d'un filtre passe-bande de 30 à 500 Hz de type Butterworth de huitième ordre; (2) la rectification du signal; (3) l'application d'un filtre passe-bas à 3 Hz de type Butterworth.

Un modèle externe (Plamondon et coll., 1996; Plamondon et coll., 2010a) était utilisé dans le cadre du projet manutention. Seul le modèle externe procédant du bas vers le haut sert à l'estimation des moments nets et constitue le modèle critère. Le modèle du corps en entier sera toutefois brièvement décrit puisque des informations cinématiques sont également obtenues en procédant du haut vers le bas. Le modèle externe complet est composé de 14 segments (2 pieds, 2 jambes, 2 cuisses, un bassin, bas du dos, haut du dos, tête et cou, 2 bras, et 2 avant-bras et

main). Douze corps rigides, chacun muni de quatre diodes électroluminescentes (DEL), étaient utilisés avec un système optoélectronique (Optotrak 3020, Northern Digital inc., Waterloo, Ontario) pour enregistrer leur orientation dans l'espace. Un crayon numériseur a également été employé pour déterminer les coordonnées de 43 repères anatomiques associés à ces corps rigides pour déterminer les référentiels segmentaires. Les forces externes au sol étaient mesurées à l'aide d'une plate-forme de force de grandes dimensions (Desjardins et Gagnon, 2001). Les caractéristiques inertielles des segments étaient déterminées à partir de l'approche de Jensen (1978), une méthode par volume segmentaire dont la densité des tissus est basée sur des données cadavériques. Les moments nets à L5/S1 étaient exprimés autour des axes du référentiel segmentaire du bassin et calculés par une approche traditionnelle de dynamique inverse (Plamondon et coll. 1996).

3.2.2 Les variables dépendantes (prédites)

L'objectif était de prédire le chargement net au dos. Le moment net à L5/S1 constitue probablement l'indicateur de chargement le plus valide pouvant être estimé par un modèle externe. Idéalement, le modèle ambulatoire devrait être en mesure d'estimer les moments nets autour des axes transverse, sagittal et longitudinal du bassin. Toutefois, comme les moments autour des axes sagittal et longitudinal étaient plutôt faibles dans les tâches étudiées en comparaison avec le moment autour de l'axe transverse, ce dernier a été retenu comme variable dépendante de même que la résultante des moments autour des trois axes.

3.2.3 Les variables indépendantes (prédictives)

Les variables indépendantes sont de deux ordres : (1) les signaux EMG rectifiés et filtrés des 12 muscles; (2) les variables cinématiques décrivant les postures et mouvements du tronc.

Pour les signaux EMG, l'objectif principal poursuivi était de réduire le nombre de signaux afin de simplifier l'utilisation-terrain éventuelle d'une telle approche, soit de diminuer le nombre d'électrodes. Pour les variables cinématiques, la seule contrainte est qu'elles doivent être mesurables à partir du dosimètre de posture (Plamondon et coll. 2007) exploitant des senseurs inertiels. Le nombre de variables cinématiques doit également être réduit afin de simplifier le recours à des outils de prédiction complexes.

À cette fin, des corrélations entre les variables indépendantes et dépendantes, ainsi que des corrélations entre les variables indépendantes elles-mêmes ont été effectuées. Ces analyses ont permis de constater que les signaux EMG des obliques internes avaient les moins fortes corrélations avec les moments. Sur cette base, et considérant qu'il peut être difficile d'obtenir un signal de qualité pour ces muscles pour certains sujets, il fut décidé d'éliminer les signaux EMG des obliques internes comme variables indépendantes. Ces analyses ont également permis de constater que les signaux représentant les muscles multifides ont une corrélation très forte avec les longissimus et iliocostaux. Sur cette base et considérant qu'ils sont des muscles profonds, difficilement mesurables par électromyographie de surface, ils ont aussi été retirés du choix des variables indépendantes. Ces analyses préliminaires ont permis de préciser les variables indépendantes (tableau 1).

Tableau 1 – Liste des variables indépendantes retenues

Enveloppe linéaire EMG	Cinématique
Longissimus gauche	Angle C7 ¹ / bassin (axe transverse du bassin)
Longissimus gauche	Accélération Angulaire de C7 ¹ / bassin (axe transverse du bassin)
Iliocostal gauche	Angle de flexion de C7 ¹ / Verticale
Iliocostal droit	Angle d'inclinaison latérale de C7 ¹ / Verticale
Oblique externe gauche	Norme de l'accélération linéaire du bassin
Oblique externe droit	

¹ C7 fait référence au référentiel du tronc construit au niveau de la 7^e vertèbre cervicale

3.2.3.1 Raffinement du choix des variables indépendantes

Afin de s'assurer de la justesse du choix des variables indépendantes, des tests préliminaires ont été effectués avec une version préliminaire d'un réseau de neurones. Celui-ci avait les caractéristiques suivantes:

- Propagation avant
- Rétropropagation de l'erreur
- Fonction d'activation sigmoïdale
- 1 couche cachée
- 2 neurones cachés.

Les outils programmatiques du logiciel Matlab (Neural Network toolbox) ont été utilisés pour concevoir le réseau de neurones. Il s'agissait essentiellement de tester l'influence de certaines manipulations des variables indépendantes sur l'erreur de prédiction des moments de ce réseau de neurones.

Premièrement, le croisement de variables cinématiques et électromyographiques fut exploré. Il fut d'abord constaté que le produit du signal EMG du longissimus avec la variable cinématique angle C7/sacrum donnait une variable qui démontrait la plus forte corrélation avec le moment extenseur en L5/S1 de toutes les autres variables prises une à une. L'analyse avec le réseau de neurones a cependant révélé que l'amélioration des prédictions était trop peu importante pour justifier l'ajout de telles variables.

Une dernière manipulation fut tentée pour explorer s'il ne serait pas possible d'obtenir d'aussi bons résultats avec le réseau de neurones en ayant recours à un plus petit nombre de variables en entrée (réduire le nombre de variables indépendantes). Une analyse en composantes principales

d'un ensemble de variables est pertinente pour un tel problème de classification, car elle permet d'établir les différentes sources principales de cet ensemble de variables. Après application d'un algorithme de décomposition en composante principale, il devrait être possible de retrouver toutes les données utilisées dans un nouveau plan dans lequel chacune des variables (ou dimension) sera parfaitement décorrélée avec les autres. À des fins exploratoires, une analyse en composante principale fut menée avec les données d'un sujet. Cette analyse a révélé que les deux premières composantes expliquaient 98 % de la covariance des variables. On pourrait donc penser que les données viennent bel et bien de deux sources distinctes (EMG et cinématiques) et envisager que de bons résultats puissent être obtenus avec seulement deux composantes. Le réseau de neurones a ainsi été utilisé avec un nombre de dimensions croissant. Il s'est avéré qu'il fallait introduire jusqu'à 10 dimensions au réseau de neurones pour obtenir des résultats similaires à ceux obtenus avec les variables indépendantes déterminées précédemment. La décomposition en composantes principales n'a pas permis d'améliorer les résultats de prédiction du réseau de neurones, mais il peut être conclu que les variables indépendantes retenues sont adéquates.

3.3 Le modèle de régression

L'objectif de la régression est d'établir la relation entre la variable dépendante y et les variables indépendantes X_i . Soit, par exemple, y le vecteur $n \times 1$ décrivant le moment net autour de l'axe transverse, tel qu'estimé par dynamique inverse. Exprimée sous forme matricielle, cette relation prend la forme suivante :

$$y = X\beta + \varepsilon ,$$

où, de manière équivalente, sous forme partitionnée:

$$y = X_1\beta_1 + X_2\beta_2 + X_3\beta_3 + \varepsilon ,$$

où y est une matrice $n \times 1$ du moment net à L5/S1 d'intérêt (n points de mesure dans le temps, pour le moment autour de l'un des trois axes du bassin : longitudinal, sagittal ou transverse); X_1 est une matrice $n \times m$ signaux d'EMG (m muscles, pour $m = 1, 2, 3, \dots, 12$), X_2 est une matrice $n \times 1$ des angles articulaires à L5/S1 (les angles articulaires autour d'un des axes : alpha, bêta ou gamma), X_3 est une matrice $n \times 1$ vitesse angulaire articulaire (vitesses autour d'un des axes : alpha, bêta ou gamma), β_i sont les vecteurs contenant les coefficients de régression, et ε est un vecteur $n \times 1$ d'erreur aléatoire. Pour la régression multiple standard, le vecteur des coefficients estimés est donné par:

$$\hat{\beta} = \left(X'X \right)^{-1} X'y$$

Diverses analyses préliminaires ont été effectuées en vue de spécifier la nature du modèle et de vérifier les hypothèses sous-jacentes; entre autres, on souhaitait évaluer la pertinence d'inclure des termes d'ordre supérieur dans l'équation de régression (termes quadratiques et interactions).

3.4 Le paramétrage du réseau de neurones

Les paramètres de base du réseau de neurones ont été cités plus tôt dans le rapport. Déjà, avec cette configuration, des résultats intéressants ont été obtenus. Dans cette section, il sera question des tests qui ont été accomplis pour valider le nombre de neurones cachés (en tenant compte du ratio du nombre de données d'entraînement sur le nombre de données de validation) et le type de réseau de neurones.

Comme c'est la pratique lors du développement de réseaux de neurones, une partie des données sert à entraîner le réseau de neurones et une autre à tester sa capacité à prédire les moments nets. L'entraînement consiste à fournir au réseau les données d'entrée (variables indépendantes) et les données de sortie (variables dépendantes) pour ainsi préciser les poids entre les différents neurones du réseau.

Une investigation de l'effet du nombre de neurones du niveau caché a été réalisée pour déterminer le nombre optimal de neurones, en utilisant différentes quantités de données d'entraînement (ou différents ratios données d'entraînement / données de validation). Trente-deux essais étaient disponibles dans cette étude, chacun constitué d'environ 600 échantillons. En prévision d'une éventuelle utilisation-terrain de l'approche, il fut convenu de limiter les données d'entraînement à quatre essais (24 000 échantillons). Cela correspond à l'utilisation de 12,5 % des données pour l'entraînement et laisse 87,5 % des données pour la validation. C'est pratiquement l'inverse de ce qui se fait généralement dans une validation standard d'un réseau de neurones, où l'entraînement se fait avec une quantité beaucoup plus importante que celles de validation. Malgré cela, une analyse fut réalisée en augmentant le nombre de neurones cachés (jusqu'à 18) et en majorant la quantité de données d'entraînement (jusqu'à 28 essais). Bien qu'une amélioration de la qualité des prédictions fût observée avec l'augmentation du nombre de neurones cachés et de la quantité de données d'entraînement, le risque d'obtenir un réseau de neurones surentraîné et trop spécifique aux données d'entraînement justifie le maintien du nombre de neurones cachés à deux, pour une quantité de données d'entraînement limitée à quatre essais.

Jusqu'à présent, un réseau de neurones simple à propagation avant a été exploité. Deux autres types de réseau de neurones dynamique ont également été explorés. Le premier est toujours un réseau de neurones à propagation avant, mais il permet de tenir compte de l'évolution des entrées dans le temps à l'aide d'un délai, qui est évalué en nombre d'échantillons. Ainsi, au lieu de fournir uniquement au réseau les entrées au temps " t " pour prédire la sortie au temps " t ", les entrées au temps " $t-1$ ", " $t-2$ ", ..., " $t-d$ " seront également introduites. Évidemment, plus le délai induit est important, plus le temps de calcul est long. Un délai allant jusqu'à quatre échantillons a été considéré, menant le réseau à traiter cinq fois plus de données qu'à la normale. Les résultats d'un sujet avec l'introduction d'un délai de 0 à 2 échantillons se sont révélés intéressants, justifiant le traitement de l'ensemble des sujets avec ce type de réseau. Par contre, si ce type de réseau est très intéressant au regard des résultats qu'il apporte, il semble toutefois que son utilisation comporte certains risques en raison de son instabilité. Dans certains cas, les sujets démontrent de bien meilleurs résultats qu'en utilisant le réseau standard, mais dans d'autres cas, les résultats sont clairement moins bons. Cela s'explique possiblement par le fait que les

variables d'entrée varient plus ou moins rapidement selon les sujets. Il ne semble donc pas pertinent de retenir ce type de réseau.

Le deuxième réseau dynamique exploré visait à prendre en compte les prédictions récentes. À l'instar du réseau de neurones utilisé par Song et Tong (2005), la valeur de la sortie qui vient d'être calculée est introduite en entrée. Ce principe de rétropropagation de la sortie qui vient d'être prédite, en plus d'alourdi la charge de calcul de manière exponentielle, n'a pas démontré une amélioration des prédictions. Cela signifie, dans le cas de cette étude, que le vecteur d'erreur produit au fur et à mesure que la prédiction des échantillons se fait, ne dessine aucune tendance particulière qui pourrait servir pour la prédiction suivante.

3.5 Comparaison des approches

Rappelons qu'une partie des manutentions effectuées servait au calibrage des deux approches (tâches de calibrage, tirées des manutentions dans la configuration de transfert de 90°) et l'autre partie était destinée à évaluer leur performance de prédiction (tâches expérimentales). Une portion des tâches expérimentales incluait des manutentions identiques à celles imposées lors du calibrage (deuxième essai des mêmes conditions dans la configuration de transfert de 90°) et une autre portion incluait des manutentions complètement différentes (non incluses dans le calibrage, configuration de transfert 180°). Ces dernières servaient à évaluer la capacité des approches à prédire les moments dans des situations différentes de celles ayant servi au calibrage. Les résultats seront présentés uniquement pour les tâches expérimentales.

Le coefficient de détermination (R^2), l'erreur quadratique moyenne (eRMS), l'eRMS sur le moment maximal mesuré (eRMS/MMM) comme erreur relative, ainsi que le ratio entre le moment maximal prédit et le moment maximal mesuré (MMP/MMM) ont été les paramètres calculés pour apprécier la performance des modèles basés sur l'EMG (régression multiple et réseau de neurones) et le modèle critère.

3.6 Résultats

Pour les données expérimentales (tableau 2), les deux approches ont démontré une capacité de prédiction expliquant entre 51 % et 89 % de la variance (R^2). L'erreur absolue variait entre 15,8 et 34,3 Nm, se traduisant en une erreur relative (eRMS/MMM) variant de 6,5 % à 12,0 %. Selon ces critères, le réseau de neurones révèle une performance légèrement supérieure. Les deux approches ont démontré une capacité à prédire les moments maximaux en moyenne sous 5 % de la valeur maximale critère (MMP/MMM), bien que l'étendue de cet indice soit importante. Cette difficulté à prédire les valeurs maximales est également perceptible autant pour l'approche par régression multiple (figure 2A) que pour le réseau de neurones (figure 2B).

Tableau 2 – Valeur moyenne (étendue) des indices de performance des deux approches de prédiction pour estimer le moment résultant en L5/S1 (n = 29) pour les tâches expérimentales.

	R^2	eRMS (N·m)	eRMS /MMM (%)	MMP / MMM (%)
Régression linéaire multiple	0.74 (0.53, 0.83)	26.7 (19.8, 38.1)	9.0 (8.0, 12.0)	105.3 (78.5, 165.4)
Réseau de neurones	0.80 (0.51, 0.89)	24.0 (15.8, 34.3)	8.0 (6.5, 10.4)	104.0 (82.8, 140.0)

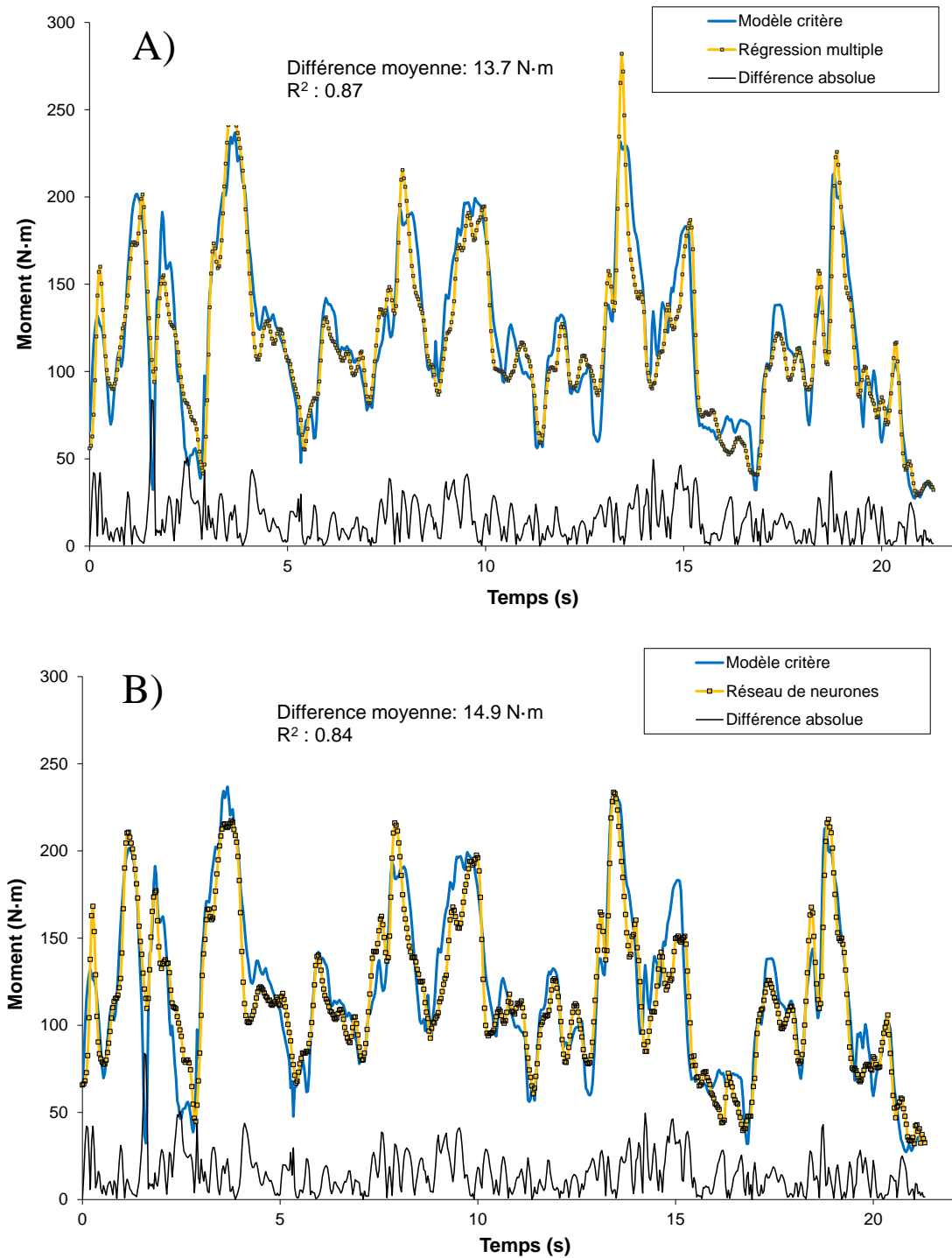


Figure 2 – Courbe du moment résultant en L5/S1 mesuré et prédit par le modèle de régression linéaire multiple A), et par le réseau de neurones B), pour un sujet et un essai.

3.7 Discussion

Les résultats de cette première étape de l'étude révèlent que des prédictions somme toute très acceptables (moins de 10 % de marge d'erreur) du moment résultant en L5/S1 pour des tâches de manutention asymétriques peuvent être obtenues à partir d'un nombre limité de variables cinématiques du tronc et de signaux EMG d'un nombre limité de muscles, soit par une approche de régression linéaire multiple ou par un réseau de neurones. Il peut ainsi être envisagé de quantifier les moments en L5/S1 à partir de la cinématique du dos, mesurée par exemple par le système hybride développée à l'IRSST (Palmondon et coll., 2007), combinée à l'électromyographie de surface de quatre à six muscles du tronc.

Bien que les performances obtenues puissent paraître modestes, il est important de rappeler en quoi consistait la tâche étudiée. En effet, chaque essai prédit incluait la manutention de quatre boîtes (trois de 15 kg, et une de 23 kg) sans poignées et sans restriction de déplacement des pieds. Empilées les unes sur les autres, ces caisses en raison de leurs caractéristiques présentaient une variation de hauteur des manutentions, des levers et des abaissments de boîtes. Il est aussi important de rappeler que les valeurs de performance rapportées portent également sur les portions entre les boîtes où aucune charge n'est supportée par les mains. Toutes ces caractéristiques dépeignent avec réalisme la tâche de manutention, mais également la difficulté que peut représenter la prédiction du moment en L5/S1 dans de telles conditions. À notre connaissance, peu d'études dans la littérature scientifique ont porté sur la quantification des moments en L5/S1 pour des tâches aussi réalistes. Le nombre de participants étudiés et l'efficacité des approches à prédire les moments pour la très grande majorité d'entre eux, témoignent de la robustesse de l'approche.

Évidemment, le calibrage de la relation entre ces variables cinématiques et électromyographiques et le moment en L5/S1 représente un défi majeur pour l'application-terrain éventuelle d'une telle approche. Cependant, il est pertinent de rappeler que ce calibrage a nécessité un nombre relativement faible de manutentions (4 essais pour prédire 28 autres essais). Si une méthode ambulatoire simple peut être utilisée pour ce calibrage, il est envisageable de réaliser un tel calibrage en milieu de travail. Ce sera d'ailleurs l'objet de la prochaine section de ce rapport.

4. ÉTAPE 2. DÉVELOPPER ET VALIDER LA MÉTHODOLOGIE NÉCESSAIRE AU CALIBRAGE DE LA RELATION EMG-MOMENT POUR DES APPLICATIONS EN MILIEU DE TRAVAIL

4.1 Objectifs

Cette deuxième étape visait le développement de la méthodologie pour permettre le calibrage de la relation EMG-cinématique - moment en milieu de travail.

L'objectif était de concevoir et de valider un modèle de calibrage simplifié pour estimer les moments nets à partir de la mesure des orientations des membres supérieurs et du dos (plutôt que les positions et les orientations) de même que des forces aux mains mesurées à partir d'une caisse dynamométrique. Ce modèle servira de référence pour établir le calibrage de la méthode ambulatoire dans les milieux de travail. Il sera validé en le comparant au modèle critère de laboratoire. Cette validation fut réalisée en deux étapes :

- 1) En mesurant les orientations des membres supérieurs et du dos à l'aide d'un système optoélectronique;
- 2) En mesurant les orientations des membres supérieurs et du dos à l'aide de senseurs inertiels.

Il était postulé qu'un modèle de calibrage simplifié, exploitant une caisse instrumentée combinée à la mesure des orientations des membres supérieurs et du dos par des senseurs inertiels, permettrait d'estimer les moments nets au dos de manière suffisamment précise pour être utilisé pour le calibrage individualisé nécessaire au bon fonctionnement du modèle ambulatoire.

Une fois que le modèle procédant des mains vers L5/S1 fut élaboré, deux collectes de données furent réalisées au laboratoire de biomécanique sur la prévention des troubles musculosquelettiques de l'Université de Sherbrooke. La première visait à valider le modèle en exploitant un système optoélectronique pour obtenir les orientations des membres supérieurs et du dos, et la seconde servait aussi à valider le modèle, mais cette fois en utilisant des senseurs inertiels pour mesurer les orientations, comme il pourrait être envisagé de le faire en milieu de travail. Une grande partie de l'instrumentation étant similaire pour ces collectes de données, la méthodologie sera présentée en un seul bloc.

4.2 Les participants

Pour la première collecte de données, six femmes et cinq hommes ont participé à l'expérimentation (tableau 3a). Tous actifs physiquement, ils ont été recrutés au sein de la Faculté des sciences de l'activité physique de l'Université de Sherbrooke.

Pour la seconde collecte de données, cinq femmes et quatre hommes ont participé à l'expérimentation (tableau 3b). Ils provenaient aussi de la Faculté des sciences de l'activité physique de l'Université de Sherbrooke et étaient tous actifs physiquement.

Un formulaire d'information et de consentement approuvé par le comité d'éthique de la recherche en santé chez l'humain du Centre hospitalier universitaire de Sherbrooke (CHUS) a été expliqué aux participants qui l'ont ensuite signé.

Tableau 3 - Caractéristiques anthropométriques moyennes (étendue) des participants pour les deux collectes de données

	A) Première collecte		B) Deuxième collecte	
	Femmes (N = 6)	Hommes (N = 5)	Femmes (N = 5)	Hommes (N = 4)
Taille (m)	1.71 (1.61 , 1.80)	1.78 (1.74 , 1.87)	1.71 (1.64 , 1.77)	1.78 (1.71 , 1.86)
Masse (kg)	59.8 (52 , 72)	77.2 (72 , 83)	63.3 (58 , 67)	73.0 (70 , 75)
Âge (année)	25.0 (21 , 30)	23.6 (22 , 25)	22.8 (21 , 25)	29.3 (21 , 42)

4.3 La tâche de manutention

Pour la première collecte de données, la tâche consistait à monter la caisse de l'étagère **a** (à 19 cm du sol) à l'étagère **b** (à 106 cm du sol), à abaisser la caisse de l'étagère **b** à l'étagère **c** (à 19 cm du sol), à monter la caisse de l'étagère **c** à l'étagère **b**, à abaisser la caisse de l'étagère **b** à l'étagère **a**, et à effectuer un transfert horizontal aller-retour entre l'étagère **a** et l'étagère **c** (figure 3A). Entre chacun des transferts, les participants revenaient au point milieu entre les étagères **a** et **c**. Les participants devaient effectuer cette tâche à quatre reprises, soient avec une caisse légère (8 kg) et une caisse lourde (16 kg), ainsi qu'à une vitesse lente et à une vitesse rapide. Une différence de 25 % de la durée de manutention entre la vitesse rapide de manutention et la vitesse lente était visée (Lavender, Li, Andersson et Natarajan, 1999). Afin de déterminer ces durées, les participants pratiquaient d'abord la tâche à vitesse normale. Ensuite, 25 % de cette durée était soustrait et les participants pratiquaient en exécutant la tâche à cette vitesse plus rapide afin de s'assurer qu'elle leur convenait. Une prise de deux temps intermédiaires a été effectuée afin de guider les participants lors de l'expérimentation. L'ordre de ces quatre conditions était balancé à travers les participants. Les participants étaient informés de toujours garder les pieds sur les plate-formes de force et de ne pas prendre la caisse autrement que par les poignées dynamométriques.

Pour la deuxième collecte de données, la première tâche à réaliser était très similaire à celle de la précédente collecte, mais les étagères **a** et **c** était à 6 cm du sol, alors que l'étagère **b** était à 92 cm du sol lors de la deuxième collecte. Les participants devaient effectuer cette tâche avec une caisse légère (9 kg) et avec une caisse lourde (18 kg). Six essais pour chaque condition de masse de la caisse étaient effectués par les participants. La deuxième tâche étudiée consistait à pousser puis à tirer un chariot, sur une distance de 1,5 m (figure 3C). Les poignées de la caisse, fixée à la verticale sur le chariot, étaient ajustées environ à la hauteur du nombril de chaque sujet. Les participants effectuaient cinq essais.

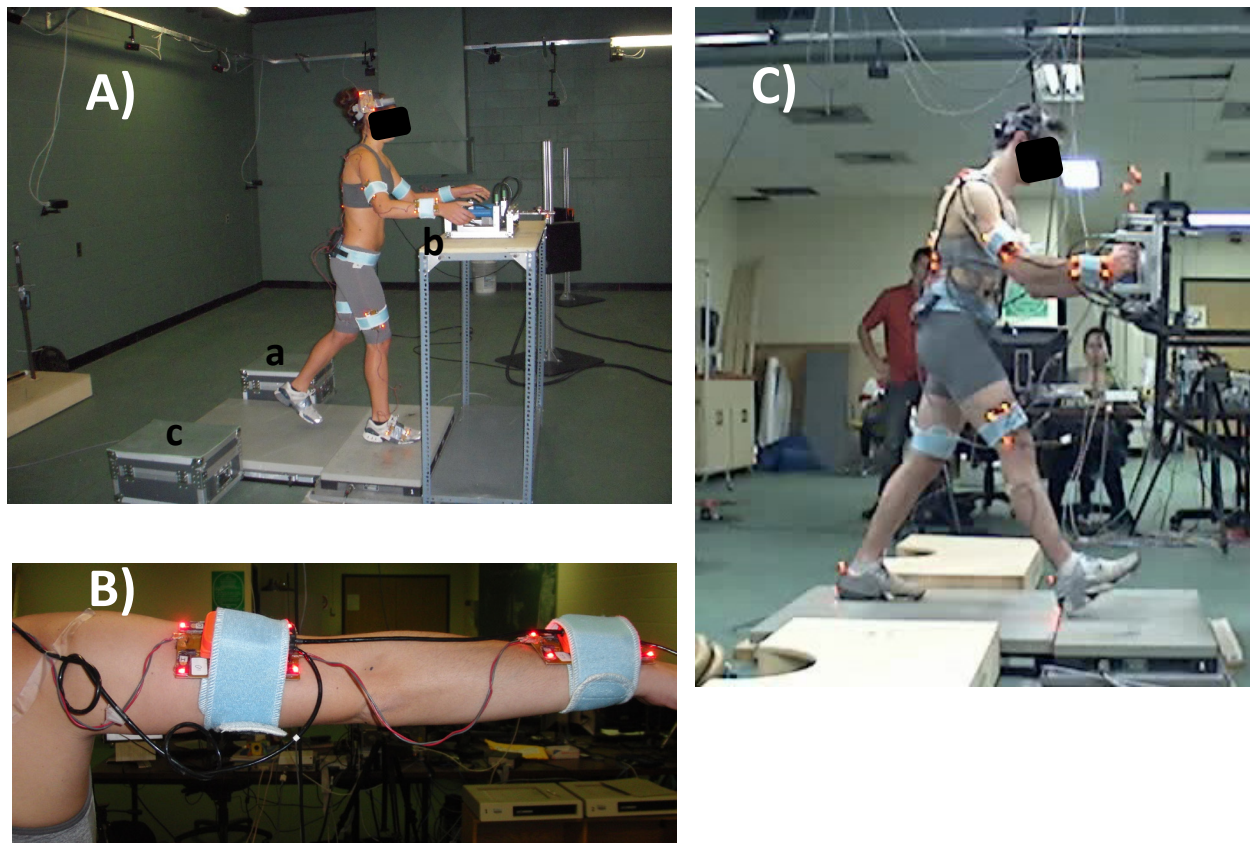


Figure 3 – Illustration des tâches et de l'instrumentation. A) la tâche comportant plusieurs transferts; B) illustration de l'instrumentation du membre supérieur lors de la deuxième collecte de données avec senseurs inertiels; C) la tâche de pousser-tirer d'un chariot.

4.4 Instrumentation et modèles

4.4.1 Cinématique

Onze corps rigides (les deux pieds, les deux cuisses, le bassin, le haut du dos, la tête, les deux bras, et les deux avant-bras) étaient chacun muni de quatre diodes électroluminescentes (DEL) alors que six DEL étaient fixées à la caisse. Un système optoélectronique de 24 caméras (Impulse, Phase Space inc., San Leandro, CA, États-Unis) servait à enregistrer leur orientation dans l'espace (figure 3A et C). Un crayon numériseur a également été utilisé pour déterminer les coordonnées de 50 repères anatomiques associés à ces corps rigides afin d'établir les référentiels segmentaires. La fréquence d'acquisition était de 120 Hz. Les données furent par la suite sous-échantillonnées à 30 Hz.

Pour la deuxième collecte de données, sept senseurs inertiels (MT, Xsens technologies B.V., Enschede, Pays-Bas) étaient fixés sur les corps rigides du bassin, du haut du dos, des bras, des

avant-bras (figure 3B) et sur la caisse instrumentée. La fréquence d'acquisition de ces senseurs était de 100 Hz. Les données furent par la suite sous-échantillonnées à 30 Hz.

4.4.2 Dynamométrie

Les forces externes au sol étaient mesurées à l'aide de trois plates-formes de force (Advanced Mechanical Technology inc., Newton, MA, USA), échantillonnées à 120 Hz, puis sous-échantillonnées à 30 Hz. Quant aux forces aux mains, elles étaient mesurées à l'aide de poignées (Kistler Group, Winterthur, Suisse) fixées à une structure d'aluminium qui représentait une caisse (Figure 4). Cette structure d'aluminium servait également à fixer la caisse sur un chariot (voir figure 3C illustrant la tâche consistant à pousser). Ces données étaient acquises à 50 Hz, pour ensuite être sous-échantillonnées à 30 Hz.

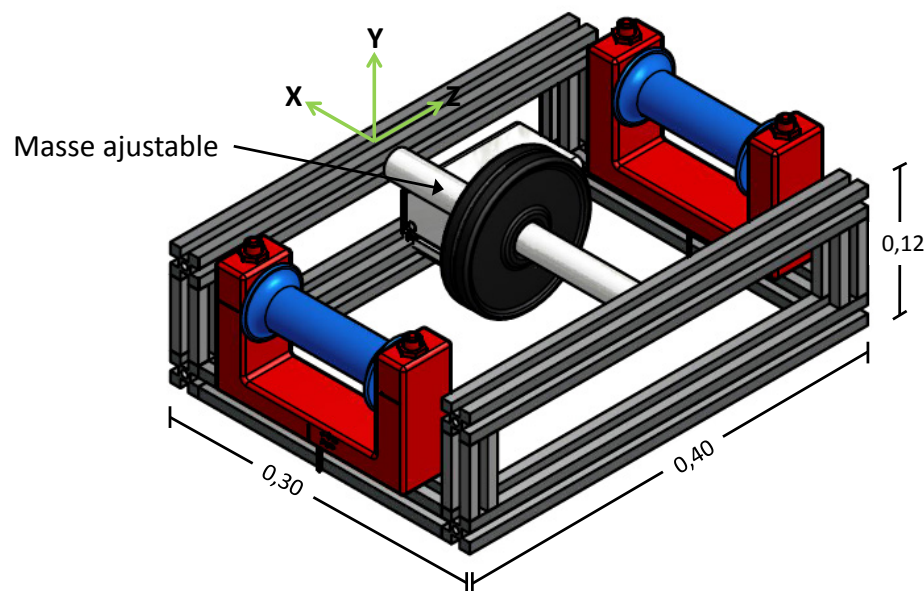


Figure 4. Schéma de la caisse instrumentée illustrant les poignées pour mesurer les forces aux mains

4.4.3 Modèle critère

Le même modèle que dans l'étape 1 (Plamondon et coll., 1996; Plamondon et coll., 2010a) procédant du bas vers L5/S1 a été utilisé, à l'exception des paramètres inertiels segmentaires qui provenaient des équations de régression adaptées par Dumas et coll. (2007). Ce modèle comportait les segments suivants : deux pieds, deux jambes, deux cuisses, et un bassin. Les moments nets à L5/S1 étaient exprimés autour des axes du référentiel segmentaire du bassin et calculés par une approche traditionnelle de dynamique inverse (Plamondon et coll. 1996).

4.4.4 Modèle à valider

Ce modèle est composé de cinq segments : les avant-bras (incluant les mains), les bras et le tronc (incluant la tête et le cou). Une procédure de calibration segment-à-senseur similaire à Luinge et coll. (2007) a été utilisée pour définir les référentiels segmentaires. Pour ce faire, les participants devaient effectuer des mouvements contrôlés spécifiques et adopter certaines postures afin de définir des axes segmentaires et les référentiels segmentaires. Les longueurs segmentaires ont été mesurées directement à l'aide d'un anthropomètre à partir de repères anatomiques spécifiques, utilisés dans Dumas et coll. (2007) de même que les distances entre les senseurs inertiels et des repères anatomiques pertinents. En supposant que les relations sont similaires d'un individu à un autre (mais spécifiques pour les femmes et les hommes) entre les repères anatomiques, les centres articulaires et les centres de masse, il est possible de déterminer le vecteur position des centres de masse segmentaires par rapport à L5/S1 en utilisant les données rapportées par Dumas et coll. (2007) ainsi que l'orientation des segments, de même que le vecteur position des forces aux mains appliquées aux poignets par rapport à L5/S1. Les caractéristiques inertielles des segments sont également déterminées à partir de Dumas et coll. (2007). Les accélérations linéaires des centres de masse sont estimées à partir des données d'accélération obtenues des senseurs inertiels (sachant que la vitesse angulaire du senseur inertiel ainsi que son accélération angulaire sont obtenues à partir du senseur inertiel, et que la position du senseur par rapport au centre de masse est connue), et les vitesses angulaires segmentaires sont déterminées à partir des vitesses angulaires également mesurées par les senseurs inertiels. Les moments nets à L5/S1 étaient exprimés autour des axes du référentiel segmentaire du bassin et calculés par une approche traditionnelle de dynamique inverse (Plamondon et coll. 1996).

4.4.5 Procédures

Une fois que le participant avait donné son consentement éclairé, il était invité à réaliser la séance expérimentale qui comportait les étapes suivantes :

1. Instrumentation (corps rigide, senseurs inertiels)
2. Capture du participant en posture anatomique
3. Réalisation des postures pour le calibrage segment-à-senseur
4. Réalisation des tâches
5. Capture du participant en posture anatomique

4.4.6 Variables dépendantes

Le moment résultant en L5/S1 était la variable d'intérêt à estimer. Afin d'apprécier la performance du modèle à valider en comparaison avec le modèle critère, l'erreur quadratique moyenne (eRMS), le coefficient de détermination (R^2), l'écart maximal et le ratio des valeurs maximales ont été calculées entre les moments résultants prédits par le modèle à valider et mesurés par le modèle critère. De plus, pour la deuxième collecte de données, l'eRMS sur le bras de levier entre le point milieu des poignets et L5/S1 estimé par le modèle à valider et celui

mesuré par le système optoélectronique ont été calculés. Ce bras de levier qui correspond à celui des forces aux mains par rapport à L5/S1 représente une composante importante du moment en L5/S1.

4.4.7 Analyse

Dans le cas de la première collecte de données, des analyses de variance à mesures répétées à deux facteurs (Vitesse, Masse, $V \times M$) ont été réalisées. Dans le cas de la deuxième collecte de données, des analyses de variance à deux facteurs (Masse, Essai) pour les tâches de manutention ont été effectuées, alors que des analyses de variances à mesures répétées à un facteur (Essai) ont été réalisées dans le cas des tâches consistant à pousser et à tirer. Un niveau de signification à 0,05 a été utilisé. Ces analyses ont été réalisées avec le logiciel NCSS (version: 07.1.21; NCSS, Kaysville, UT, USA).

4.5 Résultats

Pour la première collecte de données, la comparaison du modèle à valider simulant des senseurs inertiels et du modèle critère révèle une marge d'erreur RMS moyenne d'environ 17 Nm, ainsi qu'un coefficient de détermination (R^2) supérieur à 0,80 (tableau 4). Ce niveau de performance était significativement influencé par la vitesse d'exécution, révélant une moins bonne performance du modèle à vitesse rapide. Bien que la masse de la caisse démontre une influence similaire à celle de la vitesse d'exécution, cet effet n'était pas significatif. L'écart maximal entre les deux modèles était assez grand et était également significativement influencé par la vitesse d'exécution. Le ratio très près de 100 % révèle que le modèle à valider n'avait pas tendance à surestimer ni à sous-estimer les moments résultants.

Tableau 4 - Valeurs moyennes ((écart-type) [étendue]) des variables utilisées pour comparer le moment résultant en L5/S1 du modèle à valider simulant des senseurs inertiels au modèle critère, pour la tâche de transfert de la caisse (N = 11)

	Vitesse d'exécution		Masse de la caisse		Valeur de p effets principaux		
	Lente	Rapide	Légère (8 kg)	Lourde (16 kg)	Vitesse (V)	Masse (M)	$V \times M$
eRMS (Nm)	15.8 (3.9) [10 - 25]	17.8 (3.9) [11 - 26]	15.8 (3.9) [10 - 24]	17.8 (4.0) [12 - 26]	0.003*	0.309	0.055
R^2	0.93 (0.05) [0.80 - 0.98]	0.93 (0.03) [0.88 - 0.97]	0.93 (0.04) [0.81 - 0.98]	0.93 (0.04) [0.80 - 0.98]	0.002*	0.186	0.158
Écart maximal (Nm)	63.8 (22.8) [29 - 142]	76.8 (19.9) [49 - 113]	64.5 (19.0) [29 - 102]	76.1 (23.9) [48 - 142]	0.006*	0.079	0.222
Ratio (%)	101.0 (7.4) [91 - 115]	101.0 (10.0) [86 - 127]	101.0 (9.2) [86 - 127]	101.0 (8.3) [89 - 123]	0.463	0.544	0.721

* $p < 0,05$

Pour la deuxième collecte de données et la tâche de transfert de la caisse, les moyennes des valeurs maximales du moment résultant estimé par le modèle critère étaient de 201 et 237 Nm pour les caisses légère et lourde, respectivement. La comparaison du modèle à valider avec senseurs inertiels et le modèle critère révèle une marge d'erreur RMS moyenne d'environ 19 Nm, un coefficient de détermination (R^2) supérieur à 0,88, ainsi qu'un écart maximal variant de 41,6 à 115,7 Nm (tableau 5). L'eRMS et l'écart maximal étaient significativement influencés par la masse de la caisse, révélant une moins bonne performance du modèle avec une charge plus élevée. Enfin, les ratios moyens entre les valeurs maximales des moments des deux modèles étaient de 95 % (étendue : 75 – 116 %) et de 94 % (étendue : 73 – 116 %), démontrant une légère sous-estimation des valeurs maximales par le modèle à valider.

Toujours pour cette même tâche, la comparaison du bras levier entre le point milieu des poignets et L5/S1 obtenu par le modèle à valider avec celui mesuré par le système optoélectronique révèle une eRMS moyenne de 5,0 cm (étendue : 1,7 à 12,9 cm) sans différence significative entre les conditions étudiées.

Tableau 5 – Valeurs moyennes ((écart-type), [étendue]) des variables utilisées pour comparer le moment résultant du modèle à valider avec senseurs inertiels au modèle critère, pour la tâche de transfert de la caisse (N=8)

	Masse de la caisse		Valeur de p , effets principaux		
	Légère (9 kg)	Lourde (18 kg)	Masse	Essai	M x E
eRMS (Nm)	16.6 (5.4) [10.6, 28.3]	21.2 (6.8) [14.4, 34.6]	0.001*	0.772	0.220
R^2	0.94 (0.02) [0.90, 0.96]	0.93 (0.02) [0.88, 0.96]	0.134	0.079	0.177
Écart maximal (Nm)	65.9 (10.5) [41.6, 97.8]	89.0 (15.9) [51.9, 115.7]	0.000*	0.217	0.981

* $p < 0,05$

Pour la deuxième collecte de données et la tâche consistant à pousser - tirer, la moyenne des valeurs maximales observées pour le moment résultant par le modèle critère était de 97 Nm (étendue : 56 à 176 Nm). La comparaison du modèle à valider avec senseurs inertiels et le modèle critère révèle une marge d'erreur RMS moyenne d'environ 18 Nm, un coefficient de détermination (R^2) moyen près de 0,50, ainsi qu'un écart maximal variant de 29,1 à 134,7 Nm (tableau 6). La performance du modèle pour cette tâche demeurerait similaire à travers les essais, comme le révèle l'absence d'un effet significatif.

Tableau 6 – Valeurs moyennes ((écart-type) [étendue]) des variables utilisées pour comparer le moment résultant en L5/S1 du modèle à valider avec senseurs inertiels au modèle critère, pour la tâche consistant à tirer et à pousser un chariot (N=8)

	Moyenne des 5 essais	Valeur de p
		Essai
eRMS (Nm)	17.9 (5.3) [10.3, 30.1]	0.254
R^2	0.48 (0.21) [0.06, 0.93]	0.066
Écart maximal (Nm)	52.4 (21.2) [29.1, 134.7]	0.596

4.6 Discussion

L'objectif de cette étape était de développer et de valider un modèle simplifié capable d'estimer les moments en L5/S1. Le modèle simplifié qui a été élaboré comporte seulement cinq segments : un segment tronc (incluant le cou et la tête), deux bras et deux avant-bras, nécessitant six senseurs inertiels pour mesurer les orientations de ces segments. Il nécessite également l'utilisation d'une caisse instrumentée munie de poignées pour mesurer les forces aux mains, ainsi qu'un senseur inertielle pour mesurer son orientation. Les résultats présentés démontrent que le modèle développé peut estimer les moments en L5/S1 avec une marge d'erreur inférieure à 10 % (près de 20 Nm de risque d'erreur sur des amplitudes maximales de l'ordre de 200 Nm), ce qui est excellent. Ces résultats sont semblables à ceux d'autres études comparant des modèles en laboratoire, mais dont le nombre de segments pour représenter le corps est plus élevé (Abdoli-Eramaki et coll., 2009; Larivière et Gagnon, 1998 ; Plamondon et coll., 1996 ; Xu et coll., 2012)

La démonstration de la performance du modèle par la simulation des senseurs inertiels dans un premier temps était importante puisqu'elle permettait d'éliminer une source d'erreurs potentielles, soit celle associée aux senseurs inertiels eux-mêmes. De fait, il s'est avéré que l'utilisation des senseurs inertiels n'a pas eu une très grande influence sur la performance du modèle. Il faut cependant reconnaître que des précautions ont été prises lors de la collecte exploitant les senseurs inertiels : les étagères étaient faites de bois pour limiter les perturbations ferromagnétiques.

Les différentes conditions étudiées ont permis de bien cerner les limites du modèle. Le fait que sa performance soit moins bonne avec une augmentation de la vitesse d'exécution de la tâche (première collecte de données) ainsi qu'avec une augmentation de la masse de la caisse manipulée s'explique probablement par la même source d'erreur. En effet, le modèle est

construit de sorte que le vecteur position d'un centre articulaire dépend du vecteur position du centre articulaire qui le précède dans la chaîne. Ainsi, l'erreur de position s'accumule à mesure que l'on procède vers les extrémités. Un constat similaire avait été évoqué par Faber et coll. (2010a), pour un modèle procédant du bas vers L5/S1. Cette erreur affecte donc tous les vecteurs position, par rapport à L5/S1, des différentes composantes contribuant au moment en L5/S1 (poids segmentaires, accélérations linéaires des masses segmentaires, forces externes). L'analyse de l'erreur sur le bras de levier entre le point milieu des centres articulaires des poignets et L5/S1 a révélé une erreur RMS moyenne de 5 cm. Ce genre d'erreur multiplié par une force de 175 N (le poids de la caisse de 18 kg) représente près de 9 Nm.

L'étude de la tâche pousser-tirer révèle par ailleurs que le modèle performe clairement moins bien pour ce type d'exécution. En effet, une erreur RMS moyenne de 18 Nm sur une moyenne d'amplitude maximale de près de 100 Nm représente une erreur de 18 %. Les coefficients de détermination indiquent également que le modèle n'expliquait que 50 % de la variance. Ces résultats sont pour l'instant difficiles à tirer au clair. Contrairement aux autres tâches, les tâches consistant à pousser-tirer exigent des forces horizontales beaucoup plus grandes. Il se peut qu'une erreur de position sur ces forces soit plus déterminante, particulièrement une erreur de position verticale.

Le modèle développé semble donc valide pour des tâches de manutention de caisse. Il pourrait donc être utilisé aux fins de calibrage de la relation EMG – cinématique avec les moments en L5/S1. Le modèle a démontré une certaine sensibilité à la vitesse de manutention. Son utilisation pour des tâches hautement dynamiques devrait se faire avec prudence. L'utilisation de senseurs inertiels ne semble pas avoir dégradé de façon notable la performance du modèle. Toutefois, considérant qu'il s'agissait d'un environnement contrôlé, son utilisation éventuelle en milieu de travail mérite une certaine prudence quant à la présence de sources ferromagnétiques pouvant perturber ces senseurs. Malgré cela, l'utilisation envisagée du modèle conçu aux fins de calibrage de la relation EMG-cinématique avec les moments apparaît tout à fait envisageable et réaliste puisqu'elle peut se faire dans un environnement autre que celui où l'évaluation des tâches de manutention sera effectuée. Rappelons qu'à la lumière des résultats de la première étape, une fois le calibrage réalisé, il est possible d'envisager l'estimation des moments au dos par l'utilisation de l'électromyographie de six muscles et de la cinématique du dos obtenu par deux senseurs inertiels seulement. Cette possibilité sera donc validée dans l'étape qui suit.

5. ÉTAPE 3. VALIDER L'APPROCHE TERRAIN

5.1 Objectifs

Cette troisième et dernière étape servira à valider le modèle ambulatoire pour une application semblable à celles qui pourraient être rencontrées en milieu de travail.

Un premier sous-objectif concernait la mise au point de toute la procédure pour réaliser le calibrage EMG-cinématique-moment, le but ultime étant d'utiliser pour ce faire un nombre limité de tâches. Il était postulé qu'un nombre limité de tâches devrait permettre de réaliser le calibrage de la relation EMG-moment de manière réaliste en milieu de travail.

Un deuxième sous-objectif était de tester la validité du modèle ambulatoire lors d'une période d'acquisition de plus longue durée, pendant laquelle une fatigue des muscles du dos pourrait se produire. Les effets associés à une série de manutentions répétées pouvant mener à de la fatigue musculaire sur les estimations de chargements au dos ont été examinés de même que des moyens pour contourner cette problématique.

La méthodologie pour cette 3^e étape est essentiellement la même qu'à l'étape 2 pour la 2^e collecte de données décrite ci-haut, à l'exception des tâches qui sont différentes et de l'ajout de l'électromyographie. Ainsi, le modèle critère est toujours le même que celui décrit à l'étape 2 et le modèle à valider est celui exploitant le réseau de neurones conçu à l'étape 1. Ce dernier doit d'abord être calibré à l'aide du modèle validé à l'étape précédente.

5.2 Les participants

Quatre femmes et deux hommes ont participé à cette expérimentation. Ils avaient une masse moyenne de 69,6 kg (62,9 à 84 kg), une taille moyenne de 1,74 m (1,70 à 1,80 m) et un âge moyen de 20,6 ans (20 à 22 ans). Ils ont été recrutés au sein de la Faculté des sciences de l'activité physique de l'Université de Sherbrooke et étaient tous actifs physiquement. Un formulaire d'information et de consentement approuvé par le comité d'éthique de la recherche en santé chez l'humain du Centre hospitalier universitaire de Sherbrooke (CHUS) a été expliqué aux participants qui l'ont ensuite signé.

5.3 Les tâches de manutention

5.3.1 Les tâches pour l'entraînement du réseau de neurones

En plus de la même tâche qu'à la deuxième collecte de données de l'étape 2 (un seul essai pour chaque charge), huit autres transferts étaient effectués par les participants dans une configuration où les étagères étaient à 180° : 1) descendre la caisse légère (9 kg) de l'étagère haute (hauteur de 92 cm) vers l'étagère basse (hauteur de 6 cm) en prenant la caisse à sa droite et en la déposant à sa gauche, puis ramener la caisse sur l'étagère B en empruntant le chemin inverse; 2) refaire l'action 1, mais en commençant de la gauche vers la droite; 3) refaire l'action 1 en descendant la caisse de l'étagère haute vers une étagère moyenne (hauteur de 20 cm); 4) refaire l'action 3, mais de la gauche vers la droite; les actions 5 à 8 étaient les mêmes que les actions 1 à 4, mais en manipulant la caisse lourde (18 kg).

À partir de ces tâches, trois scénarios d'entraînement du réseau de neurones ont été étudiés :

- 1) Seulement la première tâche, caisses de 9 kg et caisse de 18 kg;
- 2) La première tâche et tous les transferts à 180°;
- 3) La première tâche et la moitié des transferts à 180°, en s'assurant d'inclure la plus grande variété des conditions.

5.3.2 Les tâches servant à la validation de l'approche

La principale tâche consistait au transfert de 24 boîtes sans poignée d'une palette à une autre, aller-retour (figure 5). Les participants devaient effectuer cet aller-retour à deux reprises, pour un total de 96 manutentions. Il est à noter que les masses de ces boîtes étaient différentes de celles ayant servi à l'entraînement du réseau de neurones : douze des boîtes avaient une masse de 11 kg, et les douze autres avaient une masse de 16 kg. Le rythme était laissé libre à chacun, la consigne étant de s'imaginer faire cette tâche de travail pendant huit heures.

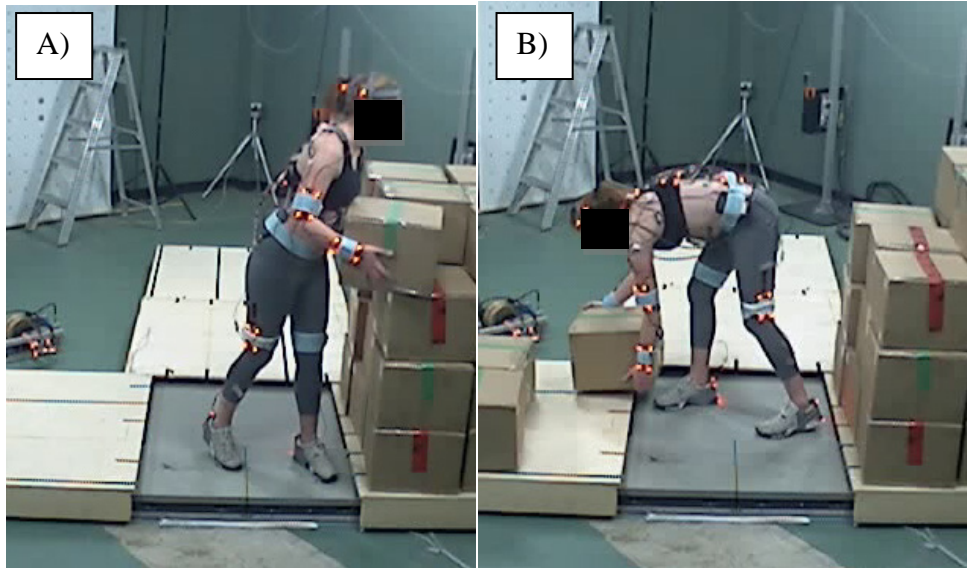


Figure 5 – Tâche de transfert de 24 boîtes servant à la validation de l'approche : A) saisie de la première boîte; B) dépôt de la troisième boîte.

5.4 Procédures

Une fois que le participant avait donné son consentement éclairé, il était invité à réaliser la séance expérimentale qui comportait les étapes suivantes :

6. Instrumentation (DEL, senseurs inertiels, électromyographie);
7. Capture du participant en posture anatomique;
8. Réalisation des postures pour le calibrage segment-à-senseur;
9. Première contraction de référence sous-maximale;
10. Réalisation des tâches pour l'entraînement du réseau de neurones;
11. Réalisation d'une première série de manutentions pour les fins de la validation;

12. Deuxième contraction de référence sous-maximale;
13. Réalisation d'une seconde série de manutentions pour les fins de la validation;
14. Troisième contraction de référence sous-maximale;
15. Capture du participant en posture anatomique.

La réalisation de contractions de référence sous-maximales (étape 4, 7 et 9) servait à documenter la possible apparition de fatigue musculaire. Cette contraction de référence consistait à maintenir le tronc en position horizontale sur une période de 10 secondes (Figure 6).



Figure 6 - Illustration de la contraction de référence sous-maximale

5.5 Instrumentation

L'instrumentation pour la cinématique et la dynamométrie est la même que celle ayant servi à l'étape précédente et ne sera pas reprise ici.

5.5.1 L'électromyographie

À l'instar de l'étape 1, six électrodes étaient apposées bilatéralement à la surface du tronc des sujets pour enregistrer les signaux des muscles suivants : l'oblique externe, le longissimus au niveau L1, et l'iliocostal lombaire au niveau L3. Des électrodes différentielles préamplifiées à la source (gain : 1000) et ayant une bande passante de 20 à 500 Hz (Modèle DE02, Delsys, Wellesely, MA, États-Unis) ont été utilisées pour recueillir le signal EMG. Le signal a été enregistré à une fréquence de 1024 Hz et numérisé par une carte d'acquisition analogue numérique 16 bits (PCIe-6323, National Instrument, Austin, TX).

Le traitement de base des signaux comportait trois étapes : (1) l'application d'un filtre passe-bande de 30 à 500 Hz de type Butterworth de huitième ordre; (2) la rectification du signal; (3) l'application d'un filtre passe-bas à 3 Hz de type Butterworth pour obtenir l'enveloppe linéaire.

Puisqu'il était prévisible qu'une fatigue musculaire apparaisse pendant l'exécution des tâches, il fallait prévoir une façon de contrer cet effet. Il est connu depuis longtemps qu'avec le maintien d'une contraction musculaire prolongée, l'amplitude du signal électromyographique augmente, rendant impertinente l'utilisation de cette amplitude pour estimer la force lorsque le muscle est en état de fatigue. Il est également connu que le spectre de puissance de l'activité musculaire est affecté par la fatigue musculaire, se manifestant par une diminution modeste de la puissance dans les hautes fréquences et une diminution relativement importante de la puissance dans les basses fréquences (Kuorinka, 1988; Petrofsky et coll. 1982). Ce constat a également été observé plus récemment pour les muscles du dos (Cardozo et coll. 2011). Sur cette base, certaines études ont démontré que l'élimination de la puissance des basses fréquences, notamment par un filtre passe-haut extrême, améliorerait la relation EMG – force (Potvin et Brown, 2004; Staudenmann et coll., 2007). De façon similaire, il a été proposé que le signal contenu dans les hautes fréquences serait moins sensible à la fatigue musculaire. Des études récentes ont d'ailleurs montré que la relation linéaire EMG – force était maintenue seulement lorsque le contenu des hautes fréquences du signal était conservé (Soo et coll. 2010; Delfa et coll. 2014). Ainsi, plutôt que d'utiliser un filtre passe-bande de 30 à 500 Hz, différents filtres passe-bande ont été testés : 140-500 Hz, 200-500 Hz et 250-500 Hz comme moyen d'atténuer l'effet d'une fatigue potentielle.

Pour évaluer l'état de fatigue musculaire, le contenu spectral (fréquence médiane du spectre de fréquences, MPF) des signaux EMG des muscles du dos servira d'indice de fatigue. Cet indice de fatigue MPF est fréquemment retenu pour évaluer la fatigue musculaire principalement lors de tests d'endurance musculaire (par ex. : Elfving et coll., 1999; Mannion et Dolan, 1994; van Dieen et coll., 1993). La moyenne des valeurs obtenues pour les muscles bilatéraux sera utilisée (Larivière et coll. 2002).

5.6 Analyse statistique

Encore une fois, l'erreur quadratique moyenne (eRMS) et le coefficient de détermination (R^2) sont les principales variables utilisées pour apprécier la performance du modèle à valider par rapport au modèle critère dans le but d'estimer les moments résultants en L5/S1.

Seules ces données descriptives seront présentées selon le bloc de manutention (première, deuxième, troisième et quatrième séries de 24 boîtes), selon le mode d'entraînement du réseau de neurones (scénarios 1, 2 et 3), et selon la fréquence passe-haut du filtre utilisé (30, 140, 200, 250 Hz).

5.7 Résultats

Tout d'abord, l'erreur quadratique moyenne (eRMS) est de l'ordre de 44 Nm, et le coefficient de détermination (R^2) de 0,46. Selon le mode d'entraînement, le type de filtre utilisé pour traiter les signaux EMG, ou le fait que l'on considère le premier ou le dernier bloc de boîtes, ces indicateurs de performances peuvent varier sensiblement.

Le mode d'entraînement du réseau de neurones affecte relativement peu les indicateurs de performance (Tableau 7 et Tableau 8) Il s'avère difficile de déterminer lequel des scénarios performe le mieux.

Le type de filtre utilisé pour traiter les signaux EMG démontre une légère influence sur les indicateurs de performance (Tableau 7 et Tableau 8). En effet, il semble qu'avec l'augmentation de la fréquence passe-haut, l'eRMS diminue (Tableau 7) et le R^2 a tendance à augmenter (tableau 8).

Tableau 7 – Valeurs moyennes ((écart-type) [étendue]) des erreurs quadratiques moyennes (eRMS) pour chaque type d'entraînement et selon la fréquence passe-haut du filtre

Filtre	Entrainement		
	S1	S2	S3
30 Hz	51	43	44
	(24)	(14)	(14)
	[26, 125]	[24, 66]	[23, 66]
140 Hz	45	50	40
	(16)	(29)	(11)
	[28, 77]	[21, 130]	[25, 58]
200 Hz	45	43	40
	(19)	(16)	(13)
	[24, 83]	[23, 74]	[22, 61]
250 Hz	43	38	41
	(17)	(12)	(16)
	[23, 96]	[22, 56]	[22, 71]

Tableau 8 - Valeurs moyennes ((écart-type) [étendue]) des coefficients de détermination (R^2) pour chaque type d'entraînement et selon la fréquence passe-haut du filtre

Filtre	Entrainement		
	S1	S2	S3
30 Hz	0.405 (0.246) [0.000, 0.713]	0.454 (0.232) [0.060, 0.748]	0.460 (0.223) [0.067, 0.740]
140 Hz	0.468 (0.173) [0.133, 0.703]	0.421 (0.236) [0.037, 0.709]	0.472 (0.197) [0.105, 0.702]
200 Hz	0.501 (0.143) [0.282, 0.714]	0.432 (0.236) [0.040, 0.712]	0.463 (0.197) [0.122, 0.747]
250 Hz	0.445 (0.212) [0.049, 0.673]	0.496 (0.197) [0.108, 0.701]	0.546 (0.142) [0.272, 0.714]

Avant de traiter de l'effet des blocs en lien avec les fréquences passe-haut du filtre, il apparaît pertinent de vérifier si une fatigue musculaire s'est produite dans le temps. La diminution de la fréquence médiane du spectre de puissance des muscles extenseurs entre les trois moments où une contraction sous-maximale a été réalisée par les participants (Figure 7) confirmerait un changement de l'état de ces muscles entre le début et la fin de l'expérimentation.

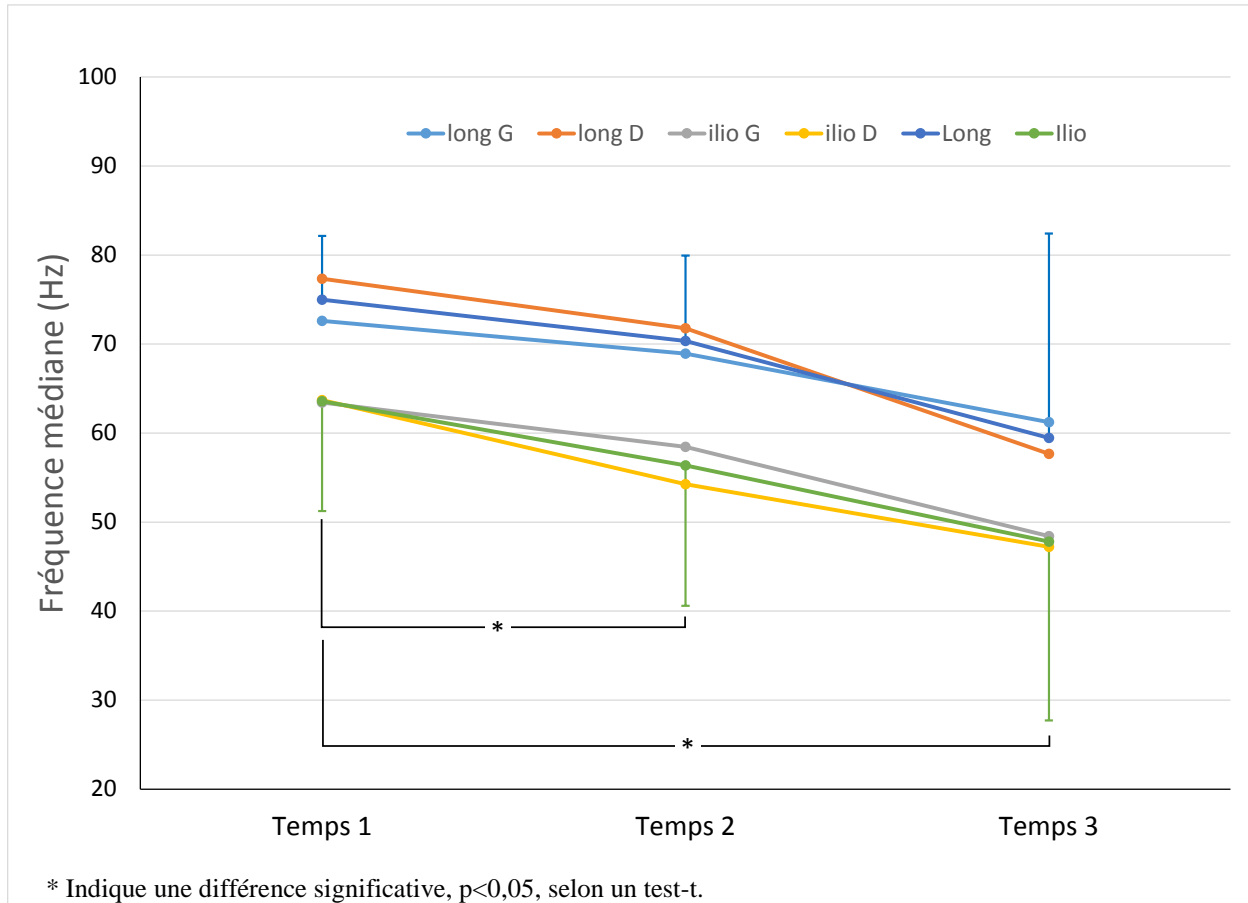


Figure 7 – Fréquence médiane du spectre de puissance des muscles extenseurs pris individuellement et les bilatéraux moyennés (barres d'erreur correspondent à un écart-type), observée aux trois temps de mesure pendant l'expérimentation.

Selon que les critères de performance soient calculés sur la manipulation des deux premières séries de 24 boîtes (bloc 1 et 2) ou sur les deux dernières séries (bloc 3 et 4), les résultats varient de manière importante (Figure 8 et Tableau 9). En effet, l'eRMS est plus grande et les R^2 sont plus petits pour les blocs 3 et 4 que pour les blocs 1 et 2. Il est d'ailleurs intéressant d'observer que l'augmentation de la fréquence passe-haut du filtre diminue l'eRMS, particulièrement pour les blocs 3 et 4 (Figure 88).

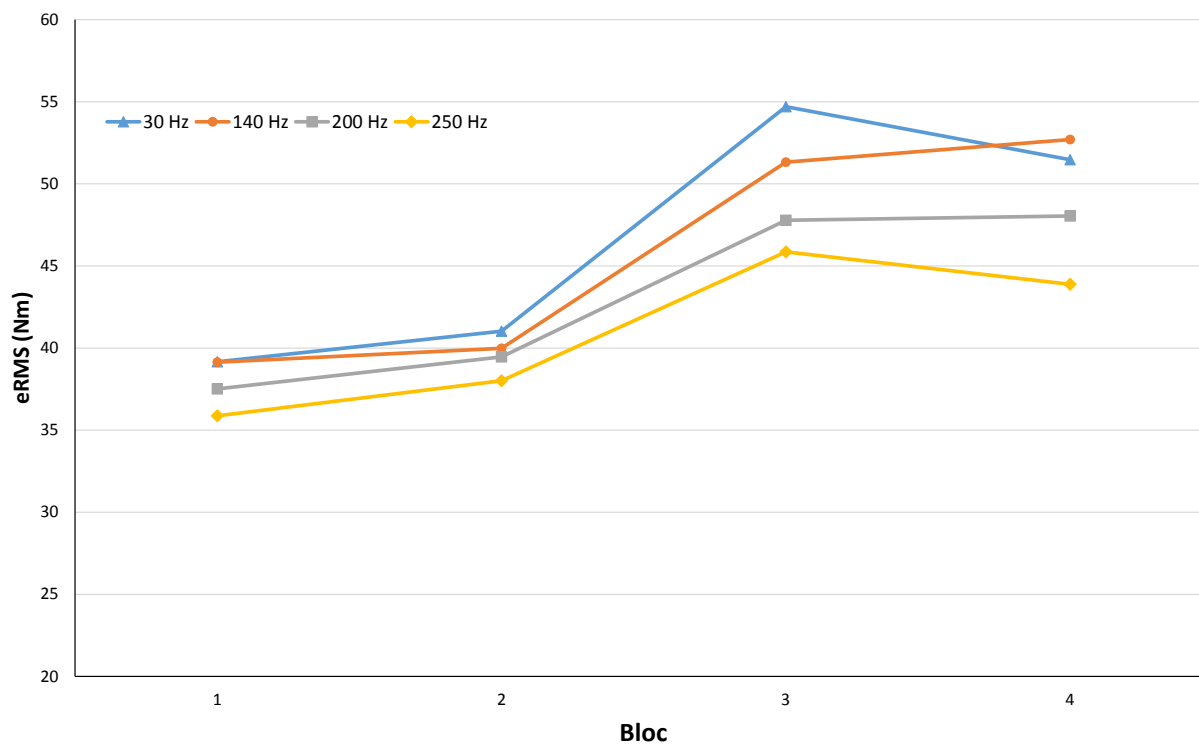


Figure 8 - Erreur quadratique moyenne (eRMS) pour chaque fréquence passe-haut du filtre selon les blocs de boîtes manipulées

Tableau 9 - Valeurs moyennes ((écart-type) [étendue]) des coefficients de détermination (R^2) pour chaque bloc de boîtes et selon la fréquence passe-haut du filtre

Filtre	Bloc			
	1	2	3	4
30 Hz	0.503 (0.184) [0.015, 0.724]	0.500 (0.202) [0.077, 0.748]	0.340 (0.268) [0.000, 0.685]	0.390 (0.251) [0.065, 0.681]
140 Hz	0.500 (0.157) [0.152, 0.708]	0.491 (0.165) [0.178, 0.709]	0.400 (0.231) [0.074, 0.689]	0.407 (0.251) [0.037, 0.704]
200 Hz	0.519 (0.141) [0.303, 0.707]	0.503 (0.182) [0.122, 0.747]	0.399 (0.231) [0.060, 0.687]	0.423 (0.250) [0.040, 0.719]
250 Hz	0.538 (0.149) [0.183, 0.714]	0.503 (0.184) [0.086, 0.714]	0.457 (0.233) [0.049, 0.696]	0.476 (0.195) [0.108, 0.709]

5.8 Discussion

Cette dernière étape avait pour objectif de valider le modèle ambulatoire en utilisant des conditions se rapprochant du contexte réel d'utilisation. Malgré des performances décevantes du modèle ambulatoire en comparaison avec le modèle critère, des caractéristiques importantes de l'étude sont à mettre en perspective pour expliquer ces résultats.

Tout d'abord, certains éléments ayant trait à l'entraînement du réseau de neurones sont à considérer. L'entraînement s'effectue avec la caisse instrumentée munie de poignées, ce qui n'est pas le cas avec les boîtes de carton manipulées dans la tâche simulée. C'est une restriction liée à la nécessité de mesurer les forces aux mains. De plus, bien que deux masses de la caisse instrumentée aient été utilisées pour l'entraînement (9 et 18 kg), deux masses différentes étaient manipulées dans la tâche simulée (11 et 16 kg). Ce choix se voulait plus représentatif de situations réelles de travail, où différentes masses peuvent être manipulées. Les différentes hauteurs à partir desquelles et vers lesquelles la caisse instrumentée était déplacée pendant l'entraînement n'étaient pas les mêmes que celles retenues pour la tâche simulée. Ce sont tous des éléments qui différaient de ce qui a été fait à l'étape 1, lors de laquelle de meilleurs résultats avaient été obtenus. En ce qui concerne le ratio données d'entraînement – données de validation, il était similaire, sinon supérieur, à celui utilisé à l'étape 1.

Le fait qu'une fatigue musculaire des extenseurs fut observée complexifie certainement la prédiction des moments en L5/S1 à partir de signaux électromyographiques. À cet égard, le constat de l'amélioration de la performance du modèle avec l'utilisation d'un filtre avec une fréquence passe-haut très élevée, particulièrement au moment où une fatigue musculaire était détectée, renchérit et confirme en quelque sorte les résultats d'autres études (Delfa et coll. 2014; Soo et coll. 2010; Staudenmann et coll., 2007). Le faible échantillon de la présente étude limite toutefois la portée des résultats. Il est également possible qu'avec l'apparition de la fatigue des muscles extenseurs, qu'une augmentation de l'activation des muscles antagonistes soit survenue, tels que les obliques externes. Or, le réseau de neurones est entraîné avec de faibles niveaux d'activation des obliques externes. Il est donc possible qu'il ait de la difficulté à gérer cette nouvelle forme d'information et que cela contribue à augmenter la marge d'erreur. Enfin, d'autres difficultés associées à l'utilisation de l'électromyographie de surface dans l'étude de tâches de manutention répétées pourraient avoir influencé les résultats. En effet, les électrodes pourraient s'être déplacées sur la peau ou s'être légèrement décollées et le signal pourrait s'être détérioré en raison de la sudation des participants. Néanmoins, la qualité des signaux observée lors des contractions de références sous-maximales, notamment la dernière, permet de croire que ces effets sont négligeables.

Il est important de souligner que malgré tous les points soulevés jusqu'ici, des eRMS de l'ordre de 25 Nm ont été observées pour certains sujets, soit tout près du 10 % d'erreur observée à l'étape précédente, et des coefficients de détermination supérieur à 0,7. Des modifications du réseau de neurones pourraient être explorées afin d'améliorer la robustesse des prédictions entre les individus.

En terminant, mentionnons que l'approche préconisée exploitait un entraînement individualisé du réseau de neurones. Ainsi, pour chaque individu, un nouveau réseau était élaboré. Avec la

quantité importante de données disponibles (Plamondon et coll., 2010b; Plamondon et coll., 2012), il pourrait être envisagé de développer un réseau de neurones intelligents à partir des données de l'ensemble des participants, auxquelles pourraient s'ajouter celles de la présente étude. À cet égard, les réseaux d'ondelettes semblent prometteurs (Ardastani et coll. 2014). Cette approche présente l'avantage de tirer parti des propriétés de localité des ondelettes dans les domaines spatial et fréquentiel, qui ont déjà été exploitées pour l'analyse des signaux électromyographiques. Ardastani et coll. (2014) ont d'ailleurs observé qu'un réseau d'ondelettes entraîné à partir d'une banque de données intersujets était capable de prédire les données d'un nouveau sujet. Ce genre de réseau intelligent ne nécessiterait donc plus toute la phase de calibrage décrite, mais utiliserait uniquement la cinématique du dos et les signaux électromyographiques, ce qui constitue un avantage considérable pour des applications terrains.

6. CONCLUSION

Cette étude visait le développement d'un modèle ambulatoire pour estimer les moments en L5/S1, uniquement à partir de la cinématique et de signaux électromyographiques d'un nombre limité de muscles du tronc. À partir de données existantes, la faisabilité d'une telle approche à partir, soit d'un modèle de régression multiple ou d'un réseau de neurones, a été démontrée et annonçait des résultats prometteurs. Un modèle simplifié, s'appuyant sur les orientations des segments, plutôt que sur les positions et les orientations, en combinaison avec une caisse instrumentée fut conçu. Les résultats de la validation de ce modèle démontrent qu'il peut être utilisé pour estimer les moments en L5/S1, évitant ainsi le recours à des plates-formes de force. Il s'agit là d'une retombée importante de ce projet. Ce modèle rendait possible son utilisation à des fins de calibrage de la relation EMG et cinématique avec le moment en L5/S1, pour une utilisation terrain de l'approche explorée en première étape. Enfin, la validation de l'approche ambulatoire pour estimer les moments en L5/S1 en ne mesurant que la cinématique du tronc avec deux senseurs inertiels et l'électromyographie de six muscles a démontré des résultats mitigés, n'expliquant en moyenne que 50 % de la variance des moments en L5/S1 estimés par un modèle critère. Les conditions expérimentales retenues étaient particulièrement difficiles et ont peut-être contribué à influencer la performance de l'approche, mais elles ont été retenues pour refléter des conditions réelles d'utilisation de l'approche. D'autres travaux méritent d'être poursuivis afin de mieux cerner les conditions optimales d'utilisation de cette approche novatrice.

7. BIBLIOGRAPHIE

- Abdoli-Eramaki, M., Stevenson, J. M., Agnew, M. J. et Kamalzadeh, A. (2009). « Comparison of 3D dynamic virtual model to link segment model for estimation of net L4/L5 reaction moments during lifting ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 12(2), 227-237.
- Ardestani, M. M., Zhang, X., Wang, L., Lian, Q., Liu, Y., He, J., . . . Jin, Z. (2014). « Human lower extremity joint moment prediction: A wavelet neural network approach ». *Expert Systems with Applications*, 41(9), 4422-4433.
- Baten, C. T. (2000) *Ambulatory low back load exposure estimation*. Proceedings of the IEA 2000, San Diego, CA. pp. 609-612.
- Brinckmann, P., Frobin, W., Biggemann, M., Tillotson, M., Burton, K., Burke, C., . . . Zerlett, G. (1998). « Quantification of overload injuries to thoracolumbar vertebrae and discs in persons exposed to heavy physical exertions or vibration at the workplace Part II Occurrence and magnitude of overload injury in exposed cohorts ». *Clinical Biomechanics*, 13(Supplement 2), S1-S36.
- Callaghan, J. P. et McGill, S. M. (2001). « Intervertebral disc herniation: studies on a porcine model exposed to highly repetitive flexion/extension motion with compressive force ». *Clinical Biomechanics*, 16(1), 28-37.
- Cardozo, A. C., Gonçalves, M. et Dolan, P. (2011). « Back extensor muscle fatigue at submaximal workloads assessed using frequency banding of the electromyographic signal ». *Clinical Biomechanics*, 26(10), 971-976.
- Chang, C. C., McGorry, R. W., Lin, J. H., Xu, X. et Hsiang, S. M. (2010). « Prediction accuracy in estimating joint angle trajectories using a video posture coding method for sagittal lifting tasks ». *ERGONOMICS*, 53(8), 1039-1047.
- Coenen, P., Kingma, I., Boot, C. c. R. L., Bongers, P. M. et van Dieen, J. H. (2013). « Inter-rater reliability of a video-analysis method measuring low-back load in a field situation ». *Applied Ergonomics*, 44(5), 828-834.
- Coenen, P., Kingma, I., Boot, C. R. L., Faber, G. S., Xu, X., Bongers, P. M. et van Dieen, J. H. (2011). « Estimation of low back moments from video analysis: A validation study ». *Journal of Biomechanics*, 44(13), 2369-2375.
- CSST (2014) Statistiques sur les lésions attribuables aux TMS en milieu de travail 2010-2013. Centre de la statistique et de l'information de gestion. Commission de la santé et de la sécurité du travail. Québec.
- Desjardins, P., Plamondon, A. et Gagnon, M. (1998) « Sensitivity analysis of segment models to estimate the net reaction moments at the L5/S1 joint in lifting ». *Medical Engineering and Physics*, 20, 153-158.
- Dumas, R., Cheze, L. et Verriest, J. P. (2007). « Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters ». *Journal of Biomechanics*, 40(3), 543-553.
- Elfving, B., Nemeth, G., Arvidsson, I., Lamontagne, M., (1999). « Reliability of EMG spectral parameters in repeated measurements of back muscle fatigue ». *Journal of Electromyography and Kinesiology* 9, 235-243.
- Faber, G. S., Kingma, I. et Van Dieen, J. H. (2010a). « Bottom-up estimation of joint moments during manual lifting using orientation sensors instead of position sensors ». *Journal of Biomechanics*, 43(7), 1432-1436.

- Faber, G. S., Kingma, I., Martin Schepers, H., Veltink, P. H. et van Dieen, J. H. (2010b). « Determination of joint moments with instrumented force shoes in a variety of tasks ». *Journal of Biomechanics*, 43(14), 2848-2854.
- Gagnon, D., Gagnon, M., (1992). « The influence of dynamic factors on triaxial net muscular moments at the L5/S1 joint during asymmetrical lifting and lowering ». *Journal of Biomechanics* 25, 891-901.
- Gagnon, D., Larivière, C., Loisel, P., (2001). « Comparative ability of EMG, optimization, and hybrid modelling approaches to predict trunk muscle forces and lumbar spine loading during dynamic sagittal plane lifting ». *Clinical Biomechanics*, 16, 359-372.
- Hoogendoorn, W. E., van Poppel, M. N. M., Bongers, P. M., Koes, B. W. et Bouter, L. M. (2000). « Systematic Review of Psychosocial Factors at Work and Private Life at Risk Factors for Back Pain ». *Spine*, 25, 2114-2125.
- Jensen, R. K., (1978). « Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method ». *Journal of Biomechanics* 11, 349-358.
- Kim, S. et Nussbaum, M. A. (2013). « Performance evaluation of a wearable inertial motion capture system for capturing physical exposures during manual material handling tasks ». *Ergonomics*, 56(2), 314-326.
- Kingma, I., Baten, C. T., Dolan, P., Toussaint, H. M., Van Dieen, J. H., de Looze, M. P. et Adams, M. A. (2001). « Lumbar loading during lifting: a comparative study of three measurement techniques ». *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11(5), 337-345.
- Kumar, S. (1990) « Cumulative load as a risk factor for back pain ». *Spine* 15 (12):1311-1316.
- Kuorinka I. (1988) « Restitution of EMG spectrum after muscular fatigue ». *European Journal Applied Physiology*, 57, 311–315.
- Petrofsky J., Glaser R., Phillips C., Lind A., Williams C. (1982) « Evaluation of the amplitude and frequency components of the surface EMG as an index of muscle fatigue ». *Ergonomics*, 25, 213–223.
- Kuorinka, I. et Forcier, L. (1995). *LATR Les lésions attribuables au travail répétitif: Ouvrage de référence sur les lésions musculo-squelettiques liées au travail*. Québec: Éditions MultiMondes.
- La Delfa, N. J., Sutherland, C. A. et Potvin, J. R. (2014). « EMG processing to interpret a neural tension-limiting mechanism with fatigue ». *Muscle & Nerve*, 50(3), 384-392.
- Larivière, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D., Loisel, P., (2002). « Evaluation of measurement strategies to increase the reliability of EMG indices to assess back muscle fatigue and recovery ». *Journal of Electromyography and Kinesiology* 12, 135-146.
- Larivière, C. and Gagnon, D. (1998) « Comparison between two dynamic methods to estimate triaxial net reaction moments at the L5/S1 joint during lifting ». *Clinical Biomechanics* 13, 36-47.
- Lavender, S. A., Li, Y. C., Andersson, G. B. et Natarajan, R. N. (1999). « The effects of lifting speed on the peak external forward bending, lateral bending, and twisting spine moments ». *Ergonomics*, 42(1), 111-125.
- Luinge, H. J., Veltink, P. H. et Baten, C. T. M. (2007). « Ambulatory measurement of arm orientation ». *Journal of Biomechanics*, 40(1), 78-85.
- Mannion, A. F., Dolan, P., (1994). « Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue ». *Spine* 19, 1223-1229.

- Marras, W. S., Lavender, S. A., Ferguson, S. A., Splittstoesser, R. E., Yang, G. et Schabo, P. (2010). « Instrumentation for measuring dynamic spinal load moment exposures in the workplace ». *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(1), 1-9.
- McGill, S. M., (1997). « The biomechanics of low back injury: implications on current practice in industry and the clinic ». *Journal of Biomechanics* 30, 465-475.
- National Research Council (2001). *Musculoskeletal disorders and the workplace: Low back and upper extremities*: National Research Council and Institute of Medicine.
- Norman, R., Wells, R., Neumann, P., Frank, J. Shannon, H. et Kerr, M. (1998) « A comparison of peak vs cumulative physical work exposure risk factors for the reporting of low back pain in the automotive industry ». *Clinical Biomechanics*, 13 (8):561-573.
- Plamondon, A., Delisle, A., Bellefeuille, S., Denis, D., Gagnon, D. et Larivière, C. (2014). « Lifting strategies of expert and novice workers during a repetitive palletizing task ». *Ergonomics*, 45(3), 471-481.
- Plamondon, A., Delisle, A., Larue, C., Brouillette, D., McFadden, D., Desjardins, P., & Lariviere, C. (2007). Evaluation of a hybrid system for three-dimensional measurement of trunk posture in motion. *Applied Ergonomics*, 38(6), 697-712.
- Plamondon, A., Denis, D., Delisle, A., Lariviere, C. et Salazar, E. (2010a). « Biomechanical differences between expert and novice workers in a manual material handling task ». *Ergonomics*, 53(10), 1239-1253.
- Plamondon, A., Denis, D., Bellefeuille, S., Delisle, A., Gonella, M., Salazar, E., Gagnon, D., Larivière, C., St-Vincent, M., Nastasia, I. (2010b). *Comparaison expert/novice sur les façons de faire en manutention*. Rapport de recherche, R-663, IRSST Montréal, Canada.
- Plamondon, A., Denis, D., Larivière, C., Delisle, A., Gagnon, D., St-Vincent, M. et Nastasia, I. (2012) *Les femmes manutentionnaires - Un point de vue biomécanique et ergonomique*. Rapport de recherche R-757, Montréal, IRSST, 113 p.
- Plamondon, A., Gagnon, M., Desjardins, P., (1996). Validation of two 3-D segment models to calculate the net reaction forces and moments at the L5/S1 joint in lifting. *Clinical Biomechanics* 11, 101-110.
- Potvin, J. R. et Brown, S. H. (2004). « Less is more: high pass filtering, to remove up to 99% of the surface EMG signal power, improves EMG-based biceps brachii muscle force estimates ». *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(3), 389-399.
- Seidler, A., Bolm-Audorff, U., Heiskel, H., Henkel, N., Roth-Kuver, B., Kaiser, U., . . . Elsner, G. (2001). « The role of cumulative physical work load in lumbar spine disease: risk factors for lumbar osteochondrosis and spondylosis associated with chronic complaints ». *Occupational and Environmental Medicine*, 58(11), 735-746.
- Song, R. et Tong, K. Y. (2005). « Using recurrent artificial neural network model to estimate voluntary elbow torque in dynamic situations ». *Medical and Biological Engineering and Computing*, 43(4), 473-480.
- Soo, Y., Sugi, M., Yokoi, H., Arai, T., Nishino, M., Kato, R., . . . Ota, J. (2010). *Estimation of handgrip force using frequency-band technique during fatiguing muscle contraction*. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20(5), 888-895.
- Staudenmann, D., Potvin, J. R., Kingma, I., Stegeman, D. F. et van Dieen, J. H. (2007). « Effects of EMG processing on biomechanical models of muscle joint systems: Sensitivity of trunk muscle moments, spinal forces, and stability ». *Journal of Biomechanics*, 40(4), 900-909.

- Stock S, Funes A, Delisle A, St-Vincent M, Turcot A, Messing K. (2011), Troubles musculo-squelettiques. Chapitre 7, *Enquête québécoise sur des conditions de travail, d'emploi et de santé et sécurité du travail* (EQCOTESST). Rapport de recherche, IRSST, Montréal, Canada. pp.445-530.
- van Dieen, J. H., Toussaint, H. M., Thissen, C., van de Ven, A., (1993). « Spectral analysis of erector spinae EMG during intermittent isometric fatiguing exercise ». *Ergonomics* 36, 407-414.
- Waters, T., Yeung, S., Genaidy, A., Callaghan, J., Barriera-Viruet, H. et Deddens, J. (2006a). « Cumulative spinal loading exposure methods for manual materials handling tasks. Part 1: is cumulative spinal loading associated with lower back disorders? » *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 7(2), 113-130.
- Waters, T., Yeung, S., Genaidy, A., Callaghan, J., Barriera-Viruet, H., Abdallah, S. et Kumar, S. (2006b). « Cumulative spinal loading exposure methods for manual material handling tasks. Part 2: methodological issues and applicability for use in epidemiological studies ». *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 7(2), 131-148.
- Xu, X., Chang, C. C., Faber, G. S., Kingma, I. et Dennerlein, J. T. (2012). « Estimation of 3-D peak L5/S1 joint moment during asymmetric lifting tasks with cubic spline interpolation of segment Euler angles ». *Applied Ergonomics*, 43(1), 115-120.