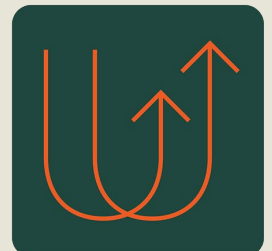
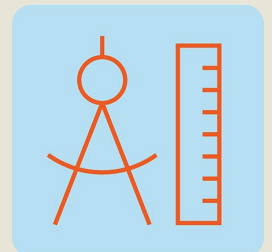


Fusion et validation de modèles musculosquelettiques de la colonne lombaire pour la prévention et la réadaptation des travailleurs

Rapport de recherche synthèse

Christian Larivière^{1,5}, Farshid Ghezelbash²,
Amir Eskandari^{1,5}, Denis Gagnon³,
Hakim Mecheri^{1,5}, Navid Arjmand⁴ et
Aboufazl Shirazi-Adl²

RS-1191-fr





NOS RECHERCHES travaillent pour vous!

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.

Mission

Dans l'esprit de la *Loi sur la santé et la sécurité du travail* (LSST) et de la *Loi sur les accidents du travail et les maladies professionnelles* (LATMP), la mission de l'IRSST est de : Contribuer à la santé et à la sécurité des travailleuses et travailleurs par la recherche, l'expertise de ses laboratoires, ainsi que la diffusion et le transfert des connaissances, et ce, dans une perspective de prévention et de retour durables au 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 CNESST (preventionautravail.com)
- au bulletin électronique InfoIRSST

Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales du Québec, 2023
978-2-89797-278-3 (PDF)

© Institut de recherche Robert-Sauvé en santé
et en sécurité du travail, 2023

IRSST — Service des communications
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec) H3A 3C2
Téléphone : 514 288-1551
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca

Note au lectorat

Cette étude a été financée par l'IRSST. Les conclusions et recommandations sont celles des autrices et auteurs. Les résultats des travaux de recherche publiés dans ce document n'ont pas fait l'objet d'une évaluation par des pairs.

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

Cadre de référence pour la recherche en SST



Prévention des atteintes à l'intégrité physique et psychique



Réadaptation, retour et maintien au travail



Surveillance et prospection des données en SST



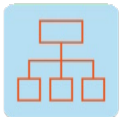
Identification des dangers, estimation et évaluation des risques



Élimination des dangers et maîtrise des risques



Métrologie appliquée à la SST



Organisation du travail



Santé mentale et psychologique



Population, société et SST

REMERCIEMENTS

Nous tenons à remercier les assistants de recherche Cynthia Appleby et Maedeh Moghaddasi pour la cueillette des données. Leur rigueur a permis non seulement une perte minimale, voire négligeable de mesures, mais aussi d'assurer une très bonne qualité de ces mesures.

Nous voudrions également souligner le soutien technique qui a été offert par Daniel Marineau, Michel Goyette et Chun Hong Law, ainsi que le suivi administratif du projet qui a été assuré par Lucille Benoît.

Finalement, nos remerciements les plus sincères à ceux qui nous ont appuyés lorsqu'il a été nécessaire de déplacer la collecte de données à cause des limites opérationnelles infligées par la gestion de la pandémie COVID-19 à l'Institut universitaire sur la réadaptation en déficience physique de Montréal (IURDPM). Cette situation a impliqué le déménagement et la remise en fonction des équipements de laboratoire dans les locaux de l'IRSST. Une fois la cueillette de données finalisée, l'opération inverse a ensuite été nécessaire pour reprendre les activités de recherche à l'IURDPM. Merci donc à l'équipe de l'IURDPM, soit Geneviève Baril, Frédéric Messier et Pierre Vienneau. Merci aussi aux personnes de l'IRSST qui ont rendu cette opération possible, soit Geneviève Pinard, Lise Toupin et Gabriel Cormier.

SOMMAIRE

Les charges imposées sur la colonne vertébrale lombaire constituent un facteur de risque important pour les maux de dos. Connaître la distribution de ces forces internes lors d'activités de travail est nécessaire autant en prévention qu'en réadaptation des travailleurs. La modélisation musculosquelettique (MS) de la colonne vertébrale est la seule approche non invasive permettant d'estimer les charges sur les structures internes de la colonne.

Deux modèles ont été développés au Québec, soient un modèle par éléments finis (MEF) guidé par le mouvement et un autre guidé par des mesures électromyographiques (EMG) d'activation musculaire (modèle MEMG). Ces modèles sont donc sensibles aux stratégies individuelles de mouvement et d'activation musculaire. Un troisième modèle, permettant l'estimation de la stabilité lombaire, est aussi attaché au MEF, permettant de mieux comprendre, entre autres, les marges de stabilité et le risque d'hyper mobilité.

Les objectifs généraux de la présente étude sont (1) de fusionner les trois modèles MS (MEF, MEMG, stabilité lombaire) en un modèle hybride en vue d'obtenir la solution la plus sensible aux stratégies individuelles de mouvement et d'activation des muscles du tronc, (2) de retenir les caractéristiques en lien avec la personnalisation de ce modèle tout en y intégrant les courbures naturelles de la colonne vertébrale et (3) d'implanter la technique d'étalonnage sous-maximale des signaux EMG et d'en faire la validation.

Le présent rapport de recherche résume le contenu de trois articles qui ont détaillé les résultats en lien avec ces objectifs. Les résultats de ce projet ont confirmé, avec deux jeux de données indépendants impliquant des tâches statiques (article 1) et dynamiques (article 2) de levers de charges, que la technique d'étalonnage maximale des signaux EMG peut être remplacée par la technique sous-maximale. Le succès de cette validation permet d'utiliser un modèle MS solutionné par EMG chez des travailleurs souffrant de lombalgie ou n'ayant pas les aptitudes à produire les contractions maximales volontaires nécessaires à la technique d'étalonnage maximale. De plus, il a été démontré que la personnalisation du profil de la colonne vertébrale doit être prise en compte dans la modélisation MS de la colonne vertébrale (article 3).

L'ensemble des résultats démontrent que les estimations portant sur le chargement articulaire (compression et cisaillement) et les indices de stabilité lombaire sont beaucoup moins sujettes aux erreurs que les estimations des forces musculaires et semblent donc à privilégier pour documenter l'exposition à différentes tâches ainsi que les effets d'intervention. Les applications de ce modèle hybride seront ainsi possibles pour l'évaluation du risque associé à différentes tâches de travail ou à titre de mesures de résultats pour évaluer les effets d'interventions ergonomiques ou cliniques.

TABLE DES MATIÈRES

INTRODUCTION	1
1 FUSION DES TROIS MODÈLES MUSCULOSQUELETTIQUES	2
Modèle dynamique personnalisé d'optimisation assistée par EMG	2
Modèle personnalisé par éléments finis	3
Forces et limites de chaque modèle.....	3
2 RÉSUMÉS DES ARTICLES	6
Résumé de l'article 1 : Validation de la procédure d'étalonnage sous-maximale des signaux EMG lors de tâches statiques de soulèvement de charges,	6
Objectifs spécifiques de l'étude.....	6
Méthodologie	6
Principaux résultats et discussion	9
Conclusion.....	10
Résumé de l'article 2 : Validation de la procédure d'étalonnage sous-maximale des signaux EMG lors de tâches dynamiques de soulèvement de charges	11
Objectifs spécifiques de l'étude.....	11
Méthodologie	11
Principaux résultats et discussion	14
Conclusion.....	17
Résumé de l'article 3 : Effet de la personnalisation des courbures de la colonne vertébrale sur les estimations du modèle musculosquelettique,.....	18
Objectifs spécifiques de l'étude.....	18
Méthodologie	18
Principaux résultats et discussion	21
Conclusion.....	21
3 DISCUSSION GÉNÉRALE ET CONCLUSION.....	23
BIBLIOGRAPHIE	24

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.	Moments de force sous-maximaux considérés comme la limite supérieure pour utiliser la technique d'étalonnage sous-maximal des signaux EMG	9
Tableau 2.	Description des 17 extrants du modèle MS en trois catégories	14
Tableau 3.	Sensibilité (taille de l'effet η_G^2 et signification statistique) des différents extrants sélectionnés du modèle MS aux facteurs principaux Profil (Pr), Posture (P) et Charge (C) et à leurs interactions, tels que testés avec les ANOVAs	22

LISTE DES FIGURES

Figure 1.	Organigramme des processus entre les intrants (carrés gris) et les extrants (carrés jaunes) du modèle personnalisé d'optimisation assistée par EMG de Gagnon et du modèle de stabilité de Shirazi-Adl.....	4
Figure 2.	Schéma de l'algorithme de mise à l'échelle et du modèle musculosquelettique personnalisé par éléments finis.....	5
Figure 3.	Démonstration des trois postures (P1, P2 et P3). P1 et P2 permettent d'évaluer l'effet de la hauteur de la charge (énergie potentielle). P2 et P3 permettent d'évaluer l'effet de la distance de la charge (bras de levier).	7
Figure 4.	Illustration des points où ont été prises les valeurs de moments de force et d'amplitude EMG pour établir les deux techniques (maximale et sous-maximale) d'étalonnage des signaux EMG.	8
Figure 5.	Illustration frontale et sagittale du modèle MS et description sommaire des paramètres permettant sa personnalisation.	11
Figure 6.	Schémas de la conception de l'étude.	13
Figure 7.	Moyenne \pm écarts-types de différents extrants issus des trois approches de modélisation.....	16
Figure 8.	A) Appareil de mesure du profil externe de la colonne vertébrale (apophyses épineuses S3 à C7) et autres repères du tronc à l'aide de deux lasers. B) Profils externes (en bleu) et internes (en rouge : centres articulaires ; en vert : vertèbres) de la colonne selon. C) Profils vertébraux des modèles personnalisés [externe (gris •) et interne (violet x)] et génériques [noir +] des participants.	19
Figure 9.	Illustration des tâches de levage isométrique avec des charges de différentes masses et placées dans différentes positions (P1 à P4).	19

LISTE DES ACRONYMES, SIGLES ET ABRÉVIATIONS

Acronyme	Définition
η_G^2	Éta-carré généralisé (taille d'effet)
ANOVA	Analyse de variance
CMV	Contractions maximales volontaires
CCIC	Coefficient de corrélation intraclasse
C1 à C7	Vertèbres cervicales 1 à 7
DA	Muscle droit de l'abdomen
EMG	Électromyographie
FC	Facteur de correction (gain ratio)
IL	Muscles iliocostaux du dos
LD	Muscles longs dorsaux (longissimus) du dos
L1 à L5	Vertèbres lombaires 1 à 5
L4/L5	Articulation entre la vertèbre L4 et L5
L5/S1	Articulation entre la vertèbre L5 et le sacrum
MEF	Modèle par éléments finis
MEMG	Modèle guidé par des mesures EMG d'activation musculaire
MF	Muscles multifides du dos
MS	Musculosquelettique
OE	Muscles obliques externes de l'abdomen
OI	Muscles obliques internes de l'abdomen
OPT	Optimisation
P1 à P4	Postures 1 à 4 (tâches statiques de levée de charge)
S1 à S3	Vertèbres sacrales S1 à S3
T1 à T12	Vertèbres thoraciques 1 à 12
T11/T12	Articulation entre les vertèbres T11 et T12

Note : Les abréviations correspondant aux extraits du modèle MS sont trop nombreuses pour figurer dans ce tableau. Le lecteur est donc référé au tableau 2 pour en connaître le sens.

INTRODUCTION

La lombalgie est commune, de telle sorte que parmi plus de 291 conditions de santé, elle est classée au premier rang sur le plan de l'incapacité et au sixième en matière d'impact économique (Hoy *et al.*, 2014). Les charges imposées sur la colonne vertébrale lombaire constituent un facteur de risque important pour les maux de dos. Connaître la distribution de ces forces internes lors d'activités de travail est nécessaire autant en prévention qu'en réadaptation des travailleurs. La modélisation musculosquelettique (MS) est la seule approche non invasive permettant d'estimer les charges sur les structures de la colonne.

Deux modèles MS fondamentalement différents ont été développés au Québec grâce au financement de l'IRSST, soient un modèle par éléments finis (MEF) guidé par le mouvement (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006) et un autre guidé par des mesures électromyographiques (EMG) d'activation musculaire (modèle MEMG) (Gagnon *et al.*, 2018). Un troisième modèle permettant d'estimer les marges de stabilité et le risque d'hyper mobilité est aussi attaché au MEF (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006).

Il est essentiel qu'un modèle MS soit sensible aux stratégies individuelles de mouvement et d'activation musculaire, et tout aussi important de personnaliser le modèle à l'anatomie des individus. Cette mise à l'échelle utilise une base de données d'imagerie existante (Anderson *et al.*, 2012) et des principes biomécaniques pour ajuster les géométries / coupes transverses musculaires des muscles et la géométrie / propriétés articulaires passives en fonction du sexe, de l'âge, du poids et de la taille (Ghezelbash, Shirazi-Adl, El Ouaaid, *et al.*, 2020). À cela devra s'ajouter l'ajustement des courbures lombaire et thoracique grâce à la mesure externe du profil de la colonne (Nerot *et al.*, 2018). Cette « pseudo » personnalisation ne requière pas de mesures d'imagerie médicale.

Les modèles MEMG doivent étalonner les signaux EMG de manière à estimer les forces musculaires. Ceci est généralement fait en utilisant des signaux EMG de référence enregistrés lors de contractions maximales volontaires (CMV). Cependant, les patients souffrant d'une lombalgie ne peuvent pas effectuer des CMVs fiables (Thomas *et al.*, 2008), requérant un étalonnage réalisé avec des contractions sous-maximales (Cholewicki *et al.*, 2011). Cette technique d'étalonnage est aussi pratique pour les travailleurs asymptomatiques, car produire des CMV de qualité est une tâche exigeante.

Les objectifs généraux de la présente étude sont (1) de fusionner les trois modèles MS (MEF, MEMF, stabilité lombaire) en un modèle hybride en vue d'obtenir la solution la plus sensible aux stratégies individuelles de mouvement et d'activation des muscles du tronc, (2) de considérer les caractéristiques en lien avec la personnalisation de ce modèle (Ghezelbash, Shirazi-Adl, El Ouaaid, *et al.*, 2020) tout en y intégrant les courbures naturelles de la colonne vertébrale et (3) d'implanter une technique d'étalonnage sous-maximale des signaux EMG et d'en faire la validation. La section 1 du rapport fait état de l'objectif 1 (fusion des modèles) alors que la section 2, correspondant à trois articles publiés qui sont en lien avec les objectifs 2 et 3.

1 FUSION DES TROIS MODÈLES MUSCULOSQUELETTIQUES

Étant donné que le modèle par éléments finis (MEF) requiert une puissance de calcul très élevée, il n'est pas applicable dans des contextes de recherche considérant plusieurs participants et plusieurs tâches dynamiques. Il a donc été décidé de développer deux modèles, soit (1) un modèle dynamique d'optimisation assistée par EMG (MEMG) auquel est fusionné le modèle d'estimation de la stabilité lombaire, ceci pour appliquer sur plusieurs sujets/tâches et (2) un MEF à appliquer sur un nombre plus limité de situations. Bien que ces deux modèles soient décrits ci-dessous, ce rapport se ne concentre ensuite que sur le développement et les résultats liés au modèle MEMG.

Modèle dynamique personnalisé d'optimisation assistée par EMG

Veillez-vous référer à la figure 1 pour suivre la description de ce modèle. Le modèle comprend 126 muscles à symétrie sagittale, sept articulations vertébrales à six degrés de liberté (de T11-T12 à L5-S1) avec des ressorts translationnels/angulaires non linéaires et des amortisseurs translationnels/angulaires linéaires, placés à 2 mm derrière les centres des disques (Ghezelbash *et al.*, 2018 ; Ghezelbash, Shirazi-Adl, Arjmand, El-Ouaaid, Plamondon, *et al.*, 2016). La cinématique rachidienne (c'est-à-dire la rotation, la vitesse angulaire et l'accélération angulaire) de chaque niveau segmentaire a été déterminée en répartissant la cinématique de T11 et S1 entre sept articulations T11-S1 (Ghezelbash, Shirazi-Adl, Arjmand, El-Ouaaid et Plamondon, 2016). Les vitesses et accélérations linéaires à S1 dans les directions antérieure/postérieure et crânienne/caudale ont également été appliquées (Bazrgari *et al.*, 2008). Le profil de la colonne vertébrale a été personnalisé en fonction du poids et du profil externe mesuré (Nerot *et al.*, 2018). Les bras de levier et aires transversales musculaires ont été ajustés à l'aide d'équations de régression basées sur le poids, la taille, le sexe et l'âge (Anderson *et al.*, 2012). La rigidité des articulations a été mise à l'échelle en utilisant la théorie des poutres, la taille et les aires transversales des disques (Ghezelbash, Shirazi-Adl, Baghani, *et al.*, 2020 ; Tang *et al.*, 2019). Finalement, les masses segmentaires et les moments d'inertie ont été modifiés en fonction du poids et de la taille (Bazrgari *et al.*, 2008 ; de Leva, 1996 ; Pearsall *et al.*, 1996).

Pour estimer les forces musculaires, les équations EMG-force ont été étalonnées avec un ensemble de tâches sous-maximales effectuées dans un dynamomètre (Cholewicki *et al.*, 2011). Cependant, cette méthode d'étalonnage a été adaptée en introduisant des approches d'optimisation assistée par EMG de manière à atteindre l'équilibre à tous les niveaux vertébraux, ceci afin de tirer parti de cette caractéristique importante du modèle de Gagnon (Gagnon *et al.*, 2011 ; Gagnon *et al.*, 2018). Une description complète du modèle final est disponible dans Eskandari *et al.* (2023). Finalement, les muscles ont été remplacés par un ressort linéaire équivalent pour permettre le calcul de diverses mesures

de stabilité telles que la rigidité du tronc et la valeur propre minimale de la matrice hessienne (Ghezelbash, Shahvarpour, *et al.*, 2022).

Modèle personnalisé par éléments finis

Veillez-vous référer à la figure 2 pour suivre la description de ce modèle. Un MEF passif (c.-à-d. sans les muscles, mais incluant les tissus passifs) de la colonne lombaire (T12 à S1) a été utilisé comme modèle de référence (Shirazi-Adl, 1994b, 1994c). Un nouvel algorithme de mise à l'échelle a été introduit pour individualiser ce modèle à l'aide d'équations de régression et de modèles statistiques. Les fibres de collagène (dans l'anneau fibreux du disque) de deux couches adjacentes ont été homogénéisées en (Shirazi-Adl, 1989 ; Shirazi-Adl *et al.*, 1986) une seule couche formant un motif croisé avec des angles de $\pm 30^\circ$ par rapport au plan transverse (Ghezelbash *et al.*, 2021 ; Shirazi-Adl *et al.*, 1986). Les noyaux des disques ont été simulés comme des cavités incompressibles remplies de fluide, et toutes les vertèbres ont été simulées comme une combinaison de deux corps rigides où les vertèbres T12-L5 ont été divisées en corps rigides antérieurs et postérieurs distincts attachés par des poutres déformables représentant leurs pédicules (Ghezelbash, Shirazi-Adl, Baghani, *et al.*, 2020 ; Shirazi-Adl, 1994a). Pour individualiser le modèle, nous avons paramétré le modèle de référence (Figure 1) sur la base d'études d'images et de modèles statistiques basés sur le sexe, l'âge, la taille et le poids (Tang *et al.*, 2022 ; Tang *et al.*, 2019). Les disques intervertébraux (diamètres antéro-postérieur et médio-latéral) ont été ajustés en fonction du sexe et de la taille (Tang *et al.*, 2019) et la lordose segmentaire et mis à l'échelle conformément à un modèle statistique géométrique de la colonne lombaire (Tang *et al.*, 2022).

Comme pour le modèle assisté par l'EMG, une musculature complète comprenant 126 muscles à symétrie sagittale (Eskandari *et al.*, 2023) a été intégrée au MEF détaillé (Ghezelbash, Shirazi-Adl, Arjmand, El-Ouaaid, Plamondon, *et al.*, 2016). Les paramètres musculaires (Anderson *et al.*, 2012) et les masses segmentaires (de Leva, 1996 ; Pearsall *et al.*, 1996) ont été individualisés/ajustés à partir d'équations de régression. Enfin, les forces musculaires ont été estimées par optimisation de manière à atteindre l'équilibre à tous les niveaux vertébraux (Seth et Pandy, 2007).

Forces et limites de chaque modèle

Le MEF, distinct des modèles MS conventionnels, offre une représentation détaillée de la colonne vertébrale passive qui, à son tour, fournit de riches informations sur la biomécanique de la colonne vertébrale, des articulations facettaires, des disques, etc. L'intégration d'un MEF détaillé peut simuler une procédure chirurgicale ou encore la progression d'une blessure, ce que les modèles MS traditionnels ne peuvent pas faire. Cependant, ce type de modèle devient particulièrement inefficace (en termes de calculs) en présence de procédures itératives, comme dans les tâches dynamiques nécessitant de

simuler de multiples postures ou dans les scénarios d'étalonnage sous-maximal des signaux EMG. Pour remédier à cette situation, une structure passive précise et efficace en termes de calcul a été introduite dans le MEMG, prenant en compte tous les degrés de liberté des unités fonctionnelles de la colonne et offrant une alternative efficace au MEF.

Figure 1. Organigramme des processus entre les intrants (carrés gris) et les extrants (carrés jaunes) du modèle personnalisé d'optimisation assistée par EMG de Gagnon et du modèle de stabilité de Shirazi-Adl.

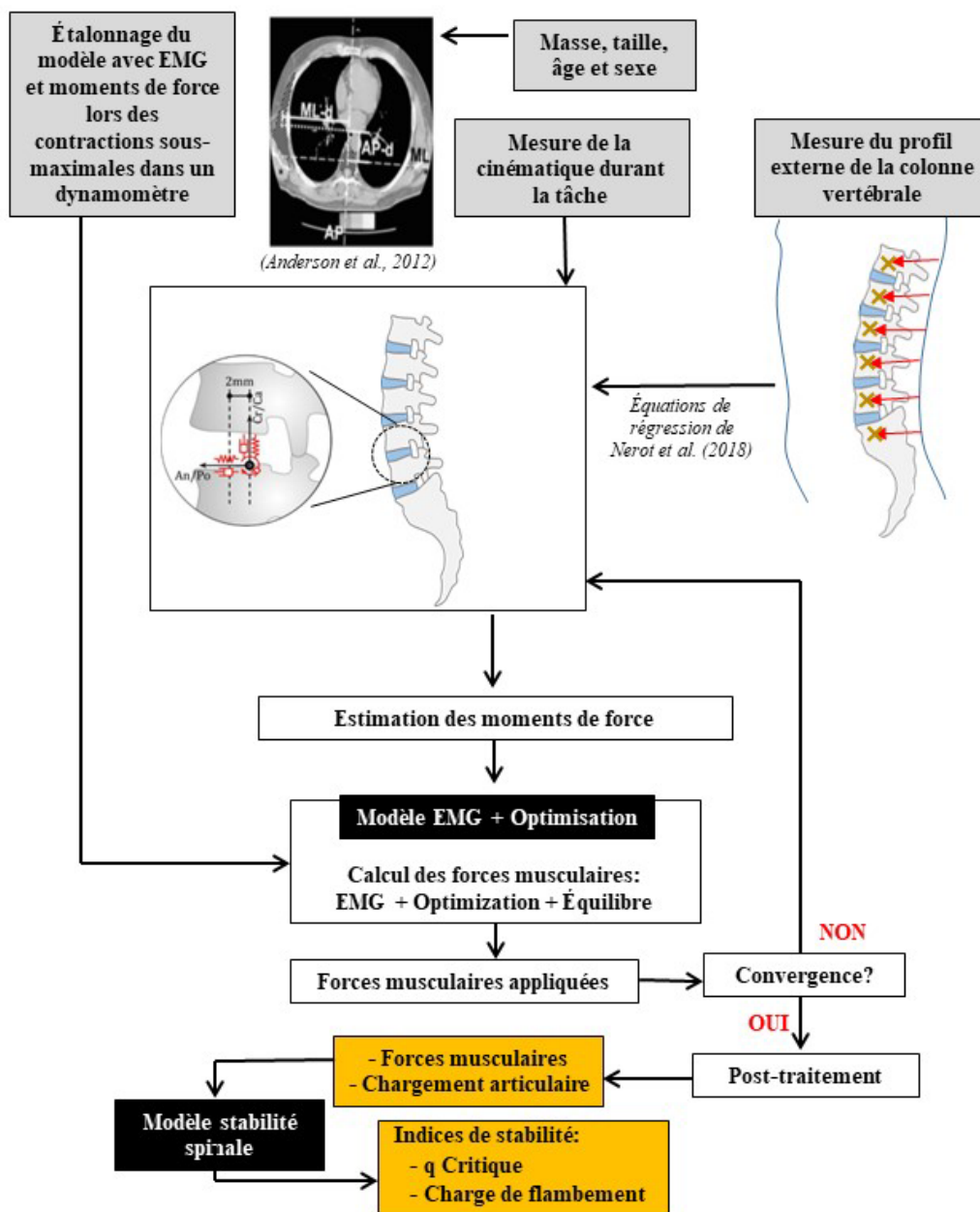
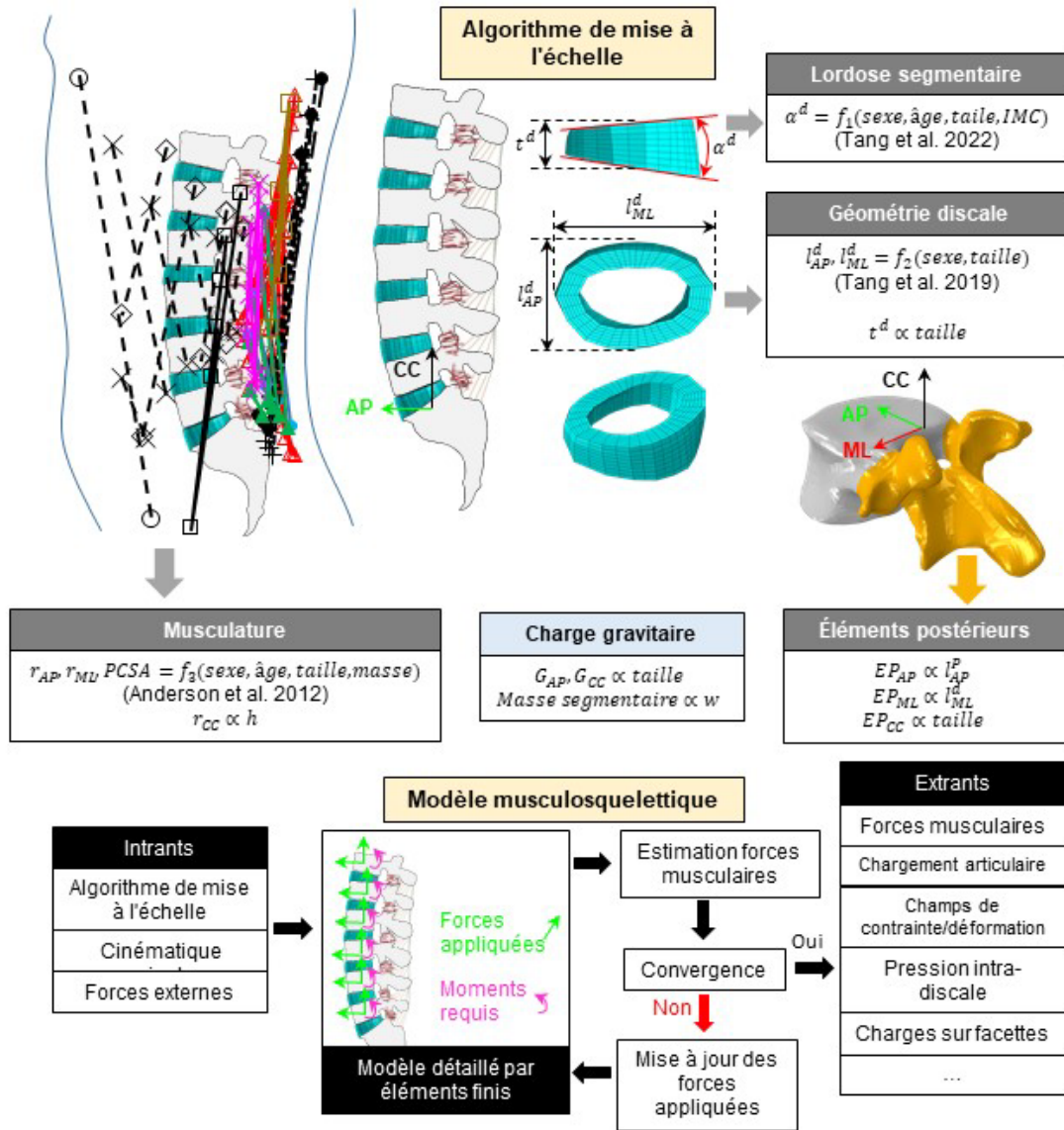


Figure 2. Schéma de l'algorithme de mise à l'échelle et du modèle musculosquelettique personnalisé par éléments finis.



2 RÉSUMÉS DES ARTICLES

Résumé de l'article 1 : Validation de la procédure d'étalonnage sous-maximale des signaux EMG lors de tâches statiques de soulèvement de charges,

Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., Gagnon, D., Shahvarpour, A., Arjmand, N., Eskandari, A. H. et Larivière, C. (2022). Submaximal electromyography-driven musculoskeletal modeling of the human trunk during static tasks: Equilibrium and stability analyses. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 65, article 102664. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2022.102664>

Objectifs spécifiques de l'étude

- Développer un modèle MS hybride et personnalisé, assisté par la cinématique et l'EMG de surface et solutionné avec l'optimisation et permettant l'analyse de tâches en situation statique en posture debout ;
- Implanter une procédure d'étalonnage sous-maximale des signaux EMG ;
- Valider cette procédure à même les tâches réalisées dans le dynamomètre et lors de tâches indépendantes de soulèvement de charges en situation statique.

Méthodologie

Description des données utilisées

Les données de 15 hommes et 15 femmes provenant d'un projet antérieur (Larivière *et al.*, 2019) ont été réutilisées pour répondre aux questions de la présente étude.

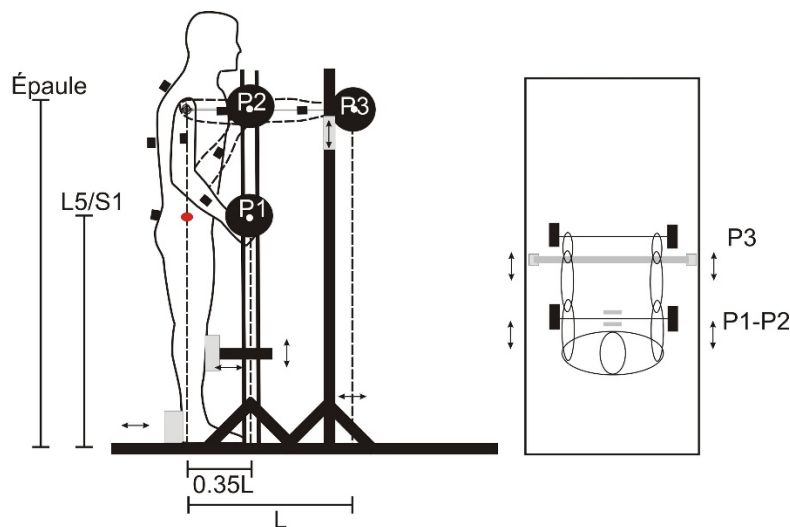
Les participants étaient jeunes (hommes : 23 ± 2 ans ; femmes : 23 ± 2 ans) et maigres (indice de masse corporelle de 22 ± 2 autant chez les hommes que chez les femmes). Ils ont réalisé deux types de tâches, soit des CMV dans un dynamomètre et des tâches statiques de soulèvement de charges. Lors de toutes ces tâches, 12 électrodes bipolaires de surface ont enregistré bilatéralement les signaux EMG des droits de l'abdomen, des obliques externes (OE) et internes (OI), des multifides au niveau L5, des iliocostaux lombaires (IL) au niveau L3 et des longs dorsaux (LD) aux niveaux L1. Lors des tâches de soulèvement, la posture du tronc et des membres supérieurs a été mesurée avec ces centrales inertielle, documentant la position angulaire de ces segments.

Des CMV ont été réalisées dans un dynamomètre statique triaxial dans six directions distinctes, soit dans les plans sagittal (flexion et extension), frontal (flexions latérales droite et gauche) et transverse (rotations axiales gauche et droite). Durant les CMV, une

rétroaction visuelle a été utilisée pour rehausser la motivation du sujet, mais également pour produire une montée graduelle de la force (contractions en rampe sur environ cinq à sept secondes) jusqu'à l'atteinte de la force maximale. Ces conditions sont idéales pour établir la relation entre l'EMG et les moments de force à L5/S1, permettant l'utilisation de la procédure d'étalonnage sous-maximal de l'EMG.

Les tâches de soulèvement ont été réalisées selon trois postures statiques en position debout, avec ou sans charge dans les mains (0, 5 et 10 % de la masse corporelle), pour évaluer l'effet de hauteur et de la distance de la charge (Figure 3).

Figure 3. Démonstration des trois postures (P1, P2 et P3). P1 et P2 permettent d'évaluer l'effet de la hauteur de la charge (énergie potentielle). P2 et P3 permettent d'évaluer l'effet de la distance de la charge (bras de levier).



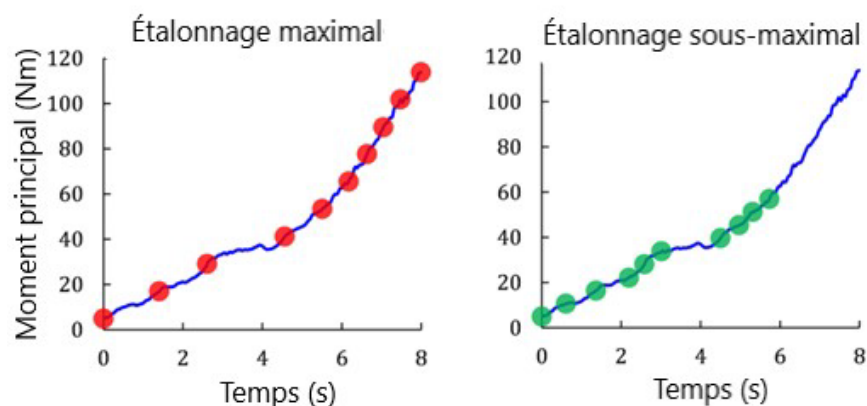
Note : Deux structures verticales ont permis une standardisation de la position du corps et des membres supérieurs. La première, située près du sujet, soit à 35 % de la longueur du bras (distance acromion-jointures), permettait de glisser la charge le long d'un rail et de la déposer sur un dispositif de soutien, en attendant la commande de l'expérimentateur. La deuxième, située loin du sujet, soit la longueur du bras (distance acromion-poignet), permettait au participant de déposer ses membres supérieurs pour cette même raison.

Analyse des données

Les moments de force et les signaux EMG (enveloppe du signal EMG rectifié) mesurés lors des CMV dans le dynamomètre ont servi pour produire les facteurs de correction ou FC (*gain ratio*) correspondant aux deux techniques (maximale et sous-maximale) d'étalonnage de l'EMG. Pour la technique d'étalonnage maximale, les valeurs EMG et des moments correspondant à 10 points répartis également (moment maximal / 10) jusqu'au

moment maximal ont été utilisées pour chacune des six directions d'effort (Figure 4). Pour la technique d'étalonnage sous-maximale, ces 10 valeurs ont été réparties jusqu'à un moment de force sous-maximal qui est le même pour tous les sujets (Tableau 1 ; Figure 4). En effet, afin d'utiliser le modèle chez des populations de travailleurs qui ne peuvent pas produire des CMVs, il faut choisir une intensité d'effort absolue (en Nm) qui est réalisable par l'ensemble de ces travailleurs. Les valeurs inscrites dans le tableau 1 correspondent environ à 50 % de la force maximale atteinte par des hommes et des femmes en santé, selon une étude antérieure (Larivière, Gagnon, *et al.*, 2009), et considérant que les femmes produisent environ le 2/3 (62 à 70 %) selon d'autres travaux (Larivière *et al.*, 2002 ; Larivière *et al.*, 2010 ; Larivière *et al.*, 2006 ; Larivière, Gravel, *et al.*, 2009).

Figure 4. Illustration des points où ont été prises les valeurs de moments de force et d'amplitude EMG pour établir les deux techniques (maximale et sous-maximale) d'étalonnage des signaux EMG.



Adapté de « Submaximal electromyography-driven musculoskeletal modeling of the human trunk during static tasks: Equilibrium and stability analyses », par F. Ghezlbash, A. Shirazi-Adl, D., Gagnon, A. Shahvarpour, N. Arjmand, A. H. Eskandari et C. Larivière, 2022, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 65, article 102664. ©Elsevier, 2022.

Note : Dans cet exemple, la CMV en flexion du tronc a été réalisée par une femme, ce qui implique que la technique sous-maximale (graphique de droite) a considéré des points s'échelonnant jusqu'à un maximum de 60 Nm, comme prescrit dans le tableau 1.

Tableau 1. Moments de force sous-maximaux considérés comme la limite supérieure pour utiliser la technique d'étalonnage sous-maximal des signaux EMG

	Flexion	Extension	Flexion latérales g/d	Rotations axiales g/d
Hommes	90 Nm	135 Nm	100 Nm	65 Nm
Femmes	60 Nm	90 Nm	65 Nm	40 Nm

g/d : gauche et droite

Principaux résultats et discussion

Étalonnage des signaux EMG lors des efforts réalisés dans le dynamomètre

Les deux techniques (maximale et sous-maximale) d'étalonnage des signaux EMG ont eu des performances similaires en ce qui a trait à la prédiction des moments de force mesurés dans le dynamomètre, avec des corrélations de Pearson de $0,77 \pm 0,07$ et $0,75 \pm 0,05$ et des erreurs relatives de $41 \pm 31 \%$ et $44 \pm 59 \%$, respectivement (statistiques calculées à travers les sujets et niveaux vertébraux). Par contre, les plus faibles corrélations ont été observées pour la prédiction des moments de force produits dans le plan transverse (rotations axiales gauche et droite). L'élimination des contractions en rotation axiale a considérablement amélioré les performances des techniques maximales et sous-maximales ($r = 0,91 \pm 0,04$ et $0,92 \pm 0,04$; erreur relative = 28 ± 32 et $28 \pm 54 \%$). Les résultats qui suivent (tâches isométriques de levée de charges) ont donc été produits en étalonnant l'EMG seulement avec les contractions réalisées dans le plan sagittal (efforts en flexion et extension) et dans le plan frontal (flexions latérales gauche et droite).

Validation de la méthode sous-maximale d'étalonnage des signaux EMG lors des tâches isométriques de levée de charges

Des analyses préliminaires ont d'abord révélé que la technique d'étalonnage habituelle, ne requérant qu'un seul point (EMG maximal) pour établir la relation entre l'EMG et les moments de force (Cholewicki *et al.*, 2011 ; Gagnon *et al.*, 2011), n'était pas optimale. En effet, avec un seul point, le modèle et les facteurs de correction (FC) estimés tendaient vers le point d'étalonnage qui n'est pas représentatif des tâches de travail. En effet, les modèles MS sont habituellement utilisés pour évaluer une tâche sous-maximale. En considérant 10 points pour établir la relation EMG/moment, le modèle peut mieux s'appliquer à l'ensemble des efforts, y compris les efforts sous-maximaux. Aussi, l'utilisation d'un seul point pour étalonner le modèle peut conduire à un problème d'ajustement, notamment lorsque le nombre de FC inconnus est supérieur au nombre d'équations d'équilibre. La prise en compte de plusieurs points permet d'éliminer ce

problème. En somme, la technique d'étalonnage avec 10 points apparait comme une meilleure référence pour comparer la technique d'étalonnage sous-maximale. Comparativement à la méthode d'étalonnage avec un seul point, la méthode avec 10 points a mené à des estimations significativement différentes des forces musculaires individuelles et du chargement articulaire. Par contre, les estimations portant sur la somme des muscles dorsaux (ou abdominaux) ou la stabilité lombaire étaient équivalentes.

Comparaison entre les techniques d'étalonnage maximale et sous-maximale (toutes les deux avec 10 points). Les forces musculaires individuelles présentaient parfois des écarts relativement importants entre les deux techniques, ce qui est dû à la sensibilité marquée des FC issus des deux techniques d'étalonnage. Par contre, les estimations portant sur la somme des forces des muscles dorsaux (ou abdominaux), le chargement articulaire (compression, cisaillement) ainsi que l'indice de stabilité lombaire étaient plus fortement corrélés. Par exemple, la méthode d'étalonnage sous-maximale a surestimé le chargement articulaire (en moyenne de 4 %) et la somme des muscles abdominaux (en moyenne de 11 %), et bien que ces différences moyennes relatives aient été plutôt faibles, les différences maximales atteignaient 40 % (compression L5-S1) et 100 % (la somme des forces des muscles abdominaux), mais dans très peu de cas.

Conclusion

Cette première étude a permis de trouver les conditions favorables pour étalonner les modèles avec les techniques maximale et/ou sous-maximale. Pour la technique maximale, il est recommandé d'étalonner ces modèles avec 10 points, au lieu d'un seul (point maximal), de manière à mieux représenter la relation EMG/moment à tous les niveaux d'effort. Ceci permet en retour de mieux étalonner les signaux EMG pour des efforts sous-maximaux qui caractérisent mieux les tâches de travail. Il est ensuite recommandé d'éliminer les tâches d'étalonnage impliquant des efforts en rotation axiale et donc, de ne retenir que les tâches en flexion, extension et flexions latérales du tronc. Finalement, la technique d'étalonnage (maximale ou sous-maximale) influence considérablement les forces musculaires individuelles, mais beaucoup moins les estimations portant sur la sommation des forces des muscles dorsaux (ou abdominaux), le chargement articulaire (compression, cisaillement) ainsi que l'indice de stabilité lombaire. Pour les tâches statiques, il apparait donc que la technique d'étalonnage sous-maximale peut être utilisée pour étudier les tendances et les changements relatifs propres à ces dernières estimations. Les estimations propres aux forces musculaires individuelles doivent être considérées avec beaucoup plus de prudence.

Résumé de l'article 2 : Validation de la procédure d'étalonnage sous-maximale des signaux EMG lors de tâches dynamiques de soulèvement de charges

Eskandari, A. H., Ghezlbash, F., Shirazi-Adl, A., Gagnon, D., Mecheri, H. et Larivière, C. (2022) Validation of an EMG submaximal method to calibrate a novel dynamic EMG-driven musculoskeletal model of the trunk: Effects on model estimates. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 68, article 102728. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2022.102728>

Objectifs spécifiques de l'étude

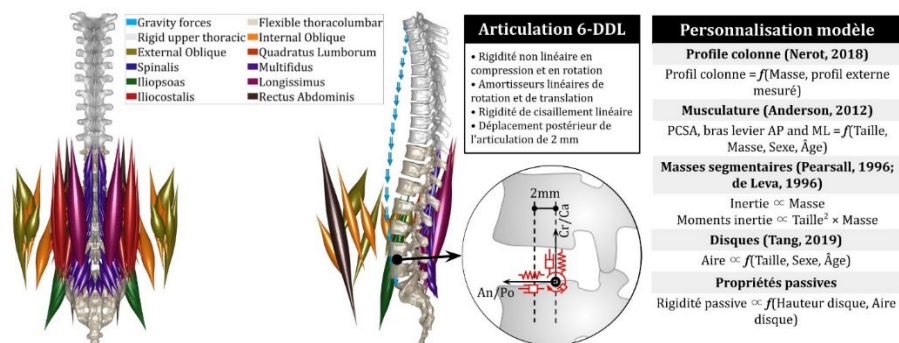
- Revalider la procédure d'étalonnage sous-maximale des signaux EMG implantée dans l'ARTICLE 1 avec un autre ensemble de données recueillies dans le dynamomètre et lors d'une tâche indépendante de soulèvement de charges en situation dynamique. Afin de placer ces résultats en perspective, des comparaisons ont également été réalisées avec un modèle non guidé par EMG de surface (solutionné par optimisation seulement).
- Estimer les erreurs propres à différentes catégories d'extrants du modèle MS (p. ex. : forces musculaires individuelles, forces correspondant à des groupes musculaires jouant différentes fonctions, chargement articulaire, stabilité lombaire).

Méthodologie

Les principales caractéristiques du modèle MS hybride sont illustrées à la Figure 5.

Figure 5. Illustration frontale et sagittale du modèle MS et description sommaire des paramètres permettant sa personnalisation.

Adapté de « Validation of an EMG submaximal method to calibrate a novel dynamic EMG-driven musculoskeletal model of the trunk: Effects on model estimates », par A. H. Eskandari, F. Ghezlbash, A. Shirazi-Adl, D. Gagnon, H. Mecheri et C. Larivière, 2023, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 68, article 102728. ©Elsevier, 2023.



Description des données recueillies

Dix-neuf participants en santé (10 hommes et 9 femmes) et 12 participants avec une lombalgie chronique (5 hommes et 7 femmes) ont réalisé (1) une évaluation du profil de la colonne vertébrale, (2) des CMV dans le dynamomètre 3D telles que décrites dans la section précédente (Article 1) et (3) différentes tâches, dont une tâche dynamique de soulèvement de charges. Seulement les données propres aux sujets sains et à la tâche dynamique de soulèvement de charges ont été utilisées ici, car seuls les sujets sains produisent des efforts maximaux valides, ce qui est nécessaire pour le modèle EMG de référence (technique d'étalonnage maximale). Les données propres aux autres tâches ont servi à faire d'autres démonstrations qui seront publiées dans des articles subséquents.

Un dispositif a été monté pour mesurer les coordonnées X et Y, dans le plan sagittal, de la surface de la peau au-dessus des apophyses épineuses C6 à S2 à l'aide de deux règles laser (Bosch GLM 50 C ; précision : $\pm 1/16$ de pouce). Le participant était stabilisé en contraignant le mouvement du bassin et en éliminant le balancement du corps.

Les autres techniques de mesure ont été sensiblement les mêmes que dans l'article 1, à l'exception que des systèmes sans fil ont été utilisés. L'EMG de surface (12 électrodes bipolaires ; mêmes positions que dans l'article 1) a été mesurée avec le système Trigno Avanti Sensor de (Delsys, Boston). La cinématique angulaire du corps au complet a été mesurée avec le système MTw Awinda (Xsens Motion Technologies, Enschede, The Netherlands), comprenant 17 senseurs inertiels.

La tâche de soulèvement de charge (Figure 6) a consisté à réaliser 35 cycles de levées/descentes d'une boîte avec poignées entre deux positions (1. basse : niveau des genoux ; 2. haute : niveau des épaules), dans le plan sagittal, en suivant le rythme d'un métronome (de manière à faire 10 cycles par minute). Deux charges ont été évaluées, soient avec (femmes : 2,6 kg ; hommes : 4,0 kg) et sans (0 kg) charge.

Analyse des données

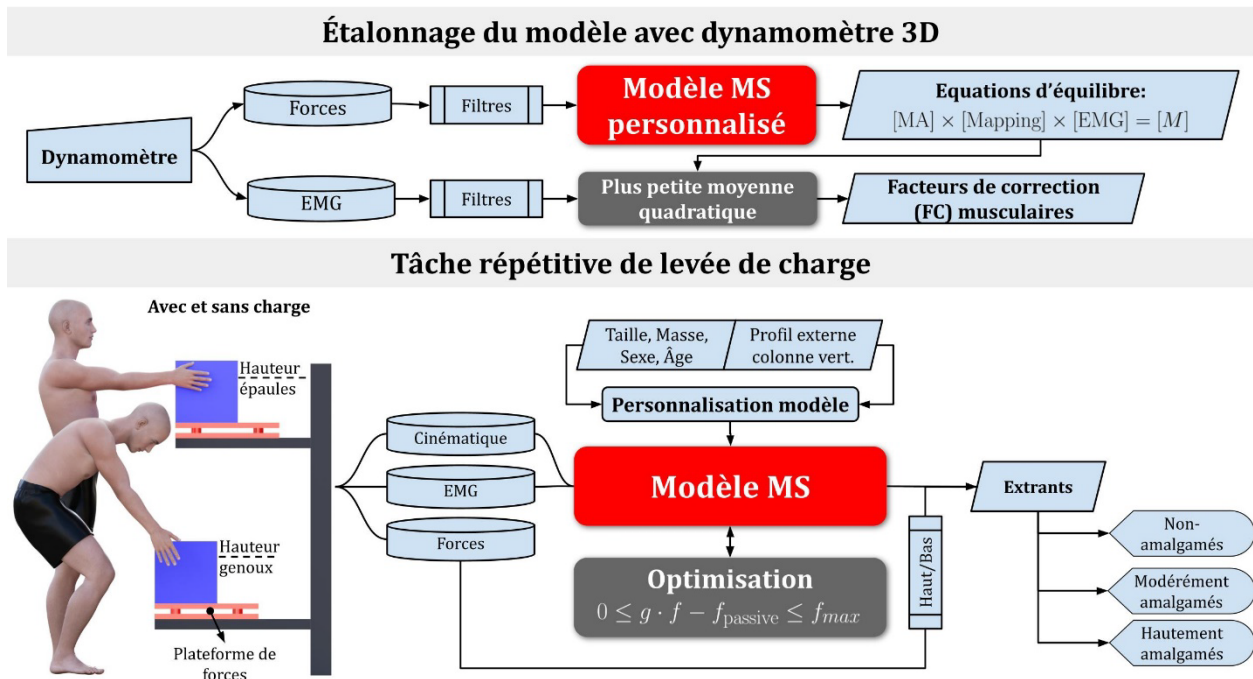
Les données correspondant au sixième lever (sur 35) ont été utilisées, plus précisément lorsque la charge atteignait deux positions (basse et haute). Tel qu'illustré au bas de la figure 6 et détaillé dans le tableau 2, 17 extrants du modèle MS ont été calculés, soient les extrants (1) non amalgamés ($n = 6$) correspondant aux forces musculaires individuelles, (2) modérément amalgamés ($n = 6$) correspondant à la sommation des forces de groupes musculaires jouant différentes fonctions de (p. ex. : dorsaux, abdominaux) et différents ratios entre ces forces (p. ex. forces abdominaux / forces dorsaux) (3) hautement amalgamés ($n = 5$) tels que calculés avec les forces musculaires et la position des vertèbres (p. ex. : compression et cisaillement à L4/L5, rigidité lombaire, stabilité lombaire). Ces 17 extrants ont été calculés selon trois façons (modèles) de solutionner l'équilibre entre les forces externes mesurées et les forces internes estimées :

(1) modèle solutionné par optimisation (modèle OPT), (2) modèle solutionné par EMG et optimisation avec étalonnage de l'EMG avec des contractions maximales (modèle EMG maximal) et (3) modèle solutionné par EMG et optimisation avec étalonnage de l'EMG avec des contractions sous-maximales (modèle EMG sous-maximal).

Figure 6. Schémas de la conception de l'étude.

Adapté de « Validation of an EMG submaximal method to calibrate a novel dynamic EMG-driven musculoskeletal model of the trunk: Effects on model estimates », par A. H. Eskandari, F. Ghezlbash, A. Shirazi-Adl, D. Gagnon, H. Mecheri et C. Larivière, 2023, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 68, article 102728. ©Elsevier, 2023.

Note : Étalonnage du modèle : Pour calibrer individuellement le modèle guidé par l'EMG, les sujets ont effectué des contractions maximales volontaires dans un dynamomètre (Larivière *et al.*, 2009).
Tâche répétitive de levée de charge : La tâche consistait à abaisser/soulever une caisse de façon répétitive pendant 3,5 min à un rythme de 10 cycles par minute entre la hauteur des épaules et celle des genoux.



Analyses statistiques

Les comparaisons entre les modèles ont été faites avec des corrélations de Pearson et des ANOVAs à trois voies (3 Modèles × 2 Postures × 2 Charges) avec mesures répétées sur les trois facteurs. Afin de faciliter l'interprétation des différences statistiquement significatives détectées avec les ANOVAs, notamment en ce qui a trait à leur signification

biomécanique, les tailles d'effet pour chaque facteur et interaction ont été estimées à l'aide de l'éta-carré généralisé (η_G^2) (Bakeman, 2005). Des scores η_G^2 de 0,02, 0,13 et 0,26 sont interprétés comme des tailles d'effet faibles, moyennes et importantes, respectivement. Des scores η_G^2 inférieurs à 0,02 ont été considérés comme négligeables et donc, sans importance sur le plan biomécanique.

Tableau 2. Description des 17 extraits du modèle MS en trois catégories

Acronyme	Description
Extraits non amalgamés (forces musculaires individuelles)	
F-IC	Force des iliocostaux
F-LD	Force des longs dorsaux (longissimus)
F-MF	Force des multifides
F-DA	Force des droits de l'abdomen
F-OE	Force des obliques externes
F-OI	Force des obliques internes
Extraits modérément amalgamés (selon sommation des forces de groupes musculaires)	
\sum Abd	Force de tous les muscles abdominaux
\sum Dorsaux	Force de tous les muscles dorsaux
\sum Abd/ \sum Dorsaux	Ratio entre la force des abdominaux et des dorsaux (van Dieen <i>et al.</i> , 2003 ; van Dieen <i>et al.</i> , 2017)
\sum Dorsaux -L	Force des long muscles dorsaux (muscles globaux), soit les long dorsaux et iliocostaux
\sum Dorsaux-C	Force des courts muscles dorsaux (muscles locaux), soit les multifides, carrés des lombes et spinalis
\sum Dorsaux -L/ \sum Dorsaux-C	Ratio entre la force des longs et courts dorsaux (van Dieen <i>et al.</i> , 2003 ; van Dieen <i>et al.</i> , 2017)
Extraits hautement amalgamés (selon forces musculaires et position des vertèbres)	
F-Comp _{L4/L5} , F-Comp _{L5/S1}	Forces de compression à L4/L5 et L5/S1
F-Cisail _{L4/L5} , F-Cisail _{L5/S1}	Forces de cisaillement à L4/L5 et L5/S1 joints
Rigidité	Rigidité thoracolombaire (T11-S1) moyenne
q-Critique	Valeur minimum de q (coefficient critique de rigidité musculaire q) requise pour permettre une colonne lombaire stable
λ -min	Valeur propre minimale de la matrice hessienne

Principaux résultats et discussion

Étalonnage des signaux EMG lors des efforts dans le dynamomètre

Les deux techniques (maximale et sous-maximale) d'étalonnage des signaux EMG ont eu des performances similaires en ce qui a trait à la prédiction des moments de force mesurés dans le dynamomètre. À travers les quatre directions d'effort (flexion, extension, flexions latérales gauche et droite) retenues dans la première étude (article 1), les corrélations de Pearson variaient entre 0,87 et 0,96 (technique maximale) et entre 0,83 et

0,93 (technique sous-maximale) alors que les erreurs relatives variaient entre 21 et 35 % (technique maximale) et entre 19 et 34 % (technique sous-maximale). Ces résultats sont similaires à ce qui avait été obtenu dans la première étude (article 1), ce qui démontre leur reproductibilité.

Comparaisons entre les trois modèles

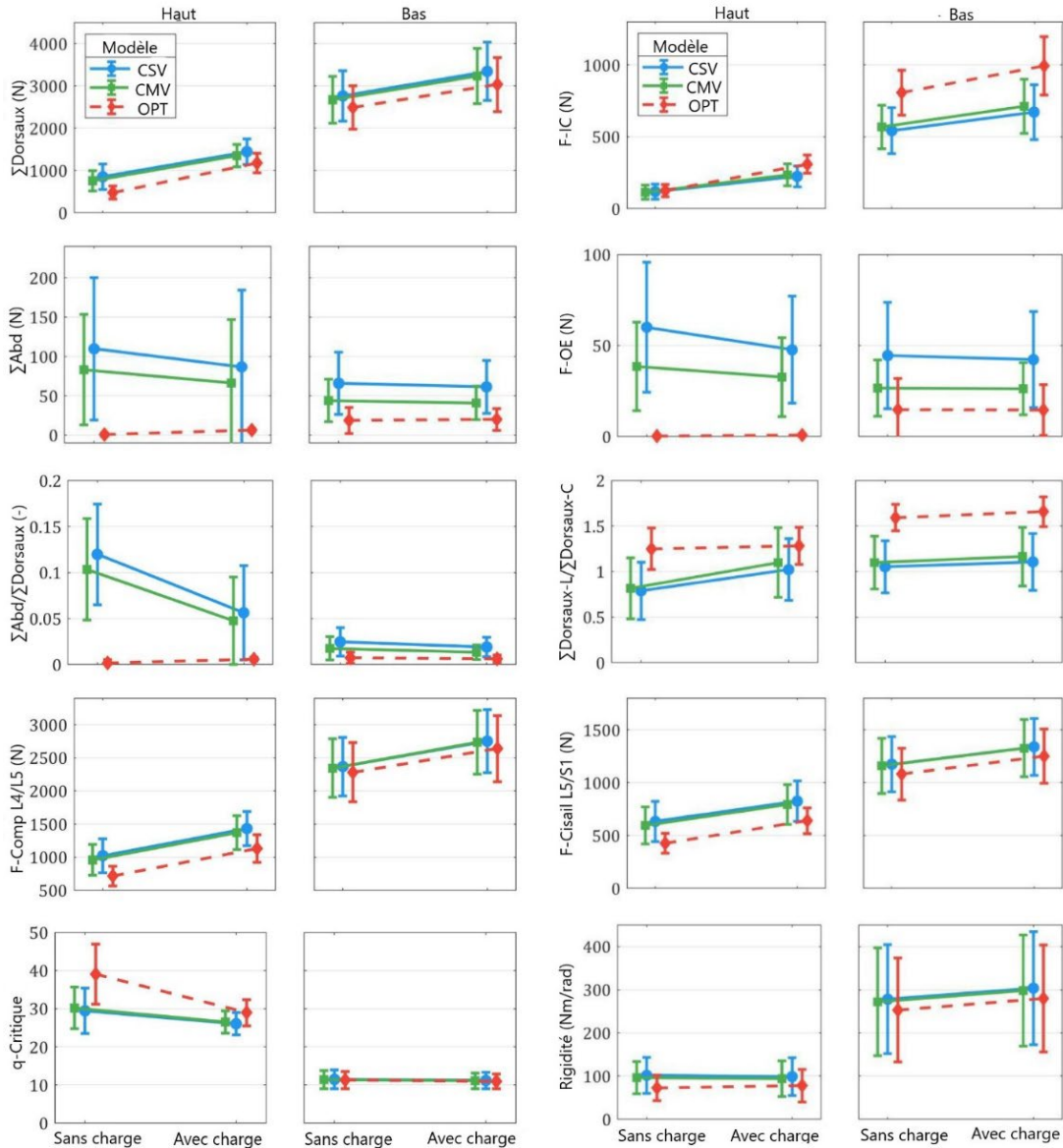
Les 17 extrants estimés avec les deux modèles EMG (maximal et sous-maximal) étaient fortement corrélés (r entre 0,86 et 1,00), ce qui valide les estimations du modèle EMG sous-maximal par rapport au modèle EMG de référence (modèle EMG maximal).

Les différences absolues et relatives entre les différents modèles (EMG-maximal vs EMG-sous-maximal ; OPT vs EMG-maximal ; OPT vs EMG-sous-maximal) ont permis de mettre en perspective les erreurs produites par le modèle EMG-sous-maximal. En effet, les différences entre les deux modèles EMG (maximal vs sous-maximal) étaient toujours inférieures aux différences issues des comparaisons entre le modèle OPT et chacun des modèles EMG. Il est important de noter que le modèle OPT sous-estime les forces des muscles abdominaux, ce qui a probablement eu un impact (sous-estimation) sur la majorité des extrants estimés. Cette constatation n'est pas nouvelle, mais elle permet de comprendre que le modèle EMG sous-maximal, même s'il n'estime pas parfaitement les forces musculaires du tronc par rapport au modèle EMG maximal référence, est toujours beaucoup plus cohérent avec ce modèle de référence qu'avec le modèle OPT. En d'autres mots, l'étalonnage de l'EMG dans un modèle MS, même avec des contractions sous-maximales, améliore grandement ses estimations.

Le calcul des différences relatives a permis de comparer les extrants estimés par les modèles MS. Les résultats des extrants non amalgamés ont conduit à des différences (entre modèles) plus importantes (14-67 %) que les résultats des extrants modérément (10-45 %) et hautement (4-10 %) amalgamés. Cela permet de choisir les extrants du modèle qui sont probablement moins sujets aux erreurs d'estimation, et donc plus sensibles aux effets expérimentaux ou cliniques intrasujet et intersujets qu'aux choix de modélisation.

Les ANOVA à 3 voies (3 Modèles \times 2 Postures \times 2 Charges) ont démontré que les extrants du modèle EMG sous-maximal se comportent de la même manière que ceux du modèle EMG maximal de référence, ceci pour toutes les conditions expérimentales (charges, postures), ou du moins se comporte mieux que l'approche OPT pour les muscles abdominaux (Figure 7). Les tailles d'effets entre les deux modèles EMG étaient faibles ou négligeables pour tous les extrants hautement amalgamés et les extrants en lien avec les forces de plusieurs muscles (tous les dorsaux, OI et DA). Il n'y a que pour les forces des OE que des tailles d'effet moyennes ont été atteintes ($0,114 \leq \eta_G^2 \leq 0,165$).

Figure 7. Moyenne \pm écarts-types de différents extrants issus des trois approches de modélisation.



Adapté de « Validation of an EMG submaximal method to calibrate a novel dynamic EMG-driven musculoskeletal model of the trunk: Effects on model estimates », par A. H. Eskandari, F. Ghezlbash, A. Shirazi-Adl, D. Gagnon, H. Mecheri et C. Larivière, 2023, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 68, article 102728. ©Elsevier, 2023.

Note : Moyenne \pm écarts-types de différents extrants issus des trois approches de modélisation (CSV : contraction sous-maximale volontaire, CMV : contraction maximale volontaire ; OPT : optimisation), lors des différentes conditions expérimentales (2 postures et 2 charges) de levers de charge. « Haut » et « Bas » = postures haute et basse, respectivement.

Globalement, ces résultats permettent de généraliser aux tâches dynamiques les résultats obtenus lors de tâches de levage statiques (Ghezelbash *et al.*, 2022).

Conclusion

Les résultats de cette étude ont confirmé une fois de plus que la technique d'étalonnage maximale des signaux EMG (référence) peut être remplacée par la technique sous-maximale. Le succès de cette validation permet d'utiliser un modèle MS solutionné par EMG chez des travailleurs souffrant de lombalgie ou n'ayant pas les aptitudes à produire les contractions maximales volontaires nécessaires à l'approche d'étalonnage de référence. Les modèles EMG maximal et sous-maximal ont produit des résultats hautement corrélés et des différences absolues et relatives relativement faibles pour les extrants hautement amalgamés. En outre, si des différences statistiquement significatives entre ces modèles EMG ont été observées pour certains extrants, les tailles d'effet correspondantes étaient généralement faibles (ou négligeables). Ceci montre que, dans l'ensemble, le modèle EMG sous-maximal peut être utilisé avec confiance pour la levée dynamique. Des différences plus substantielles ont parfois été observées pour certains extrants non amalgamés (p. ex. muscles OE), nécessitant une attention particulière lors de leur interprétation. Par contre, la plupart des extrants modérément amalgamés et encore mieux, tous les extrants hautement amalgamés se sont montrés moins sujets à l'erreur. Ces extrants, tels que le chargement articulaire (compression et cisaillement à chaque niveau vertébral) et les indices de stabilité lombaire, semblent donc à privilégier pour documenter l'exposition à différentes tâches ainsi que les effets d'intervention.

Résumé de l'article 3 : Effet de la personnalisation des courbures de la colonne vertébrale sur les estimations du modèle musculosquelettique,

Larivière, C., Eskandari, A. H., Mecheri, H., Ghezlbash, F., Gagnon, D. et Shirazi-Adl, A. (2024). Effect of personalized spinal profile on its biomechanical response in an EMG-assisted optimization musculoskeletal model of the trunk. *Journal of Biomechanics*, 162, article 111867. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111867>

Objectifs spécifiques de l'étude

- Décrire la méthode permettant de personnaliser les courbures de la colonne vertébrale et en évaluer la fidélité test-retest.
- Évaluer les effets de personnaliser les courbures de la colonne vertébrale sur différentes estimations découlant du modèle MS lors de tâches de soulèvement de charges en situation statique.

Méthodologie

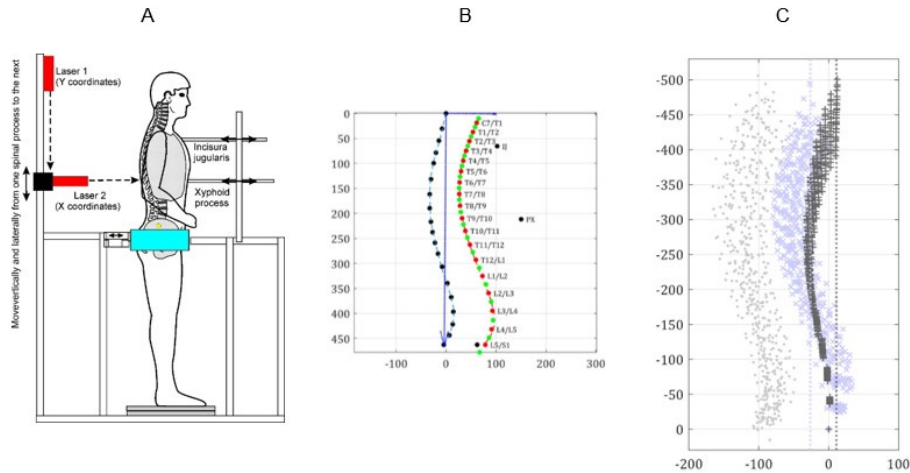
La conception de l'étude, les participants, les techniques de mesures (EMG de surface, cinématique, dynamométrie), l'étalonnage de l'EMG avec les CMV, de même que le modèle appliqué et ses 17 extrants ont été décrits en détail dans l'article 2 (Eskandari *et al.*, 2023). Une brève description est fournie ici, se concentrant sur les aspects spécifiques à l'étude actuelle (profil personnalisé de la colonne vertébrale, tâches, analyses).

Méthode utilisée pour personnaliser le profil de la colonne vertébrale

Pour estimer les centres des articulations intervertébrales spécifiques au sujet à chaque niveau de la colonne vertébrale, un dispositif personnalisé (Figure 8A) a été initialement utilisé pour mesurer les coordonnées dans le plan sagittal de différents repères de la surface de la peau. Ces mesures ont été introduites dans des équations de régression (Nerot *et al.*, 2018) pour prédire les centres des articulations vertébrales (Figure 8B).

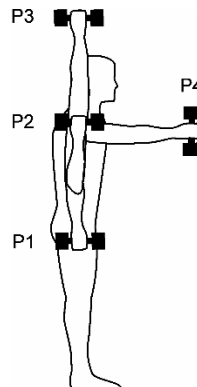
De manière à évaluer la fidélité test-retest des mesures de lordose lombaire et cyphose thoracique découlant de la mesure du profil de la colonne vertébrale (Figure 8A), un sous-groupe de 19 participants s'est porté volontaire pour revenir au laboratoire dans un intervalle de temps compris entre 3 et 31 semaines afin de reprendre cette évaluation.

Figure 8. A) Appareil de mesure du profil externe de la colonne vertébrale (apophyses épineuses S3 à C7) et autres repères du tronc à l'aide de deux lasers. B) Profils externes (en bleu) et internes (en rouge : centres articulaires ; en vert : vertèbres) de la colonne selon. C) Profils vertébraux des modèles personnalisés [externe (gris •) et interne (violet x)] et génériques [noir +] des participants.



Adaptés de « Estimation of spinal joint centers from external back profile and anatomical landmarks », par A. Nero, W. Skalli et X. Wang, 2018, *Journal of Biomechanics*, 70, page où se trouvent les images. ©Elsevier, 2018 ; et de « Subject-specific biomechanics of trunk: Musculoskeletal scaling, internal loads and intradiscal pressure estimation », par F. Ghezlbash, A. Shirazi-Adl, N. Arjmand, Z. El-Ouaaid et A. Plamondon, 2016, *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 15(6), page où se trouve l'image. ©Springer, 2016.

Figure 9. Illustration des tâches de levage isométrique avec des charges de différentes masses et placées dans différentes positions (P1 à P4).



Tâches

Les tâches de levage isométrique étaient presque identiques à l'article 1, telles qu'illustrées à la Figure 9. Elles ont été exécutées avec des charges de différentes masses (pas de charge : bâtons légers dans les mains ; charge : 3,5 + 3,5 kg pour les hommes et 3,0 + 3,0 kg pour les femmes) et placées dans différentes positions (P1 à P4). Les comparaisons entre P1, P2 et P3 permettent d'évaluer l'effet de la hauteur de la charge et des membres supérieurs (manipulation de l'énergie potentielle) de manière à augmenter la demande en termes de stabilité mécanique de la colonne vertébrale. Les comparaisons entre P3 et P4 permettent d'évaluer l'effet de la distance de la charge de manière à également (en plus de la demande en stabilité) augmenter la demande physique en termes de torque appliqué sur la colonne vertébrale lombaire.

Analyse des données

Les comparaisons entre les modèles avec profils personnalisés et génériques ont été faites avec des ANOVAs à trois voies avec mesures répétées sur trois facteurs. Pour l'Étude-hauteur, cela s'est traduit par 2 Profils (personnalisé, générique) × 3 Postures (P1, P2, P3) × 2 Charges (avec et sans) alors que pour l'Étude-distance, il s'agissait de 2 Profils (personnalisé, générique) × 2 Postures (P2, P4) × 2 Charges (avec et sans). Comme pour l'article 2, les tailles d'effet pour chaque facteur et interaction ont été estimées à l'aide de l'éta-carré généralisé (η_G^2) (Bakeman, 2005). La fidélité test-retest a été évaluée à l'aide de différents indicateurs (Larivière *et al.*, 2024), dont le coefficient de corrélation intraclasse (CCIC), une valeur supérieure à 0,75 correspondant à une excellente fidélité.

Principaux résultats et discussion

Description des profils de la colonne vertébrale et fidélité test-retest

Les profils vertébraux personnalisés et génériques de tous les participants permettent d'observer la plus grande variabilité interindividuelle associée aux profils personnalisés (Figure 8C). La lordose T12-S1 était en moyenne 22° plus élevée avec le profil personnalisé ($54,0 \pm 11,0^\circ$, étendue : 27,7 à 73,8°) qu'avec le profil générique de la colonne vertébrale ($32,4 \pm 0,8^\circ$, étendue : 30,7 à 34,4°). De même, la cyphose C7-T12 était en moyenne 17° plus élevée avec le profil personnalisé du rachis ($47,1 \pm 7,3^\circ$, intervalle : 31,9 à 59,0°) que le profil générique du rachis ($29,6 \pm 0,1^\circ$, intervalle : 29,5 à 29,7°). La fidélité test-retest s'est avérée excellente pour les estimations de lordose lombaire (CCIC = 0,80) et cyphose thoracique (CCIC = 0,76).

Comparaisons entre les modèles avec profils personnalisés et génériques

Selon les résultats de l'ANOVA et les tailles d'effet correspondantes (Tableau 3), la personnalisation du profil de la colonne vertébrale a induit des effets moyens ou importants pour environ la moitié des extrants du modèle MS liés aux forces musculaires du tronc (variables non amalgamées et modérément amalgamées) et des effets négligeables à faibles sur les variables de chargement lombaire (compression et cisaillement) et les indicateurs de stabilité de la colonne vertébrale, soit les variables hautement amalgamées. Ces effets s'expliquent par des profils de colonne vertébrale personnalisés un peu plus en extension comparativement aux profils génériques (voir Figure 8C), ainsi que par des courbures de la colonne vertébrale plus prononcées (lordose et cyphose). Une variance intersujets plus élevée a été observée pour certains extrants du modèle MS correspondant au profil personnalisé de la colonne vertébrale, ce qui concorde avec les écarts-types plus élevés observés par Bruno *et al.* (2017).

Conclusion

Ces résultats suggèrent que la personnalisation du profil de la colonne vertébrale devrait être prise en compte dans la modélisation MS de la colonne vertébrale, car elle peut avoir un impact important sur la prédiction des forces musculaires et dans une moins grande mesure sur le chargement et la stabilité lombaires.

Tableau 3. Sensibilité (taille de l'effet η_G^2 et signification statistique) des différents extrants sélectionnés du modèle MS aux facteurs principaux Profil (Pr), Posture (P) et Charge (C) et à leurs interactions, tels que testés avec les ANOVAs

Extrant	ANOVA Étude-distance 2 Profils × 2 Postures (P2, P4) × 2 Charges						ANOVA Étude-hauteur 2 Profils × 3 Postures (P1, P2, P3) × 2 Charges					
	Taille de l'effet η_G^2 et sign. statistique (gras) *						Taille de l'effet η_G^2 et sign. statistique (gras) *					
	Pr	P	C	Pr × P	Pr × C	P × C	Pr	P	C	Pr × P	Pr × C	P × C
Non amalgamés												
F-IC	,220	,440	,315	,041‡	,002	,163	,275	,005	,045	,010	,004	,028
F-LG	,174	,505	,307	,011	,004	,112	,165	,021	,053	,002	,000	,021
F-MF	,069	,182	,254	,000	,015	,082	,036	,019	,062	,007	,003	,006
F-DA	,254	,036	,042	,106‡	,008	,000	,462	,047	,004	,000	,000	,045
F-OE	,019	,000	,057	,030‡	,004	,054	,131	,023	,005	,003	,003	,005
F-OI	,004	,046	,070	,000	,000	,032	,006	,009	,012	,000	,000	,002
Modérément amalgamés												
∑Abd	,036	,010	,082	,018	,001	,068	,167	,013	,010	,003	,002	,005
∑Dorsaux	,198	,403	,403	,005	,025‡	,126	,152	,059	,103	,004	,002	,015
∑Abd/∑Dorsaux	,421	,443	,278	,064‡	,052‡	,015	,599	,156	,116	,001	,018	,081
∑Dorsaux -L	,227	,520	,337	,019	,003	,127	,226	,022	,063	,004	,001	,028
∑Dorsaux-C	,122	,217	,318	,000	,021‡	,091	,069	,058	,087	,006	,005	,007
∑Dorsaux -L/∑Dorsaux-C	,019	,278	,021	,014	,008	,029	,077	,008	,000	,005	,015	,009
Hautement amalgamés												
F-Comp _{L4/L5}	,072	,247	,287	,000	,000	,101	,031	,002	,079	,003	,001	,002
F-Cisail _{L5/S1}	,066	,124	,175	,012	,003	,070	,010	,013	,031	,001	,002	,002
Rigidité	,041	,288	,246	,006	,000	,168	,000	,018	,025	,012	,004	,004
q-Critique	,013	,338	,041	,024‡	,008	,224	,004	,289	,016	,000	,024‡	,051
λ-min	,034	,099	,048	,010	,000	,062	,023	,007	,000	,054‡	,002	,001

* Les scores η_G^2 de 0,02, 0,13 et 0,26 correspondent à des tailles d'effet petite, moyenne et grande respectivement. Scores en caractères gras = $p < 0,05$

‡ Interaction statistiquement significative ($p < 0,05$) impliquant Pr avec une taille d'effet non négligeable ($\eta_G^2 \geq 0,02$).

3 DISCUSSION GÉNÉRALE ET CONCLUSION

Les objectifs généraux de la présente étude étaient (1) de fusionner trois modèles MS de la colonne vertébrale en un modèle hybride en vue d'obtenir la solution la plus sensible aux stratégies individuelles de mouvement et d'activation des muscles du tronc, (2) de retenir les caractéristiques en lien avec la personnalisation de ce modèle tout en y intégrant les courbures naturelles de la colonne vertébrale et (3) d'implanter la technique d'étalonnage sous-maximale des signaux EMG et d'en faire la validation.

Les résultats de cette étude ont confirmé, avec deux jeux de données indépendants impliquant des tâches statiques (article 1) et dynamiques (article 2) de levers de charges, que la technique d'étalonnage maximale des signaux EMG peut être remplacée par la technique sous-maximale. Le succès de cette validation permet d'utiliser un modèle MS solutionné par EMG chez des travailleurs souffrant de lombalgie ou n'ayant pas les aptitudes à produire les contractions maximales volontaires nécessaires à l'approche d'étalonnage de référence. De plus, il a été démontré que la personnalisation du profil de la colonne vertébrale doit être prise en compte dans la modélisation MS de la colonne vertébrale (article 3).

L'ensemble des résultats démontrent que les estimations portant sur le chargement articulaire (compression et cisaillement) et les indices de stabilité lombaire sont beaucoup moins sujettes aux erreurs que les estimations des forces musculaires et semblent donc à privilégier pour documenter l'exposition à différentes tâches ainsi que les effets d'intervention. Les applications de ce modèle hybride seront ainsi possibles pour l'évaluation du risque associé à différentes tâches de travail ou à titre de mesures de résultats pour évaluer les effets d'interventions ergonomiques ou cliniques.

BIBLIOGRAPHIE

- Anderson, D. E., D'Agostino, J. M., Bruno, A. G., Manoharan, R. K. et Bouxsein, M. L. (2012). Regressions for estimating muscle parameters in the thoracic and lumbar trunk for use in musculoskeletal modeling. *Journal of Biomechanics*, 45(1), 66-75.
- Arjmand, N. et Shirazi-Adl, A. (2006). Model and in vivo studies on human trunk load partitioning and stability in isometric forward flexions. *Journal of Biomechanics*, 39(3), 510-521.
- Bakeman, R. (2005). Recommended effect size statistics for repeated measures designs. *Behavior Research Methods*, 37(3), 379-384. <https://doi.org/10.3758/BF03192707>
- Bazrgari, B., Shirazi-Adl, A. et Kasra, M. (2008). Seated whole body vibrations with high-magnitude accelerations-relative roles of inertia and muscle forces. *Journal of Biomechanics*, 41(12), 2639-2646.
- Bruno, A. G., Mokhtarzadeh, H., Allaire, B. T., Velie, K. R., De Paolis Kaluza, M. C., Anderson, D. E. et Bouxsein, M. L. (2017). Incorporation of CT-based measurements of trunk anatomy into subject-specific musculoskeletal models of the spine influences vertebral loading predictions. *Journal of Orthopaedic Research*, 35(10), 2164-2173. <https://doi.org/10.1002/jor.23524>
- Cholewicki, J., van Dieen, J., Lee, A. S. et Peter, R. N. (2011). A comparison of a maximum exertion method and a model-based, sub-maximum exertion method for normalizing trunk EMG. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(5), 767-773.
- de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1223-1230.
- Eskandari, A. H., Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., Gagnon, D., Mecheri, H. et Larivière, C. (2023). Validation of an EMG submaximal method to calibrate a novel dynamic EMG-driven musculoskeletal model of the trunk: Effects on model estimates. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 68, article 102728. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2022.102728>
- Gagnon, D., Arjmand, N., Plamondon, A., Shirazi-Adl, A. et Larivière, C. (2011). An improved multi-joint EMG-assisted optimization approach to estimate joint and muscle forces in a musculoskeletal model of the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 44(8), 1521-1529.
- Gagnon, D., Plamondon, A. et Larivière, C. (2018). A comparison of lumbar spine and muscle loading between male and female workers during box transfers. *Journal of Biomechanics*, 81, 76-85. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.09.017>
- Ghezelbash, F., Eskandari, A. H., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., El-Ouaaid, Z. et Plamondon, A. (2018). Effects of motion segment simulation and joint positioning on spinal loads in trunk musculoskeletal models. *Journal of Biomechanics*, 70, 149-156. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.07.014>

- Ghezelbash, F., Eskandari, A. H., Shirazi-Adl, A., Kazempour, M., Tavakoli, J., Baghani, M. et Costi, J. J. (2021). Modeling of human intervertebral disc annulus fibrosus with complex multi-fiber networks. *Acta Biomaterialia*, 123, 208-221. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2020.12.062>
- Ghezelbash, F., Shahvarpour, A., Larivière, C. et Shirazi-Adl, A. (2022). Evaluating stability of human spine in static tasks: A combined in vivo-computational study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 25(10), 1156-1168. <https://doi.org/10.1080/10255842.2021.2004399>
- Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., El-Ouaaid, Z. et Plamondon, A. (2016). Subject-specific biomechanics of trunk: Musculoskeletal scaling, internal loads and intradiscal pressure estimation. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 15(6), 1699-1712. <https://doi.org/10.1007/s10237-016-0792-3>
- Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., El-Ouaaid, Z., Plamondon, A. et Meakin, J. R. (2016). Effects of sex, age, body height and body weight on spinal loads: Sensitivity analyses in a subject-specific trunk musculoskeletal model. *Journal of Biomechanics*, 49(14), 3492-3501. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.09.026>
- Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., Baghani, M. et Eskandari, A. H. (2020). On the modeling of human intervertebral disc annulus fibrosus: Elastic, permanent deformation and failure responses. *Journal of Biomechanics*, 102, article 109463. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109463>
- Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., El Ouaaid, Z., Plamondon, A. et Arjmand, N. (2020). Subject-specific regression equations to estimate lower spinal loads during symmetric and asymmetric static lifting. *Journal of Biomechanics*, 102, article 109550. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109550>
- Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., Gagnon, D., Shahvarpour, A., Arjmand, N., Eskandari, A. H. et Larivière, C. (2022). Submaximal electromyography-driven musculoskeletal modeling of the human trunk during static tasks: Equilibrium and stability analyses. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 65, article 102664. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2022.102664>
- Hoy, D., March, L., Brooks, P., Blyth, F., Woolf, A., Bain, C., . . . Buchbinder, R. (2014). The global burden of low back pain: Estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 73(6), 968-974.
- Larivière, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D., Loisel, P. et Vadeboncoeur, R. (2002). Electromyographic assessment of back muscle weakness and muscle composition: Reliability and validity issues. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(9), 1206-1214.
- Larivière, C., Bilodeau, M., Forget, R., Vadeboncoeur, R. et Mecheri, H. (2010). Poor back muscle endurance is related to pain catastrophizing in patients with chronic low back pain. *Spine*, 35(22), E1178-E1186.

- Larivière, C., Eskandari, A. H., Mecheri, H., Ghezlbash, F., Gagnon, D. et Shirazi-Adl, A. (2024). Effect of personalized spinal profile on its biomechanical response in an EMG-assisted optimization musculoskeletal model of the trunk. *Journal of Biomechanics*, 162, article 111867. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111867>
- Larivière, C., Gagnon, D. et Genest, K. (2009). Offering proper feedback to control for out-of-plane lumbar moments influences the activity of trunk muscles during unidirectional isometric trunk exertions. *Journal of Biomechanics*, 42(10), 1498-1505. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.045>
- Larivière, C., Gravel, D., Gagnon, D., Gardiner, P., Arsenault, A. B. et Gaudreault, N. (2006). Gender influence on fatigability of back muscles during intermittent isometric contractions: A study of neuromuscular activation patterns. *Clinical Biomechanics*, 21(9), 893-904. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.05.004>
- Larivière, C., Gravel, D., Gardiner, P., Arsenault, A. B., Gagnon, D. et Loisel, P. (2009). A submaximal test to assess back muscles capacity: Evaluation of construct validity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, e422-e429.
- Larivière, C., Shahvarpour, A., Gravel, C., Gauvin, M., Jean, A.-M., Viau, A. et Mecheri, H. (2019). Revisiting the effect of manipulating lumbar stability with load magnitudes and positions: The effect of sex on trunk muscle activation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 46, 55-62.
- Nerot, A., Skalli, W. et Wang, X. (2018). Estimation of spinal joint centers from external back profile and anatomical landmarks. *Journal of Biomechanics*, 70, 96-101. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.11.013>
- Pearsall, D. J., Reid, J. G. et Livingston, L. A. (1996). Segmental inertial parameters of the human trunk as determined from computed tomography. *Annals of Biomedical Engineering*, 24(2), 198-210.
- Seth, A. et Pandey, M. G. (2007). A neuromusculoskeletal tracking method for estimating individual muscle forces in human movement. *Journal of Biomechanics*, 40(2), 356-366. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.12.017>
- Shirazi-Adl, A. (1989). On the fibre composite material models of disc annulus: Comparison of predicted stresses. *Journal of Biomechanics*, 22(4), 357-365.
- Shirazi-Adl, A. (1994a). Analysis of role of bone compliance on mechanics of a lumbar motion segment. *Journal of Biomechanical Engineering*, 116(4), 408-412. <https://doi.org/10.1115/1.2895791>
- Shirazi-Adl, A. (1994b). Biomechanics of the lumbar spine in sagittal/lateral moments. *Spine*, 19(21), 2407-2414.
- Shirazi-Adl, A. (1994c). Nonlinear stress analysis of the whole lumbar spine in torsion: Mechanics of facet articulation. *Journal of Biomechanics*, 27(3), 289-299.

- Shirazi-Adl, A., Ahmed, A. M. et Shrivastava, S. C. (1986). A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments. *Journal of Biomechanics*, 19(4), 331-350.
- Tang, L., Hu, Z., Lin, Y. S. et Hu, J. (2022). A statistical lumbar spine geometry model accounting for variations by age, sex, stature, and body mass index. *Journal of Biomechanics*, 130, article 110821. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110821>
- Tang, R., Gungor, C., Sesek, R. F., Gallagher, S., Davis, G. A. et Foreman, K. B. (2019). Prediction models for the cross-sectional areas of lower lumbar intervertebral discs and vertebral endplates. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 72, 12-34. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2019.03.006>
- Thomas, J. S., France, C. R., Sha, D. et Wiele, N. V. (2008). The influence of pain-related fear on peak muscle activity and force generation during maximal isometric trunk exertions. *Spine*, 33(11), E342-E348.
- van Dieen, J. H., Cholewicki, J. et Radebold, A. (2003). Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine*, 28(8), 834-841.
- van Dieen, J. H., Flor, H. et Hodges, P. W. (2017). Low-back pain patients learn to adapt motor behavior with adverse secondary consequences. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 45(4), 223-229. <https://doi.org/10.1249/JES.0000000000000121>