

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

**LA DISTRIBUTION DE L'ACTIVITÉ MUSCULAIRE DES ÉRECTEURS DU
RACHIS LOMBAIRE SELON LA TÂCHE LORS D'UN TEST DE FATIGUE**

**MÉMOIRE PRÉSENTÉ
COMME EXIGENCE PARTIELLE DE LA
MAÎTRISE EN SCIENCE DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE**

**PAR
ROY JUSTIN**

Mai 2024

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire, de cette thèse ou de cet essai a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire, de sa thèse ou de son essai.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire, cette thèse ou cet essai. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire, de cette thèse et de son essai requiert son autorisation.

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE (PROFIL AVEC
MÉMOIRE) 3407

Direction de recherche :

Martin Descarreaux

Prénom et nom

directeur de recherche

Jacques Abboud

Prénom et nom

codirecteur de recherche

Jury d'évaluation

Jacques Abboud

Prénom et nom

Fonction du membre de jury

Gabriel Moisan

Prénom et nom

Fonction du membre de jury

Mégane Pasquier

Prénom et nom

Fonction du membre de jury

RÉSUMÉ

La colonne vertébrale est l'axe central du corps humain et la compréhension de sa biomécanique est importante. Les problématiques de la colonne vertébrale sont une source notable d'incapacité, particulièrement les lombalgies qui sont la première source d'invalidité à l'échelle mondiale (Hartvigsen et al., 2018 ; Mortazavi et al., 2015). Le test de Sorensen est l'un des plus utilisés afin d'évaluer la capacité d'endurance des érecteurs du rachis lombaire et le temps d'endurance à ce test serait un facteur prédictif à l'apparition de douleur lombaire future (Demoulin et al., 2016). Le maintien de la position du test de Sorensen dépend de la capacité du système neuromusculaire à s'adapter à l'apparition de la fatigue musculaire (Demoulin et al., 2007, 2016).

La fatigue musculaire apparaît dès qu'une tâche débute et est le résultat d'une accumulation d'événements électrochimiques et mécaniques (Cè et al., 2020 ; Dederling et al., 1999). Afin de maintenir la tâche dans des barèmes d'exécution efficaces, le système nerveux modifiera ses stratégies de distribution de l'activité intra et intermusculaire (Hodges, 2011). Les stratégies de distribution de l'activité musculaire des érecteurs du rachis lombaire en état de fatigue ont été étudiées et montrent une migration de la distribution de l'activité musculaire craniale-caudale et médio-latérale (Abboud et al., 2014, 2015; Arvanitidis et al., 2021, 2022; Falla et al., 2014; Sanderson et al., 2019; van Dieën et al., 1993). De plus, l'effet de la fatigue sur les érecteurs du rachis lombaire serait dépendante de la tâche (Champagne et al., 2008; da Silva et al., 2005; Watanabe et al., 2012).

L'objectif de mon projet de maîtrise était d'étudier les effets de la fatigue musculaire sur les stratégies de distribution de l'activité musculaire des érecteurs du rachis lombaire selon la tâche dans un contexte biomécanique où l'angle des hanches et la posture du tronc demeuraient similaires d'une tâche à l'autre. L'expérimentation consistait en deux efforts isométriques de type Sorensen et Sorensen inversé en état de fatigue, dans le même contexte biomécanique, jusqu'à l'incapacité des participants de maintenir le standard de la tâche. Les résultats montrent que lors d'une extension lombaire isométrique jusqu'à l'épuisement musculaire, la distribution de l'activité musculaire des érecteurs du rachis lombaire suit une distribution musculaire médio-latérale, mais n'est pas dépendante de la tâche lorsque le contexte biomécanique est contrôlé.

TABLE DES MATIÈRES

| | |
|---|-----|
| RÉSUMÉ | III |
| LISTE DES TABLEAUX..... | IX |
| 1. REVUE DE LITTÉRATURE..... | 12 |
| 1.1 Représentation anatomique de la colonne vertébrale..... | 12 |
| 1.2 Les muscles de la colonne lombaire et leurs fonctions..... | 17 |
| 1.3 Le contrôle moteur et la colonne vertébrale | 21 |
| 1.4 La variabilité motrice..... | 23 |
| 1.5 Facteurs influençant le contrôle moteur et la variabilité motrice | 24 |
| 1.6 Le principe de taille et le type de fibre musculaire..... | 25 |
| 1.7 La fatigue musculaire et l'électromyographie de surface..... | 28 |
| 1.8 L'électromyographie de surface dans les protocoles de fatigue des érecteurs du rachis lombaire..... | 30 |
| 1.9 Le contexte biomécanique et la tâche | 34 |
| 2. PROBLÉMATIQUE..... | 37 |
| 3. OBJECTIFS ET HYPOTHÈSE..... | 39 |
| 4. MÉTHODOLOGIE..... | 39 |
| 4.1 Participants..... | 39 |
| 4.2 Procédure | 40 |

| | |
|---|----|
| 4.3 Acquisition des données | 44 |
| 4.4 Variables analysées..... | 46 |
| 5. RÉSULTATS..... | 49 |
| 5.1 Données des participants..... | 49 |
| 5.2 Temps, fréquence médiane et racine du carré moyen..... | 50 |
| 5.3 Distribution de l'activité musculaire (migration du centroïde)..... | 52 |
| 6. DISCUSSION..... | 55 |
| 6.1 Analyse des résultats..... | 55 |
| 6.2 Perspectives de recherches..... | 60 |
| 6.3 Limites de l'étude | 62 |
| 7. CONCLUSION..... | 63 |
| BIBLIOGRAPHIE..... | 65 |
| ANNEXE | 73 |

LISTE DES FIGURES

| | |
|---|----|
| Figure 1 : (A) représentation anatomique de la colonne vertébrale et (B) représentation anatomique d'une vertèbre lombaire | 14 |
| Figure 2 : représentation anatomique des érecteurs du rachis lombaire | 17 |
| Figure 3 : représentation de la biomécanique des érecteurs du rachis lombaire..... | 19 |
| Figure 4 : représentation des fascicules et vecteurs d'orientation du longissimus et représentation des fascicules et vecteurs d'orientation de l'ilio-costal..... | 20 |
| Figure 5 : représentation du modèle de Panjabi..... | 22 |
| Figure 6 : représentation du principe de taille de Henneman | 26 |
| Figure 7 : représentation montrant la distribution de l'activité musculaire des érecteurs du rachis lombaire mesurée par électromyographie à haute densité lors d'une tâche de fatigue en extension isométrique de type Sorensen classique chez des participants sans problème musculosquelettique..... | 32 |
| Figure 8 : démonstration des différentes positions de la colonne lombaire lors de différents mouvements de soulevé de terre | 36 |
| Figure 9 : représentation schématisée des Sorensen et de la position des sangles. | 41 |
| Figure 10 : représentation du protocole de l'étude | 44 |
| Figure 11 : représentation schématisée de la position des matrices d'électrodes utilisée lors de l'étude..... | 45 |
| Figure 12 : représentation des fréquences médianes de la matrice de gauche et de droite en fonction du temps divisée par phase et par tâche..... | 51 |

| | |
|---|----|
| Figure 13 : représentation de l'amplitude RMS de la matrice de gauche et de droite en fonction du temps divisée par phase et selon la tâche | 52 |
| Figure 14 : représentation de la position du centroïde sur l'axe des X de la matrice gauche et droite en fonction du temps et de la tâche..... | 53 |
| Figure 15 : représentation de la position du centroïde sur l'axe des Y de la matrice gauche et droite en fonction du temps et de la position. | 54 |

LISTE DES TABLEAUX

| | |
|--|----|
| Tableau 1 : données anthropométriques des participants et résultats des questionnaires. | 49 |
| Tableau 2 : représentation du temps en secondes et de la pente des fréquences médianes selon les matrices | 50 |
| Tableau 3 : tableau montrant les valeurs de p de la position des centroïdes sur l'axe des X et des Y en fonction de la tâche, du temps, et l'interaction entre la tâche et le temps..... | 54 |
| Tableau 4 : analyses post hoc (Bonferroni) des effets significatifs (matrice droite et gauche sur l'axe des X) du déplacement du centroïde en fonction des phases de temps..... | 55 |

LISTE DES ABRÉVIATIONS

- EMG : Électromyographie de surface
- IMC : Indice de masse corporelle
- IPAQ : International physical activity questionnaire (Questionnaire international de l'activité physique)
- MDF : Median frequency (fréquence médiane)
- RMS : Root mean square (racine du carré moyen)
- TSK : Tampa Scale for Kinesiophobia (échelle de kinésiophobie de Tampa)
- UQTR : Université du Québec à Trois-Rivières

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, je tiens à remercier mes deux co-directeurs, Martin Descarreaux et Jacques Abboud. Ils ont su m'aider à travers un parcours atypique. Vous avez su me guider malgré mes forces et mes faiblesses, tout en comprenant ma situation. Vos réponses et vos commentaires ont toujours fini par viser juste. Lorsque j'avais besoin d'aide pour le mardi, vous aviez déjà répondu le lundi. Je vous en remercie.

Un merci particulier aux autres étudiants qui ont participé de près ou de loin à mon projet. Particulièrement à Émile, Mathieu, Bastien et Martin. Leur support et leur aide ont fait que ce projet puisse se réaliser.

Un merci également à mon entourage professionnel. Le projet un peu fou de travailler à temps plein et d'être propriétaire d'une clinique de santé privée, en plus de mener à bien un projet de maîtrise ne peut se faire qu'avec un appui fort et infaillible. Je remercie tout le monde de près et de loin qui m'a appuyé.

Un merci à mon entourage, mes amis proches : Jonathan, Émile, Maxime, Vincent et Philippe. Il est évidemment impossible dans tout cela de ne pas remercier l'appui de mes parents, toujours présents pour moi, quoi qu'il advienne.

Finalement un merci plus que fort à ma conjointe, Olivia. Qui durant mon parcours de maîtrise et de clinique a donné naissance à mon fils, en plus de mener à bien ses propres projets. Mon éthique et ma résilience ne sont rien à côté de celles que tu possèdes.

1. REVUE DE LITTÉRATURE

1.1 Représentation anatomique de la colonne vertébrale

La colonne vertébrale est l'axe musculosquelettique central du corps humain. Cet axe, communément appelé le rachis, forme un ensemble complexe et sophistiqué ayant des structures osseuses, musculaires, ligamentaires, discales, capsulaires et nerveuses (Marieb & Hoehn, 2014). L'interaction entre ces structures a pour but le maintien de l'équilibre sagittal, frontal et transverse de la colonne vertébrale avec un minimum de dépenses énergétiques grâce à la relation harmonieuse entre les régions cervicale, thoracique et lombaire (Kim et al., 2023). Chacune des vertèbres composant la colonne vertébrale présente des caractéristiques anatomiques uniques qui définissent sa fonction spécifique (Hulme et al., 2007).

Ce projet de maîtrise se concentrant sur la colonne lombaire et les muscles des érecteurs du rachis lombaire, qui couvrent la région lombaire et thoracique. Le descriptif et la compréhension de la colonne cervicale ne seront pas abordés dans ce mémoire.

Les vertèbres thoraciques, au nombre de douze appelées T1 à T12, sont les moins mobiles de la colonne vertébrale, en raison de leur articulation avec les côtes, mais assure une protection vitale des organes internes. Les hautes thoraciques, particulièrement T1, montrent une ressemblance avec les vertèbres cervicales, alors que les basses thoraciques, T8 à T12, transitionnent vers la morphologie des vertèbres lombaires. En général, leur corps vertébral est plus ou moins en forme de cœur sur lequel sont présentes les fosses costales supérieures ou inférieures, où s'articulent les côtes. Leur foramen vertébral est

circulaire, leurs processus épineux sont longs, et les surfaces articulaires supérieures et inférieures permettent particulièrement les légers mouvements de flexion latérale et rotation, mais peu de mouvement en flexion et extension (Marieb & Hoehn, 2014).

Les vertèbres lombaires, au nombre de 5 et appelées L1 à L5, se distinguent par leur massivité relative aux autres. En effet, elles doivent supporter le poids de l'ensemble de la colonne vertébrale. Leur morphologie unique (figure 1, b) confère à la colonne lombaire une capacité exceptionnelle de résister aux forces et contraintes imposées lors de la majorité de nos activités quotidiennes. Cette capacité de résistance est cruciale pour assurer la stabilité et la fonction biomécanique lombaire. La morphologie des vertèbres lombaires se distingue par un processus court et aplati, un corps vertébral épais en forme de haricot et un foramen vertébral triangulaire. Leur facette articulaire se distingue particulièrement par leur orientation. En effet, leur angle empêche toute capacité de rotation et produit un verrouillage, tout en permettant une capacité de flexion, d'extension et de flexion latérale. L'ensemble des vertèbres de la colonne vertébrale est représenté à la figure 1 (Marieb & Hoehn, 2014).

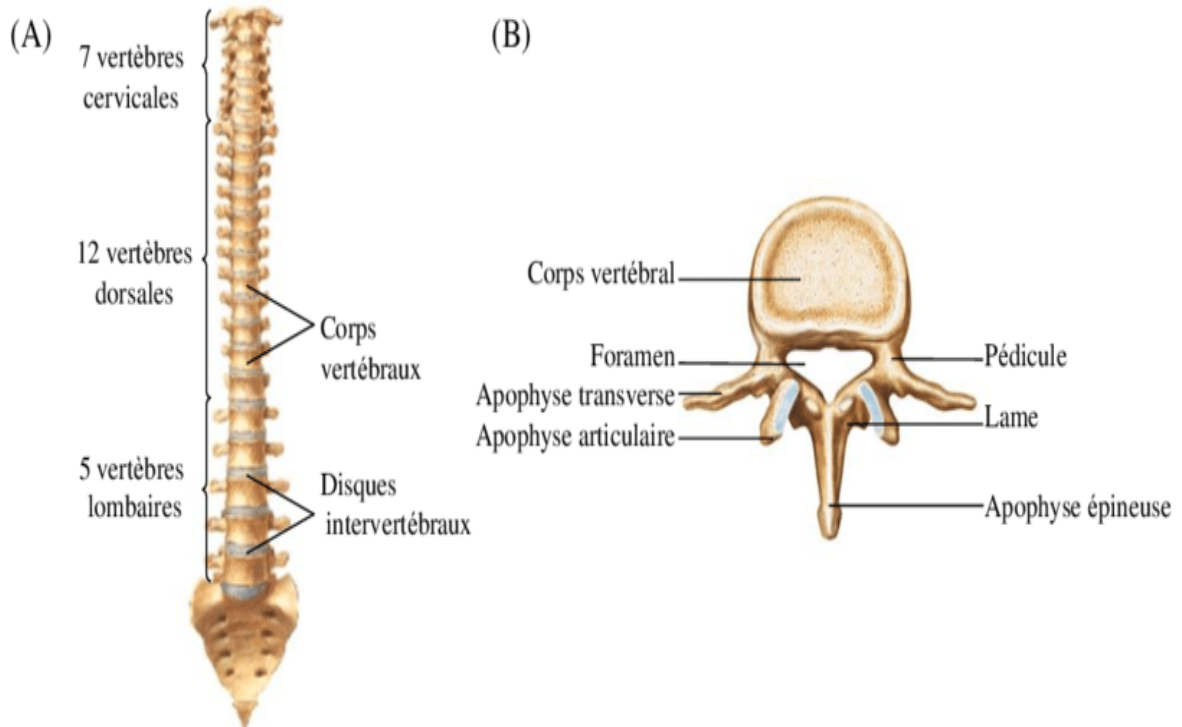


Figure 1 : (A) Représentation anatomique de la colonne vertébrale et (B) Représentation anatomique d'une vertèbre lombaire (Netter & CO, 2012)

La portion osseuse de la colonne vertébrale ne pourrait supporter les exigences quotidiennes mécaniques sans le support d'autres structures. En effet, la colonne vertébrale en soi a une résistance aux forces de 9 kilogrammes, ou 90 Newtons, au niveau de L5, ce qui est bien inférieur au simple poids du corps (Panjabi, 1992a). Afin d'augmenter sa résilience, entre les différentes vertèbres se trouvent les disques intervertébraux ainsi que les ensembles capsulaires qui ont pour fonction de générer une rigidité et une résistance au mouvement à l'intérieur du complexe fonctionnel vertèbre-disque-vertèbre, et ce particulièrement lorsque le complexe est soumis aux forces de cisaillement, de compression et de torsion. Les ligaments, quant à eux, relient les vertèbres adjacentes par un réseau structurel relativement rigide limitant les mouvements excessifs (Oxland, 2016).

La musculature de la colonne vertébrale agit en synergie avec les vertèbres, les disques et les ligaments afin de soutenir, stabiliser et permettre le mouvement.

La musculature lombaire peut se visualiser selon deux modèles : le modèle à deux couches et le modèle à trois couches (Barker et al., 2007). Les deux modèles demeurent similaires, mais présentent une organisation anatomique topographique différente. Le modèle à trois couches est le plus fréquemment utilisé dans la littérature scientifique et un ensemble des muscles le composant est présenté à la figure 2 (Barker et al., 2007). Les différentes couches sont encapsulées au sein d'un réseau de fascias et d'aponévroses formant le fascia thoracolombaire, élément important au support de la colonne vertébrale. Le fascia thoracolombaire par ses propriétés physiques joue un rôle important dans la transmission des forces des érecteurs du rachis lombaire, le maintien de la posture ainsi que la respiration (Willard et al., 2012). Le fascia thoracolombaire est la connexion fonctionnelle entre la colonne lombaire, le bassin et les deux jambes (Willard et al., 2012). Une variation de la posture, par modification de l'angle du bassin par rapport à la colonne lombaire ou par le mouvement des jambes, modifie la tension produite au niveau du fascia thoracolombaire, ce qui a pour effet de moduler la production et l'angle de force des différents fascicules des érecteurs du rachis lombaire (Vleeming et al., 1995).

Le fascia thoracolombaire délimitant les couches, celles-ci sont divisées de la façon suivante ; la couche antérieure est délimitée par le carré lombaire et est composée de la musculature antérieure à cette délimitation. Le droit de l'abdomen et le psoas font partie de cette couche. Le carré lombaire en soi constitue la couche moyenne (Oxland, 2016). La

troisième couche du modèle est la couche postérieure qui elle est composée du muscle grand dorsal, ainsi que d'un regroupement de muscles caractérisé comme la musculature superficielle de la colonne vertébrale comprenant les muscles ilio-costal, longissimus et épineux qui forment les érecteurs du rachis lombaire, ainsi que des multifides, semi-épineux, rotateurs, interépineux et intertransversaire listés du plus superficiel au profond, qui eux forment le regroupement des muscles profonds de la colonne vertébrale(Oxland, 2016).

La musculature superficielle de la couche postérieure de la colonne vertébrale est responsable du contrôle et de l'orientation de la colonne vertébrale sans considération pour le mouvement segmentaire des vertèbres, alors que la musculature profonde de la couche postérieure de la colonne vertébrale contribue quant à elle à ce mouvement intersegmentaire vertébral. La couche postérieure revêt donc une importance capitale dans la stabilité et le mouvement de la colonne vertébrale. Comme mentionné précédemment, les muscles nommés dans le texte sont représentés à la figure 2.

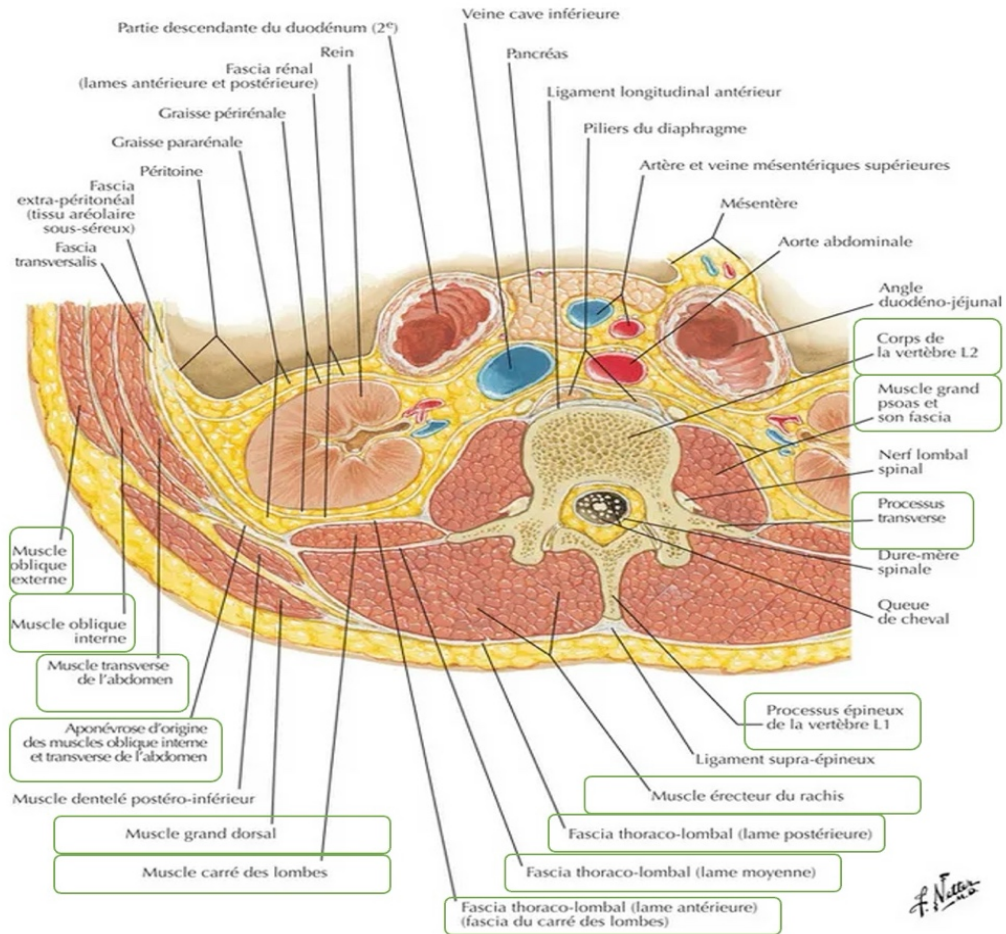


Figure 2 : Représentation anatomique des muscles composant la musculature lombaire. Les structures importantes et mentionnées dans le texte sont encadrées (Netter & CO, 2012).

1.2 Les muscles de la colonne lombaire et leurs fonctions

Les structures que sont les muscles psoas et le carré lombaire servent principalement à stabiliser la colonne lombaire lors des différents mouvements, alors que les muscles abdominaux, les érecteurs du rachis lombaire et les muscles multifides servent principalement à produire le mouvement de la colonne lombaire. Les muscles abdominaux, obliques internes et externes, transverse de l'abdomen et droit de l'abdomen, ont une importance pour la flexion lombaire et la rotation axiale, les obliques internes et externes

s'activant à différents degrés selon la tâche (Christophy et al., 2012). Une co-contraction des muscles lombo-pelviens, particulièrement le transverse de l'abdomen, est nécessaire pour le maintien de la posture par l'augmentation de la pression intra-abdominale et la modulation de la tension du fascia thoracolombaire (McCook et al., 2009). Le mouvement de flexion lombaire produit par les muscles abdominaux est associé à une rotation sagittale antérieure des corps vertébraux ainsi qu'une translation antérieure (Bogduk, 2005).

Les érecteurs du rachis lombaire, l'ilio-costal et le longissimus, soit le groupe de muscle le plus épais et large de la colonne lombaire, ont quant à eux leurs origines au niveau de la cinquième vertèbre lombaire et des articulations sacro-iliaques avec leurs insertions au niveau de la colonne thoracique. Leurs fonctions principales sont l'extension lombaire et la rotation axiale (Figure 3) (Christophy et al., 2012 ; McGill et al., 1993).

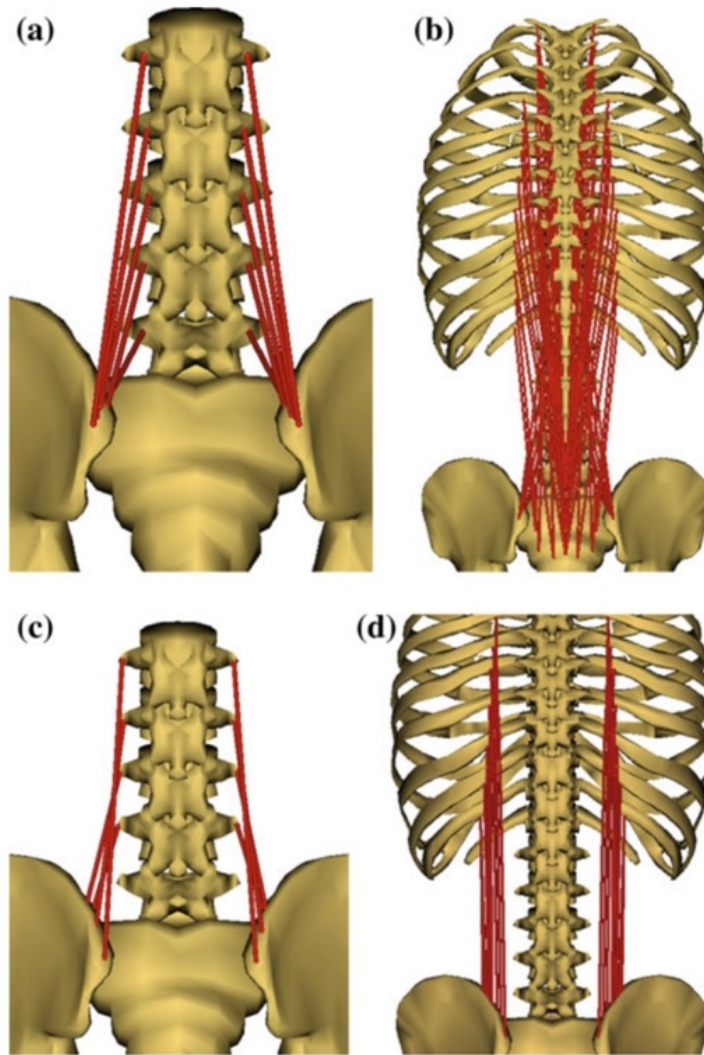


Figure 3 : représentation des érecteurs du rachis lombaire selon le modèle biomécanique de Christophy et al. (2012) a) Longissimus thoracique portion lombaire b) Longissimus thoracique portion thoracique c) Iliocostale portion lombaire d) Iliocostale portion thoracique

L'extension lombaire est produite avec le plus d'efficacité au niveau de la portion la plus caudale, ou inférieure, des érecteurs du rachis lombaire. En effet, chacun des fascicules composant les muscles des érecteurs du rachis lombaire présente une orientation dorso-ventrale, médio-latérale et rostro-caudale qui produit un vecteur de force horizontale et verticale propre à son niveau vertébral. Ces vecteurs de force produisent une rotation

postérieure sagittale et un mouvement de translation postérieure vertébrale lors de l'activation des différents fascicules musculaires. Les fascicules des basses vertèbres lombaires ayant une orientation plus prononcée de façon dorso-ventrale, ou horizontale, et médio-latérale, ou verticale, ont donc une capacité de rotation postérieure sagittale et de translation postérieure plus grande. (Figure 4) (Bogduk, 2005 ; Macintosh & Bogduk, 1986). Il est donc considéré que les érecteurs du rachis lombaire portion inférieure possède un avantage mécanique sur les érecteurs du rachis lombaire portion supérieure (Sung et al., 2009).

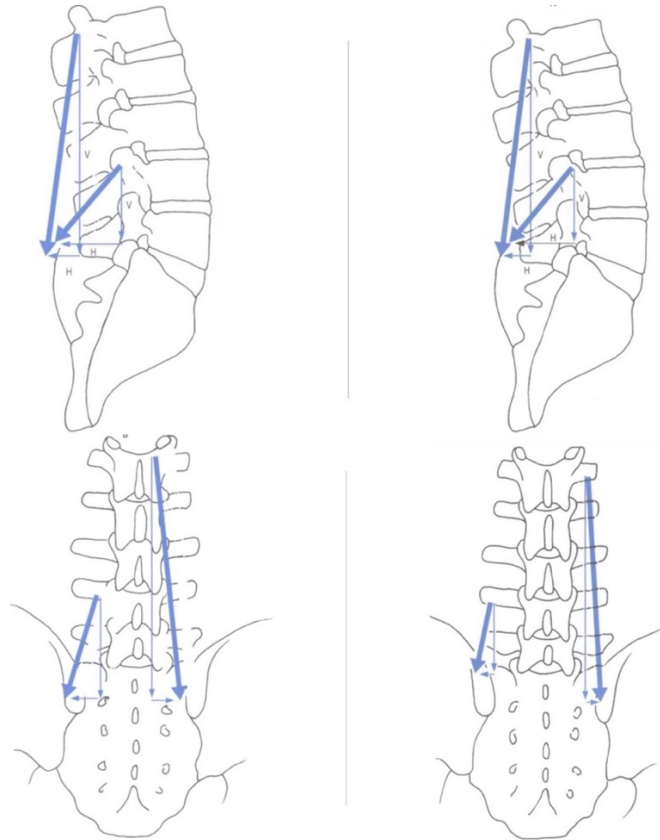


Figure 4 : Les images de gauche montrent les fascicules et vecteurs d'orientation du longissimus. Les images de droite montrent les fascicules et vecteurs d'orientation de l'ilio-costal. Les vecteurs de forces plus prononcés des basses lombaires leur offrent un avantage mécanique pour produire l'extension lombaire (Bogduk, 2005).

Les multifides, semi-épineux, rotateurs, interépineux et intertransversaire peuvent être classés comme superficiels ou profonds. La portion superficielle produit suffisamment de torque pour produire une rotation postérieure sagittale en plus d'un effet de compression vertébrale, comme les érecteurs du rachis lombaire. La portion profonde agit quant à elle comme un stabilisateur segmentaire vertébral (MacDonald et al., 2006).

1.3 Le contrôle moteur et la colonne vertébrale

Le contrôle moteur se définit par le processus selon lequel les mouvements sont organisés et contrôlés par la musculature afin de produire une réponse motrice désirée tout en préservant la stabilité dynamique du système neuromusculaire (Abboud et al., 2014; Lemon, 2008; Nishikawa et al., 2007; Panjabi, 1992a). De nombreux éléments doivent interagir de façon organisée afin de permettre l'exécution d'une tâche. La réponse motrice prend naissance au niveau du cortex moteur primaire et prémoteur cérébral, le signal étant par la suite transmis de façon efférente par la moelle épinière au niveau de la musculature visée (Lemon, 2008). Lors de l'exécution du mouvement, des informations proprioceptives provenant des récepteurs sensoriels musculaires, des tendons et des articulations sont transmises de façon afférente de la musculature au système nerveux central. Cette boucle de communication permet une adaptation de la réponse motrice afin de s'adapter à l'environnement (Nishikawa et al., 2007). Autrement dit, c'est cette boucle qui permet une adaptation du système neuromusculaire et une réorganisation de la distribution de l'activité musculaire intramusculaire et intermusculaire lors du mouvement (Hodges, 2011; Jerosch & Prymka, 1996; Lemon, 2008).

Un des premiers modèles permettant de simplifier et conceptualiser le contrôle moteur, dans le cas de la colonne vertébrale et particulièrement lombaire, est le modèle de Panjabi. Le modèle conceptualise l'interaction des systèmes actif, passif et nerveux de la colonne vertébrale (Panjabi, 1992b, 1992a). Précisément, le système passif comprend les disques vertébraux, le système ligamentaire et capsulaire de la colonne vertébrale, le système nerveux correspond aux contrôles de la musculature par le cerveau, la moelle épinière et les nerfs spinaux. Le système actif correspond à la musculature (Figure 5) (Panjabi, 1992a, 1992b)

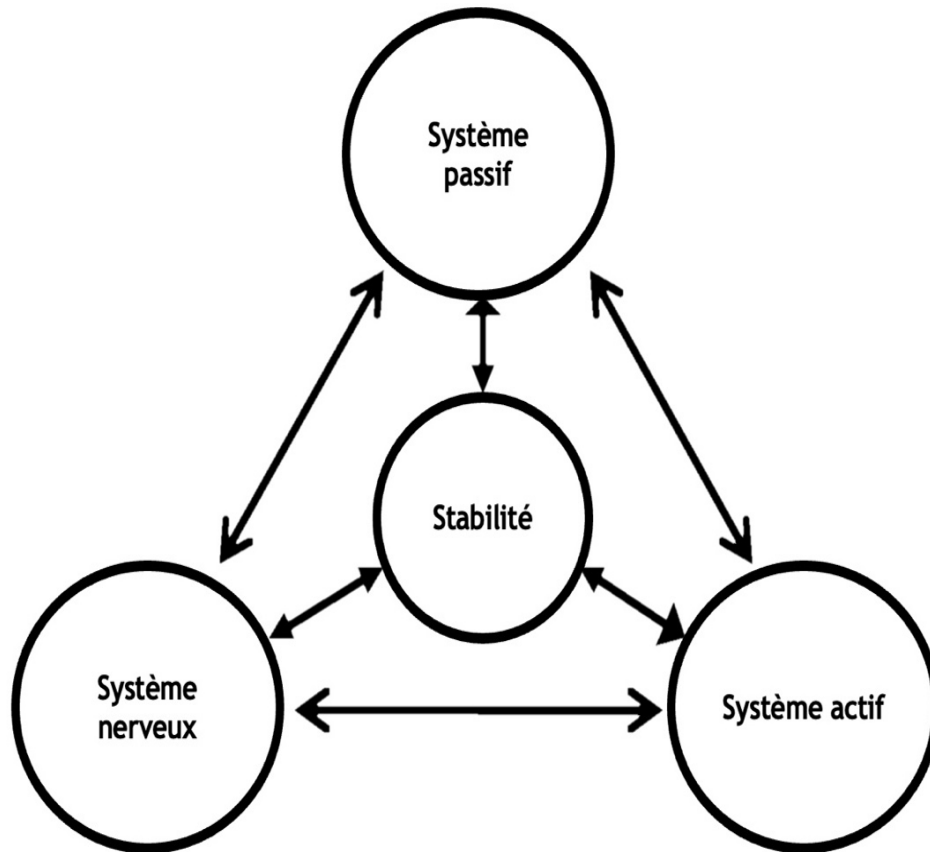


Figure 5 : Le modèle de Panjabi représentant le système nerveux, le système actif et le système passif (Panjabi 1992, 1992 b)

Des modèles subséquents rajouteront des éléments à la suite des travaux de Panjabi. Ces modèles intègrent la composante de mouvement dans l'interaction entre les trois systèmes afin d'expliquer la diversité de réponses motrices possibles de la colonne vertébrale (Hoffman & Gabel, 2013). Toutefois, ces modèles ne remplacent pas le modèle initial de Panjabi.

1.4 La variabilité motrice

Si le contrôle moteur se définit par le processus selon lequel les mouvements sont organisés et contrôlés par la musculature afin de produire un mouvement désiré tout en préservant la stabilité dynamique du système neuromusculaire (Abboud et al., 2014; Lemon, 2008; Nishikawa et al., 2007; Panjabi, 1992a), la variabilité motrice elle se définit comme étant les multiples options offertes au système neuromusculaire pour produire ce mouvement désiré (Srinivasan & Mathiassen, 2012). Le système neuromusculaire possède en effet plusieurs degrés de liberté, ou plusieurs options possibles de mouvement, particulièrement au niveau de la colonne vertébrale (Abboud et al., 2014).

Les degrés de liberté représentent la quantité d'options possibles de mouvement au niveau d'une articulation. Dans le domaine articulaire, il existe 6 degrés de liberté possibles (antéro-postérieur, médio-latéral, crânial-caudal, tangage, lacet et roulis) (Abboud et al., 2014 ; Bernshteïn, 1967 ; Chow et al., 2009). Ces différents degrés de liberté sont produits par le muscle attaché à l'articulation, et ce muscle n'agit jamais de façon isolée (Abboud et al., 2014; Bernshteïn, 1967). Comme décrit précédemment, la colonne vertébrale possède 24 vertèbres, qui elles-mêmes ont plusieurs articulations, et des dizaines de

muscles s'insérant sur chacune de ces différentes vertèbres (Marieb & Hoehn, 2014). Cela crée donc plusieurs degrés de liberté ou options possibles de mouvement. La tâche du système neuromusculaire est de sélectionner la stratégie et les structures musculaires adéquates pour l'exécution du mouvement désiré. Ce concept de degré de liberté fut initialement avancé par Nikolai Bernstein (1967) et est associée au concept de variabilité motrice (Bernshteïn, 1967).

La variabilité motrice peut être mesurée de différente façon : mesure de la performance externe lors d'une tâche répétée, mesure cinétique ou cinématique composant un mouvement notamment l'angle d'une articulation, la vitesse ou le torque produit au niveau d'une articulation lors de la répétition d'un mouvement, l'activité musculaire, les patrons de recrutements musculaires et la distribution de l'activité intramusculaire et intermusculaire lors de l'exécution d'une tâche sont également utilisés dans la littérature afin de mesurer la variabilité motrice (Srinivasan & Mathiassen, 2012). Ce projet s'intéresse à cette dernière, soit la distribution de l'activité intramusculaire et intermusculaire lors de l'exécution d'une tâche.

1.5 Facteurs influençant le contrôle moteur et la variabilité motrice

Différents facteurs peuvent influencer le contrôle moteur et la variabilité motrice lors de l'exécution d'un mouvement. Les caractéristiques spécifiques des fibres musculaires, par exemple, leur taille et ainsi que leur composition exercent une influence sur la réponse motrice choisie. Différents facteurs comme la fatigue ainsi que la douleur modifieront également la réponse motrice. Le contexte biomécanique dans lequel la tâche est effectuée

influence également cette réponse (Abboud et al., 2014, p. 2, 2015, 2023, p. 2; Champagne et al., 2008; Claus et al., 2009; Demoulin et al., 2016; Falla et al., 2014; Farina et al., 2008; Granata et al., 1999; Henneman, 1985; Hodges, 2011; MacDonald et al., 2006; Mannion et al., 1997; Plotkin et al., 2021).

L'objectif de ce projet de maîtrise étant de mesurer la distribution de l'activité musculaire du rachis lombaire selon la tâche lors d'un test de fatigue, l'effet de la douleur, aiguë ou chronique sur le contrôle moteur et la variabilité motrice, ne sera pas abordée dans la prochaine section. L'effet des autres facteurs y sera traité.

1.6 Le principe de taille et le type de fibre musculaire

La distribution de l'activité musculaire intramusculaire est tout d'abord influencée par le principe de Henneman, également connu sous le nom du principe de taille. Ce principe dicte que les motoneurones innervant la musculature seront recrutés selon leur diamètre, du plus petit au plus grand de façon stéréotypée (Henneman, 1985 ; Mendell, 2005). En d'autres termes, les motoneurones à faible seuil d'excitabilité seront stimulés en premier lieu, et les motoneurones à seuil élevé d'excitabilité seront mobilisés de manière supplémentaire lorsque la tâche deviendra plus exigeante, que ce soit en termes de production de force requise ou d'endurance (Figure 6) (Farina et al., 2008).

Principe de taille de Henneman

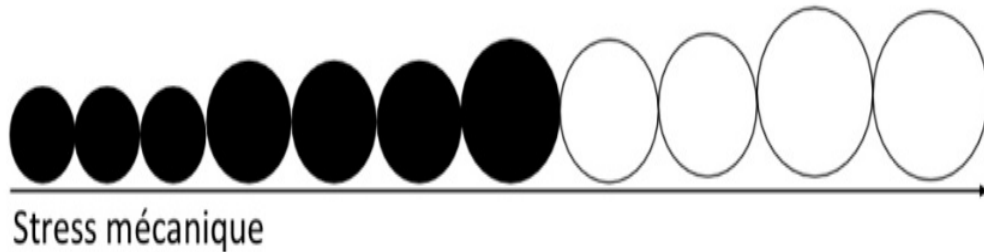


Figure 6 : Représentation du principe de taille de Henneman. La figure représente les motoneurones de petits diamètres, qui sont recrutés en premier selon l'augmentation du stress mécanique.

Ce recrutement hiérarchique assure que la musculature de la colonne lombaire ou de toute autre région du corps soit recrutée de façon efficace selon la demande imposée au système musculaire (Mendell, 2005). Un exemple du principe de taille de Henneman est l'action de soulever des objets légers à lourds. Le même mouvement, ne demandant pas la même production de force, ne produira donc pas la même distribution de l'activité musculaire.

La distribution de l'activité musculaire est également influencée par le type de fibres musculaires recrutées pendant l'exécution d'une tâche. Il existe deux principaux types de fibres : les fibres lentes (type 1) et les fibres rapides (type 2), qui peuvent être sous-divisées en 5 sous-types : 1, 1-2A, 2A-2B et 2 B. Les fibres lentes portent également le nom de fibres rouges et leur capacité d'endurance musculaire tonique est élevée. Les fibres rapides quant à eux sont nommées fibres blanches et ont moins d'endurance aérobie que les fibres rouges. Elles peuvent toutefois produire une plus grande puissance (Plotkin et al.,

2021). La différence entre les fibres (type 1 ou type 2) se situe au niveau de la biochimie des différentes fibres. Les fibres de type 1 sont plus riches en vaisseaux sanguins, en myoglobine et en mitochondries, ce qui facilite la production d'énergie de façon aérobie. Les fibres de type 2, proportionnellement moins riches en vaisseaux sanguins et en mitochondrie ont une meilleure capacité à produire de l'énergie de façon anaérobie due aux enzymes les composants (Plotkin et al., 2021). Les fibres de type 1 sont généralement activées par les motoneurones de petite taille, alors que les fibres de type 2 sont activées par des motoneurones de grande taille. La distribution de l'activité musculaire à l'intérieur d'un muscle dépend donc de la demande de la tâche sur ce muscle et de la composition des fibres de ce muscle.

Dans le cas des érecteurs du rachis lombaire, la musculature lombaire comprend un plus grand pourcentage fibres musculaires de type 1 que de type 2 (Agten et al., 2020; MacDonald et al., 2006; Mannion et al., 1997). Cette distribution des fibres musculaires de la colonne lombaire concorderait avec l'un des rôles principaux de la colonne lombaire, soit de stabiliser la région, et donc d'être efficace durant des tâches demandant une endurance musculaire (Demoulin et al., 2007). Une certaine différence pourrait exister entre les sexes. Les conclusions quant aux ratios de fibre de type 1 et 2 entre les sexes demeurent toutefois mitigées. Il est plutôt considéré que les différences entre les sexes sont non significatives (Mannion et al., 1997).

La superficie occupée par les différents types de fibres musculaires est différente selon la musculature. Les érecteurs du rachis lombaire thoracique montrent une surface occupée

plus grande des fibres de type 1 que la colonne lombaire (Mannion et al., 1997). Toutefois, la distribution totale est considérée comme similaire et cela concorde avec l'idée que les érecteurs du rachis lombaire et thoracique ont des fonctions similaires et doivent travailler de façon synergique. Il peut être estimé que lors d'une tâche spécifique, l'activation musculaire de l'une ou l'autre des régions dépendra de son avantage mécanique par rapport à l'autre (Mannion et al., 1997).

En résumé, le principe de taille de Henneman et la distribution des fibres à l'intérieur d'un muscle ou d'un ensemble de muscle dictent que la distribution de l'activité musculaire sera dépendante de la tâche. Une extension lombaire sans charge externe et de courte durée ne produira pas le même patron d'activité musculaire que cette même extension lombaire sur une longue durée. L'ajout d'une charge externe modifiera également cette activité musculaire.

1.7 La fatigue musculaire et l'électromyographie de surface

Tout d'abord, la fatigue se définit par l'incapacité à maintenir une réponse adéquate de façon volontaire, indépendamment ou non que la tâche est réalisée (Bigland-Ritchie et al., 1995 ; Dederling et al., 1999) et la fatigue commence son apparition dès que l'activation musculaire débute (Dederling et al., 1999). La fatigue musculaire est le résultat d'une accumulation d'événements électrochimiques et mécaniques (Cè et al., 2020). Lors d'efforts physiques musculaires, intenses ou sous maximale, une accumulation de métabolites se produira (prostaglandines, bradykinine et ions d'hydrogène). Cette accumulation de métabolites stimule les nocicepteurs et induit une sensation d'inconfort et

de douleur et contribue à l'accumulation de fatigue. L'effort soutenu ou répété provoquera une ischémie dans la région musculaire stimulée, diminuant la capacité de celle-ci de se débarrasser de ces métabolites (Carpentier et al., 2001). Devant l'exigence de maintenir la tâche, et face à cette accumulation de fatigue, le système nerveux augmentera son afférence excitatrice. Cela résultera en un recrutement proportionnel des motoneurons selon leur taille et selon leur type (Falla et al., 2014).

Cette augmentation de l'afférence excitatrice recrutera progressivement les fibres musculaires de type 2, généralement activées par les motoneurons de grande taille, afin de produire une nouvelle réponse motrice permettant de maintenir la tâche. Si la tâche persiste dans le temps, les fibres de type 2 s'épuiseront. Les fibres toujours recrutées restantes seront donc celles de type 1, ces dernières ayant une meilleure capacité aérobie (Fuller et al., 2011). Afin de maintenir une réponse motrice adéquate, le système neuromusculaire modifiera son activité à l'intérieur même du muscle, en allant recruter d'autres régions du même muscle par exemple, ou intermusculaire, en recrutant d'autres muscles ayant des fonctions similaires (Boyas & Guével, 2011).

L'une des méthodes les plus couramment utilisées pour évaluer cette activité musculaire est l'électromyographie de surface (EMG). En effet, l'afférence excitatrice qu'une fibre musculaire reçoit pour être recrutée est mesurable sous forme de voltage, et ce voltage est mesurable par l'EMG (Falla et al., 2014; Falla & Gallina, 2020). Lorsque la fatigue musculaire s'installe, le système neuromusculaire recrutera davantage de

motoneurones en augmentation son afférence excitatrice, et donc le voltage (Falla & Gallina, 2020).

Ce phénomène est particulièrement observable si la majorité des fibres musculaires innervées par un motoneurone sont concentrées dans des régions spécifiques du muscle, plutôt qu'à travers tout le muscle (Falla & Gallina, 2020). Dans le cas des érecteurs du rachis lombaire, une étude de Abboud et al. (2020) montre l'existence de deux territoires localisés de motoneurones à l'intérieur du longissimus lombaire. Les deux régions de motoneurones étant localisées à L1-L3 (crânial) et L4-L5 (caudale), celles-ci peuvent être activées de façon préférentielle selon le contexte (Abboud et al., 2020).

Les protocoles d'électromyographie de surface des érecteurs du rachis lombaire sont donc sensibles aux changements de distribution de l'activité musculaire, surtout en ce qui concerne la musculature des érecteurs du rachis lombaire, avec un possible biais envers le longissimus lombaire (MacDonald et al., 2006; Stokes et al., 2003)

1.8 L'électromyographie de surface dans les protocoles de fatigue des érecteurs du rachis lombaire

Différentes études ont évalué la distribution de l'activité musculaire par électromyographie de surface dans le contexte de fatigue musculaire. Van Dieën et al. (1993) montrent une relation positive entre l'endurance isométrique et la quantité de distribution de l'activité musculaire à travers les érecteurs du rachis lombaire. Soumis à des extensions isométriques de deux secondes de façon répétée jusqu'à l'épuisement complet, les participants sans problème musculosquelettique de l'étude qui montrent la plus grande endurance

musculaire sont également ceux montrant la plus grande distribution d'activité musculaire (van Dieën et al., 1993). Sanderson (2019) montre également une corrélation positive entre l'augmentation de la distribution de l'activité musculaire des érecteurs du rachis lombaire et l'endurance musculaire lors d'un test d'extension lombaire isométrique jusqu'à l'épuisement complet chez des participants sans problème musculosquelettique (Sanderson et al., 2019).

Abboud et al. (2014) montre que lorsque soumis à une tâche d'extension isométrique lombaire de type Sorensen jusqu'à l'épuisement musculaire, les participants sans problème musculosquelettique montrent plus de distribution de l'activité musculaire à travers les érecteurs du rachis lombaire, ce qui leur permet de préserver la position sur une plus longue période (Abboud et al., 2014). Cette augmentation de la distribution de l'activité musculaire à l'intérieur des érecteurs du rachis lombaire est exprimée lors de l'étude par la migration du centroïde d'activité musculaire de crâniale à caudale et de médial à latéral plus la fatigue s'installe au fil de l'effort (Figure 7). Cette migration de la position du centroïde montrerait la capacité et la préférence de la musculature de érecteurs du rachis lombaire à redistribuer l'activité musculaire vers d'autres régions afin de maintenir les exigences de la tâche (Abboud et al., 2015 ; Falla et al., 2014).

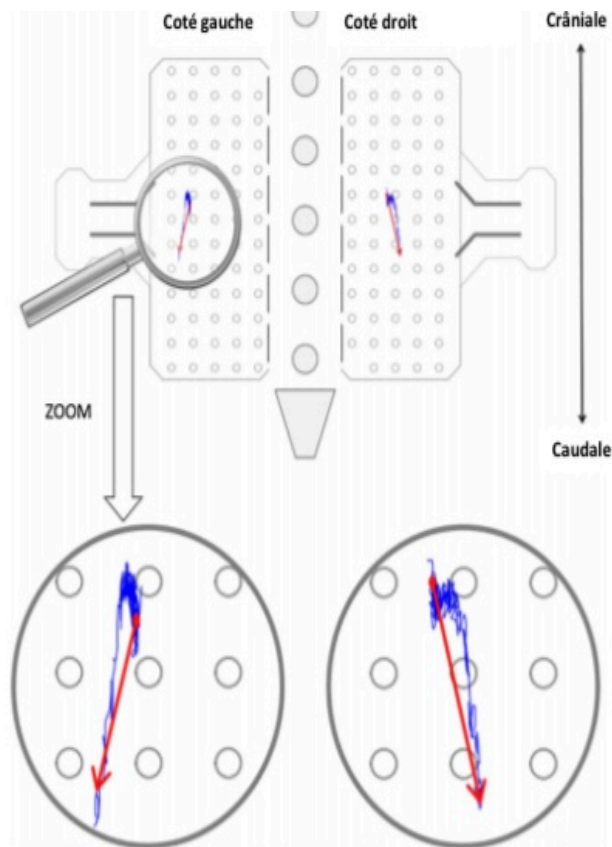


Figure 7 : Figure montrant la distribution de l'activité musculaire des érecteurs du rachis lombaire mesurée par électromyographie à haute densité lors d'une tâche de fatigue en extension isométrique de type Sorensen classique chez des participants sans problème musculosquelettique. Le tracé bleu représente la distribution musculaire de l'activité lors de l'effort isométrique. La flèche rouge représente le début et la fin de cette distribution (Abboud et al., 2014)

Cette distribution de l'activité musculaire à travers les érecteurs du rachis lombaire est observée pour plusieurs différents types de contractions, et pas seulement celle de nature isométrique. En effet, lors d'efforts isocinétiques d'extension lombaire jusqu'à l'épuisement, Arvanitidis et al. (2021) montrent que les participants sans problème musculosquelettique ont une distribution de l'activité musculaire des érecteurs du rachis lombaire similaire à celle observée lors de l'étude de Abboud (2014) ce qui leur permet de maintenir leur effort (Arvanitidis et al., 2021).

Un autre protocole de fatigue des érecteurs du rachis lombaire demandant des efforts de type isométrique sous-maximaux répétés entraîne également une distribution de l'activité musculaire cranio-caudale (Arvanitidis et al., 2022). Falla et al. (2014) montre également que lors d'effort de type fonctionnel, soit déplacer de façon répétitive une boîte d'environ 5 kilogrammes pour un total de 25 cycles, la distribution de l'activité musculaire des érecteurs du rachis lombaire des participants sans problématique musculosquelettique se manifeste de façon cranio-caudale (Falla et al., 2014).

En résumé, les études de Abboud et al. (2014), Arvanitidis (2021 et 2022), van Dieën (1993), Falla et al. (2014), ainsi que Sanderson (2019) montre une migration dans la distribution de l'activité musculaire cranio-caudale et médio-latérale des érecteurs du rachis lombaire, et ce à travers différents protocoles de fatigue.

Les fibres musculaires crâiales et médiales des érecteurs du rachis lombaire sont utilisées principalement pour l'extension des hautes vertèbres lombaires (Arvanitidis et al., 2021). Lorsque la fatigue s'installe, une distribution de l'activation musculaire sous forme de migration crâniale à caudale et médiale à latérale au cours de l'effort permettrait alors de préserver la position d'extension lombaire chez des personnes sans problème musculosquelettique, les fibres musculaires caudales étant plus efficaces à produire une extension complète de la colonne lombaire, ces dernières ayant des vecteurs de force verticaux et horizontaux leur permettant de produire une translation postérieure vertébrale plus efficace, essentielle au maintien de l'extension lombaire (Bogduk, 2005 ; Farina et al., 2003 ; Sung et al., 2009).

La distribution de l'activité musculaire lors d'une tâche en endurance aurait pour but le maintien de la fonction motrice et de la performance lors de l'apparition de la fatigue dans un groupe musculaire donné (Falla et al., 2014 ; Farina et al., 2008). Ce phénomène serait la démonstration de la capacité du système nerveux à distribuer la charge à l'intérieur du tissu musculaire ce qui aurait pour effet de répartir l'effet de la fatigue (Srinivasan & Mathiassen, 2012). Ceci est particulièrement remarqué pour les muscles exposés de façon quotidienne à des tâches de maintien postural ou répétitif, comme les érecteurs du rachis lombaire (Tucker et al., 2009). La distribution des motoneurones des érecteurs du rachis lombaire, particulièrement du longissimus lombaire, crée donc une distribution de l'activité musculaire cranio-caudale et médio-latérale lors du recrutement de ces motoneurones.

1.9 Le contexte biomécanique et la tâche

Le principe de taille de Henneman discuté précédemment assume une façon ordonnée et stéréotypée de recruter les motoneurones à l'intérieur du même muscle (Henneman, 1985). Appliquée à la colonne vertébrale lombaire lors d'une tâche de fatigue, la distribution de l'activité musculaire aurait un patron d'activation musculaire cranio-caudale et médio-latéral. Toutefois, le contexte mécanique dans lequel s'effectue un mouvement peut modifier la variabilité motrice exprimée par les participants.

Cette spécificité selon la tâche ou le contexte biomécanique est expliquée par Loeb qui propose un effet de tâche, soit que les motoneurones peuvent être activés par groupe en fonction de la demande exigée (Loeb, 1985)

D'un point de vue fonctionnel, des tâches en apparence similaires comme la marche à certaines vitesses ou affectées par certaines contraintes montreraient des patrons d'activation musculaire différents. Par exemple, la marche arrière comparée à celle vers l'avant entraîne une augmentation de l'activité des érecteurs du rachis lombaire (Ansari et al., 2018). La vitesse de la marche influence également l'activation musculaire, la marche rapide augmentant l'activation des multifides lombaires profondes versus un rythme plus lent (Crawford et al., 2016).

La modification des différentes postures du tronc, et donc du contexte biomécanique, pourrait modifier la variabilité motrice par la modification des leviers de force de la musculature (Claus et al., 2009; Harriss & Brown, 2015; O'Sullivan et al., 2006). La position en extension lombaire permettrait l'optimisation des leviers d'action permettant de résister aux forces de cisaillement antérieur, alors que la flexion lombaire diminuerait la capacité de ces leviers (Harriss & Brown, 2015). Cette modification des leviers d'action permet d'utiliser différentes stratégies de distribution d'activité musculaire (Harriss & Brown, 2015). Ces observations ont également été faites au préalable lors d'une tâche de soulevé de terre dans différents contextes biomécaniques (Figure 8) (Granata et al., 1999).



Figure 8 : Démonstration des différentes positions de la colonne lombaire lors de différents mouvements de soulevé de terre (Granata et al., 1999)

De légères modifications des courbes lombaires dans le plan sagittal semblent suffisantes pour affecter le contrôle moteur et produire une activité musculaire intermusculaire différente en fonction de la position de la colonne lombaire (Claus et al., 2009). Cette modification de l'activité intermusculaire des érecteurs du rachis lombaire est également présente lors de la modification des courbes en position assise (O'Sullivan et al., 2006). Une modification comme l'angle des hanches (Sorensen classique versus extension lombaire sur chaise romaine à 40 degrés) lors de test d'extension isométrique lombaire jusqu'à la fatigue montre une modification de la fatigue musculaire, mesurée par électromyographie de surface sur les basses lombaires (Champagne et al., 2008).

Ceci correspond avec une étude de Abboud et al. (2023) qui montre que selon les différentes postures adoptées, la distribution de l'activité musculaire sera différente, influencée par l'avantage et les désavantages mécaniques que procure une position particulière sur les érecteurs du rachis lombaire (Abboud et al., 2023).

2. PROBLÉMATIQUE

Comme décrit précédemment, plusieurs facteurs peuvent influencer la variabilité motrice des érecteurs du rachis lombaire. Le sujet de ce mémoire est l'étude de la variabilité motrice mesurée par la distribution de l'activité musculaire des érecteurs du rachis lombaire selon la tâche lors d'un test de fatigue dans un environnement biomécanique contrôlé, soit le contrôle de la position du tronc et des membres inférieurs.

La fatigue musculaire lombaire est un phénomène présent lors des tâches communes, comme la posture debout (Allison & Henry, 2001), la flexion lombaire (Bonato et al., 2003) et même la position assise prolongée sans support lombaire (Jung et al., 2020). Les lombalgies sont une source notable d'invalidité à l'échelle mondiale (Hartvigsen et al., 2018; Mortazavi et al., 2015). De nombreuses études ont montré une diminution de l'endurance des érecteurs du rachis lombaire chez une population ayant des lombalgies chroniques (Demoulin et al., 2007; Moffroid, 1997; Süüden et al., 2008). La théorie de Hodges et Tucker (2011) montre que sous l'influence de la douleur, la distribution de l'activité musculaire des érecteurs du rachis lombaire se modifie (Hodges, 2011; Hodges et al., 2013; Hodges & Tucker, 2011). Des évidences récentes montrent cette modification de la distribution de l'activité musculaire chez les gens avec douleur lombaire

lorsqu'exposées à la fatigue musculaire (Abboud et al., 2014; Arvanitidis et al., 2021, 2022; Falla et al., 2014; Sanderson et al., 2019).

Il a été également montré que la fatigue musculaire affecte la distribution de l'activité musculaire des érecteurs du rachis lombaire chez des populations sans problématique musculosquelettique (Abboud et al., 2014, 2015; Arvanitidis et al., 2021; Farina et al., 2008; Fuller et al., 2011; Sanderson et al., 2019; Srinivasan & Mathiassen, 2012; van Dieën et al., 1993). Cette distribution de l'activité musculaire serait aussi affectée par le contexte biomécanique dans lequel le mouvement se produit et serait dépendant de la tâche (Abboud et al., 2023 ; Ansari et al., 2018 ; Champagne et al., 2008 ; Claus et al., 2009 ; Crawford et al., 2016 ; Granata et al., 1999 ; Harriss & Brown, 2015 ; O'Sullivan et al., 2006). Ces études sont toutefois hétérogènes dans leurs protocoles et les mesures utilisées.

L'effet de la tâche et du contexte biomécanique sur la distribution de l'activité musculaire des érecteurs du rachis lombaire requiert une augmentation des connaissances, autant pour les populations avec lombalgie chronique que celle sans problématique musculosquelettique.

Le but de cette étude est donc d'observer l'effet de la tâche sur la distribution musculaire en état de fatigue lors de deux tâches différentes, mais dont le contexte biomécanique, soit la position du tronc et des membres inférieurs est similaire pour une population sans problématique musculosquelettique.

3. OBJECTIFS ET HYPOTHÈSE

L'objectif primaire du projet consiste à déterminer si l'activation musculaire lombaire chez des participants sans problème musculosquelettique est influencée par la tâche en présence de fatigue musculaire. Le contexte biomécanique des deux tâches a été contrôlé afin d'être le plus similaire possible par le contrôle de la position du tronc et des membres inférieurs.

L'hypothèse émise est que la distribution de l'activité musculaire des participants sans problème musculosquelettique sera dépendante à la tâche effectuée.

4. MÉTHODOLOGIE

4.1 Participants

Les participants sans problème musculosquelettique ont été recrutés et sont issus de la communauté universitaire de l'Université du Québec à Trois-Rivières. Le plus petit échantillon nécessaire pour atteindre une puissance d'au moins 80 % et détecter un effet significatif en utilisant une erreur alpha de 5 % était de 19 participants pour une ANOVA à mesures répétées (calculée avec le logiciel G*Power 3.1.9, Université de Heinrich Heine de Düsseldorf, Düsseldorf, Allemagne). Les participants sans problème musculosquelettique étaient âgés de 18 à 50 ans. Les critères d'exclusion étaient : la présence de conditions musculosquelettiques, neurologiques ou inflammatoires de la colonne vertébrale, un indice de masse corporelle (IMC) supérieur à 30 kg/m², un score supérieur à 40 au questionnaire de Tampa pour la kinésiophobie validée en français (Miller et al., 1991), des pathologies cardiaques ou une incapacité à performer le protocole de l'étude.

4.2 Procédure

Les participants se sont présentés au laboratoire de neuromécanique et de contrôle moteur de l'Université du Québec à Trois-Rivières (UQTR) pour une seule rencontre d'une durée de deux heures dont le but était de comparer les effets d'un test de Sorensen classique isométrique et d'un test de Sorensen inversé isométrique sur la distribution de l'activité musculaire des érecteurs du rachis lombaire en état de fatigue. Le test de Sorensen est reconnu comme un test valide pour mesurer l'endurance des érecteurs du rachis lombaire, en plus d'être l'un de tests les plus utilisés dans les études de fatigue avec protocole isométrique (Demoulin et al., 2007, 2016). Également, la fatigue ressentie subjectivement lors d'un test de fatigue isométrique en utilisant le test de Sorensen est corrélée avec la fatigue musculaire mesurée par électromyographie de surface (Dedering et al., 1999).

L'utilisation du Sorensen inversé comme une alternative au test du Sorensen classique lors de test d'endurance musculaire de la colonne lombaire permet de modifier la tâche en changeant le bras de levier de la résistance nécessaire pour maintenir la position (Champagne et al., 2008; Dedering et al., 1999; Demoulin et al., 2006, 2016). Ces leviers de résistances sont affectés par le fait que le Sorensen classique demande une production de force au niveau des hautes thoraciques, alors que le Sorensen inversé demande une production de force au niveau des deux jambes et une stabilisation de bassin (da Silva et al., 2005). Les figures suivantes montrent la différence entre le Sorensen classique et le Sorensen inversé (Figure 9). Le contexte biomécanique des deux tâches demeure similaire parce que la posture du tronc, l'angle des hanches et des membres inférieurs demeurent similaires entre nos deux tâches.

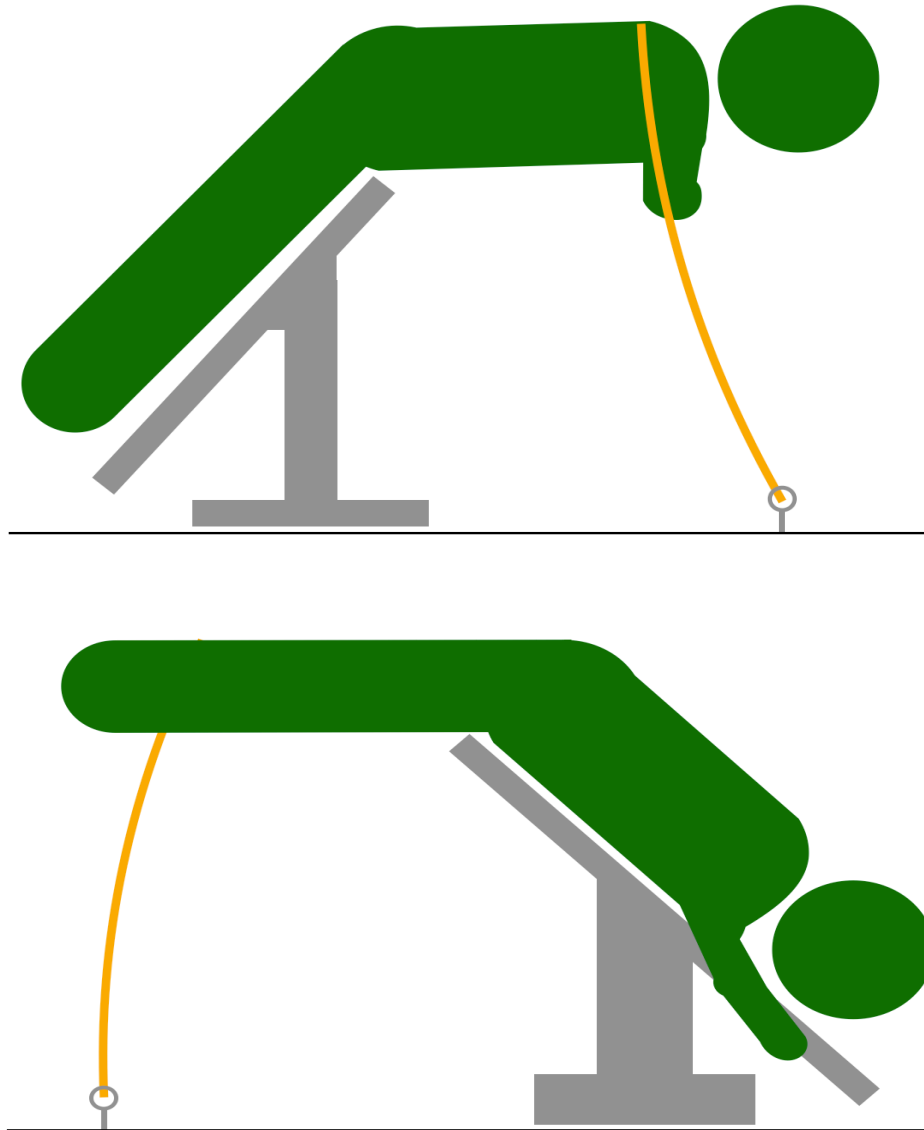


Figure 9 : Représentation schématisée des Sorensen et de la position des sangles. La figure du haut représente le Sorensen classique et celle du bas le Sorensen inversé.

La première étape de la rencontre consistait à remplir les différents questionnaires traduits et validés (International Physical Activity Questionnaire et Tampa Scale of Kinesiophobia) (Craig et al., 2003; Woby et al., 2005), l'explication du protocole, ainsi que la signature du consentement éclairé. La deuxième étape servait à déterminer l'ordre de passage des participants aux différents tests de Sorensen. Les participants avaient été randomisés de

façon aléatoire au préalable, chaque numéro de participant étant associé à un ordre de passage avant le début du recrutement. Dix participants ont débuté avec le Sorensen inversé à la première portion de la séance pour enchaîner avec le Sorensen classique. Les neuf autres participants ont fait le processus en ordre inverse, soit le Sorensen classique suivi du Sorensen inversé.

La deuxième étape consistait en trois efforts maximaux volontaires dans la position du Sorensen inversé ou Sorensen classique selon la randomisation des participants. Lors de l'installation des participants, l'angle des hanches et du tronc a été mesuré avec un inclinomètre (Precision $\pm 0,1$ degré, Johnson, digital angle locator, modèle 40-6067, Mequon, WI) et a été normalisé à 40 degrés pour les deux tâches. La force déployée lors de la deuxième étape servait à normaliser les données de l'électromyographie de surface ainsi qu'à standardiser la force requise, entre 20 à 25 % de la force de contraction maximale volontaire du participant à la troisième étape du protocole. Les forces déployées étaient mesurées à l'aide de la jauge de force (Modèle LSB350, Futek Advanced Sensor Technology Inc, Irvine, Californie.). La troisième étape consistait à maintenir cette contraction isométrique de 20 à 25 % jusqu'à l'épuisement musculaire dans la position déterminée par la randomisation. Un support visuel sur écran a été fourni aux participants afin de maintenir la contraction isométrique désirée. Le test se terminait au moment de l'échec à maintenir le plateau inférieur de 20 % ou jusqu'à l'échec subjectif des participants.

Pour le Sorensen inversé, le participant était allongé en position de décubitus ventral sur la table (utilisation d'une table chirurgicale permettant de descendre le participant à 40 degrés, la tête vers le bas) et une sangle était placée à la hauteur de ses chevilles contre laquelle il devait déployer sa force. Pour le Sorensen classique, le participant avait les jambes allongées sur un appareil d'entraînement utilisé pour la performance de cet exercice, l'angle maintenu à 40 degrés, en position de décubitus ventral. Une sangle était placée à la hauteur de ses épaules contre laquelle il devait déployer sa force. Les participants ont été stabilisés au niveau thoracique pour le Sorensen inversé, et au niveau des mollets pour le Sorensen, à l'aide de courroie pour le Sorensen inversé ou de système intégré à l'appareil dans le cas du Sorensen.

Le protocole de l'étape 2 et 3 était répété après une période de repos de 30 minutes en alternant les positions selon la randomisation. La période de 30 minutes fut jugée suffisante, des études précédentes ayant montré qu'un repos de 10 à 15 minutes entre les efforts était suffisant pour éviter une contamination de la fatigue entre les différentes tâches(Larivière, Gravel, et al., 2003). La figure 10 montre les différentes étapes du protocole.

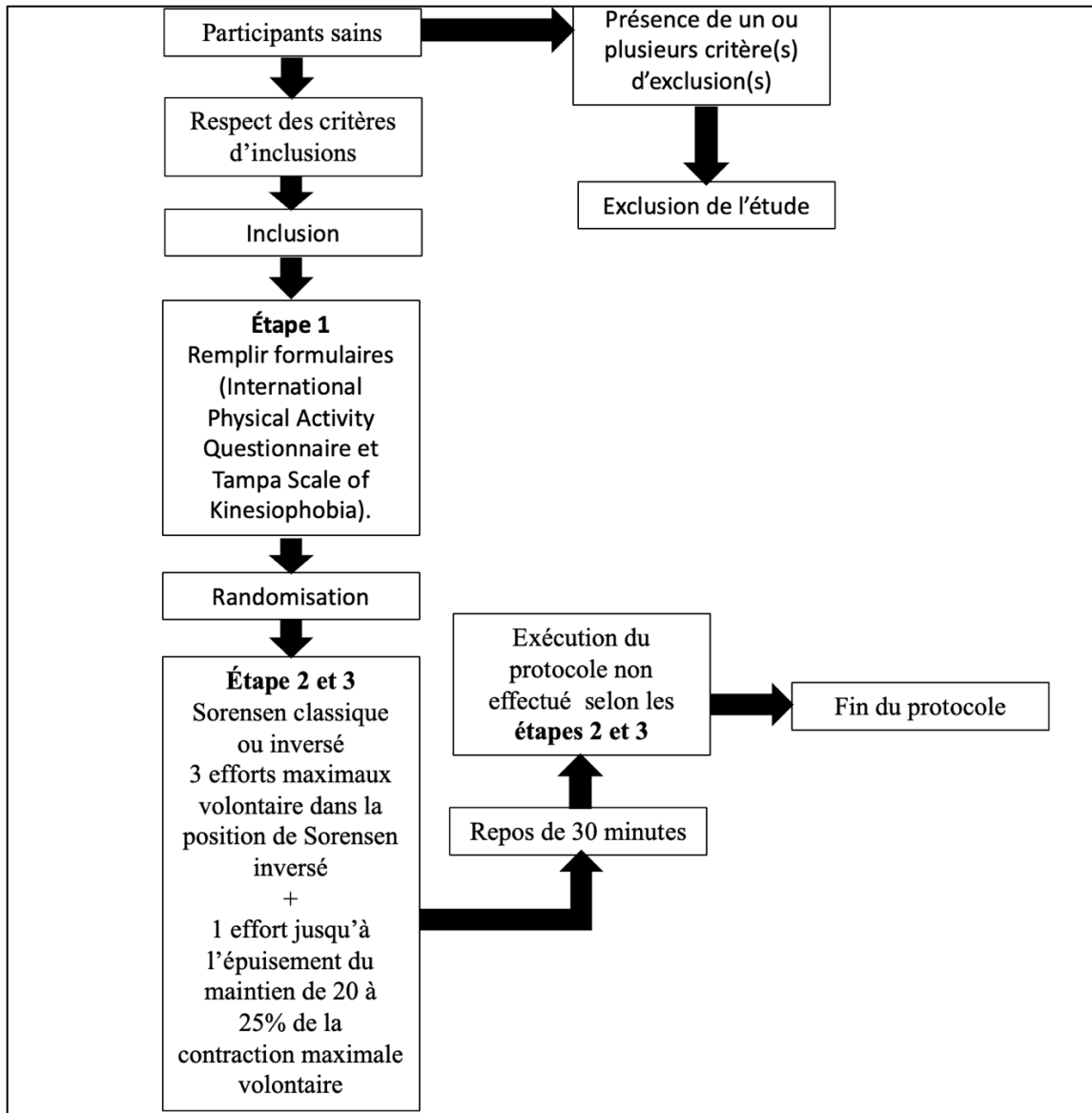


Figure 10 : Représentation du protocole de l'étude

4.3 Acquisition des données

Des mesures d'électromyographies de surface de haute densité ont été réalisées à l'aide du système OT Bioelettronica MEBA (Modèle ELSCH064, Torino, Italie) afin de recueillir l'information concernant la distribution de l'activité musculaire. Les matrices d'électrodes étaient composées de 64 électrodes, alignées sur 8 colonnes et 8 rangées (Distance

interélectrode de 10 mm, matrice adhésive, modèle ELSCH064, OTBIOELECTRONICA, Torino, Italie). Préalablement à l'installation des électrodes, la surface a été rasée à l'aide d'un rasoir à usage unique. La surface a également été sablée et nettoyée avec de l'alcool isopropylique 70 %. Les matrices ont été placées au niveau des érecteurs du rachis lombaire des participants de façon parallèles aux fibres musculaires des érecteurs du rachis lombaire, au niveau de L1 à L4-L5 des participants, le centre de la matrice était situé au niveau de L3. Les marqueurs anatomiques pour l'application des matrices ont été localisés par palpation. (Figure 11).

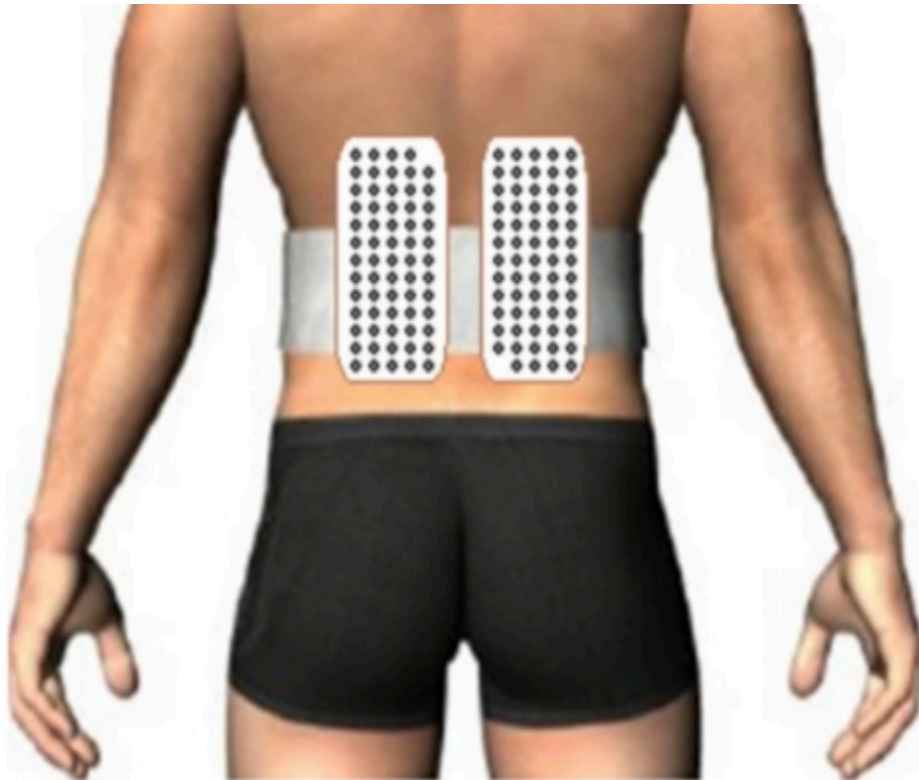


Figure 11 : Représentation schématisée de la position des matrices d'électrodes utilisée lors de l'étude

L'utilisation des matrices permet d'identifier la distribution musculaire spatiale et temporelle lors de l'effort isométrique. Les matrices sont utilisées dans plusieurs autres protocoles similaires à celui utilisé dans ce projet (Gallina et al., 2022). Les matrices ont pour avantage d'augmenter considérablement le nombre d'électrodes et la quantité de surface pouvant être analysée.

Durant la collecte de données, le signal bipolaire de l'EMG était capté à 2048 Hz, amplifié par un facteur de 2000 ou 5000 selon le participant, et converti en signal digital (12-bit A/D convertisseur, 128 canaux EMG-USB, OTBioelettronica, -3 dB, bande passante 10-500 Hz, Torino, Italie).

4.4 Variables analysées

Nos variables dépendantes et mesurées ont été le déplacement du centroïde d'activité musculaire mesuré par l'électromyographie, la racine du carré moyen ainsi que la pente et les valeurs des fréquences médianes afin de calculer l'apparition de fatigue chez les participants. Nos variables dépendantes sont évaluées en fonction de nos variables indépendantes que sont les tâches et le contexte biomécanique. Nos variables contrôlées ont été les paramètres d'inclusions afin de s'assurer d'une population saine ne présentant aucune comorbidité pouvant affecter la distribution de l'activité musculaire.

L'âge, la taille, le poids et l'indice de masse corporelle (IMC) des participants sans problème musculosquelettique ont été mesurés comme variables contrôlées et afin de s'assurer qu'ils concordent aux critères d'inclusion. Les participants ont aussi été évalués

sur le questionnaire Tampa (TSK) afin de mesurer leur indice de kinésophobie et s'assurer que des facteurs psychologiques ne limiteront pas leur performance lors de l'effort physique. Le questionnaire « Internal Physical Activity Questionnaire » (IPAQ) a également été quantifié (Craig et al., 2003; Woby et al., 2005).

Le temps maintenu aux Sorensen et Sorensen inversé a été mesuré. Pour l'évaluation des données, le temps a été divisé en six portions égales permettant de ressortir la fréquence médiane, la racine du carré moyen et la position du centroïde sur l'axe des X et des Y par section de temps.

La valeur des fréquences médiane (MDF) a été évaluée selon ces six sections de temps afin d'analyser l'effet des tâches sur la fatigue musculaire des participants. La fréquence médiane (MDF) en EMG est une mesure fréquemment utilisée dans les protocoles de fatigue musculaire, particulièrement isométrique (De Luca, 1993) et a été validée pour des sujets sans problématique musculosquelettique (Larivière, Arsenault, et al., 2003). Il est attendu que la fréquence médiane diminue plus l'effort physique avance, étant donné que la vitesse de conduction électrique du potentiel d'action de la membrane du muscle diminuera (Konrad, 2005). En électromyographie de surface, la fréquence médiane, calculée à partir de la transformée de Fourier, est donc fréquemment utilisée pour mesurer la présence de fatigue (Farina et al., 2003 ; Goubault et al., 2022).

La racine du carré moyen (RMS) est une variable couramment utilisée pour quantifier l'amplitude du signal de l'EMG dans les protocoles isométriques (Chang et al., 2016). Concrètement, le RMS sert à calculer l'amplitude moyenne du signal EMG sur une période donnée. Lorsque les fibres musculaires se contractent, les potentiels d'action s'additionnent

et le voltage créé produit le signal EMG (Falla & Gallina, 2020). La mesure du RMS permet de quantifier l'amplitude de ce signal. Chaque signal d'électrode filtré a été divisé en fenêtre d'une seconde sans aucun chevauchement pour lequel une valeur du RMS moyen a été calculée. La localisation et la migration du centroïde ont été évaluées en faisant la moyenne pondérée des électrodes montrant une amplitude de RMS supérieur à 70 % par rapport à la totalité des autres électrodes (Gallina et al., 2022 ; Vieira et al., 2010).

La migration du centroïde a été évaluée selon l'axe des X (soit médial à latéral) et dans l'axe des Y (soit crânial à caudale). Le temps total de la tâche étant divisé en six sections en fonction du temps, la position du centroïde a été évaluée dans chacune des phases selon la matrice de droite et la matrice gauche. Cela permet d'évaluer la migration du centroïde de l'activité musculaire des érecteurs du rachis dans le temps selon les tâches de Sorensen et de Sorensen inversés. La racine du carré moyen a été normalisée avec la racine du carré moyen de l'essai de force maximale le plus élevé.

La normalité des données a été réalisée par le test de Kolmogorov-Smirnov et inspection visuelle des données récoltées. Des ANOVAS à mesures répétées à deux facteurs (2 tâches et 6 phases de temps) intraparticipants ont été effectuées afin de mesurer l'effet de la tâche (Sorensen versus Sorensen inversé), l'effet du temps et l'interaction de la tâche et du temps sur la migration du centroïde sur l'axe des X et Y, la racine du carré (voltage) et la fréquence médiane (hertz). Une analyse posthoc de Bonferroni a été effectuée pour les effets principaux du déplacement du centroïde montrant des résultats significatifs. Un t-test a été utilisé afin de comparer les temps du Sorensen classique et du Sorensen inversé. Toutes les analyses statistiques ont été effectuées avec le logiciel SPSS (SPSS IBM, Endicott, New York, États — Unis) avec un seuil de signification de 0,05.

5. RÉSULTATS

5.1 Données des participants

Le tableau 1 montre les données anthropométriques des 19 participants.

Tableau 1 : Données anthropométriques des participants et résultats des questionnaires (moyenne et écart-type)

| Données | Total |
|---|---------------------------|
| Nombre de participants | 19 (8 femmes — 11 hommes) |
| Âge (année) | 27,7 ±6,5 |
| Taille (cm) | 168,9 ±8,8 |
| Poids (kg) | 72,8 ±8,3 |
| IMC (kg/m ²) | 25,9 ±2,7 |
| Indice de kinésiophobie de Tampa (/68)(TSK) | 20,7 ±4,7 |
| International physical activity questionnaire (minutes)(IPAQ) | 1574,4 ± 809,0 |

Le TSK est chiffré à 20,68/68 soit sous le seuil de 40/68. Un seuil supérieur à 40/68 aurait supposé un ou des participants ayant une kinésiophobie, ce qui aurait diminué les probabilités d'un effort maximal lors des différents tests isométriques (Vlaeyen et al., 1995). L'IPAQ est mesuré à 1573,43 minutes pour le total du groupe, ce qui correspond à une population active (Craig et al., 2003).

5.2 Temps, fréquence médiane et racine du carré moyen

Chacun des participants a réussi à réaliser les deux tâches jusqu'à l'échec dans le maintien du standard de 20 %. Les performances en termes de temps maintenu du Sorensen inversé ont été significativement plus élevées que celle du Sorensen classique ($p < 0,015$). Une force maximale volontaire supérieure a également été mesurée dans la position du Sorensen classique versus le Sorensen inversé (Tableau 2). La pente des fréquences médianes est négative en fonction du temps pour le Sorensen et pour le Sorensen inversé, autant pour la matrice de gauche que pour matrice de droite ce qui indique une apparition de la fatigue dans les deux tâches (Tableau 2).

Tableau 2 : Représentation du temps en secondes et de la pente des fréquences médianes selon les matrices

| | Sorensen | Sorensen inversé | Valeur de p |
|---------------------------------------|-----------------|-------------------------|--------------------|
| Temps (seconde) | 128,09 ±43,99 | 218,82 ±82,00 | 0,02 |
| Pente MDF | | | |
| Côté droit | -3,18 ±2,18 | -3,43 ±2,08 | 0,44 |
| Côté gauche | -3,16 ±1,68 | -2,99 ±1,59 | 0,58 |
| Force maximale volontaire (kg) | 62,8 ±21,90 | 39,4 ±15,90 | 0,01 |

L'effet du temps sur les fréquences médianes est significatif pour la matrice de gauche [$F(5,90) = 93,581, p < 0,001$] et la matrice de droite [$F(5,90) = 66,33, p < 0,001$]. L'effet de la tâche sur les fréquences médianes est significatif pour la matrice de gauche [$F(1,18) = 19,943, p < 0,001$] et la matrice de droite [$F(1,18) = 14,928, p < 0,001$]. L'interaction entre

les tâches et le temps ne montre pas d'effet significatif pour la matrice de gauche [$F(5,90) = 0,272, p = 0,927$] et pour la matrice de droite [$F(5,90) = 0,362, p = 0,873$] (figure 12).

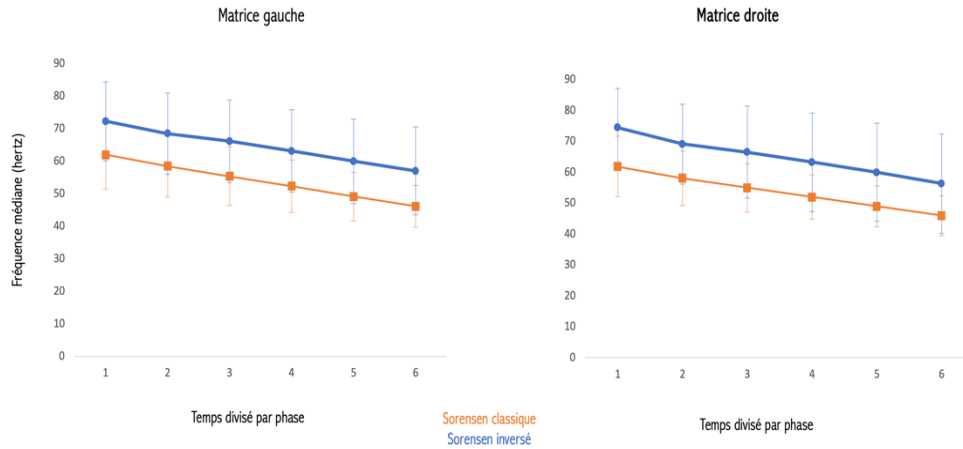


Figure 12 : Figure représentant les fréquences médianes (hertz) de la matrice de gauche et de droite en fonction du temps dans chaque phase et par tâche. Les carrés et cercles représentent les moyennes et les barres verticales représentent l'erreur standard.

La moyenne normalisée du RMS pour le côté droit était de $37,2 \% \pm 1,8$ pour le Sorensen classique comparé à $35,9 \% \pm 2,6$ pour le Sorensen inversé. La moyenne normalisée du RMS pour le côté gauche était de $39,5 \% \pm 2,5$ pour le Sorensen classique et de $35,8 \pm 2,5$ pour le Sorensen inversé. Le RMS augmente à travers les phases de temps de façon significative pour la matrice de gauche [$F(5,90) = 8,854, p < 0,001$] et la matrice de droite [$F(5,90) = 9,908, p < 0,001$]. L'effet de la tâche est significatif, cela montre que le RMS dans la tâche du Sorensen classique est supérieur au RMS du Sorensen inversé, autant pour la matrice de droite [$F(1,18) = 6,712$ et $p = 0,018$] que la matrice de gauche ($F(1,18) = 8,386$ et $p = 0,010$) (Figure 13). L'interaction entre les tâches et le temps ne montre pas

d'effet significatif sur le RMS, autant pour la matrice de droite [$F(5,90) = 0,590$ $p = 0,707$] que pour la matrice gauche [$F(5,90) = 0,844$ $p = 0,522$] (figure 13).

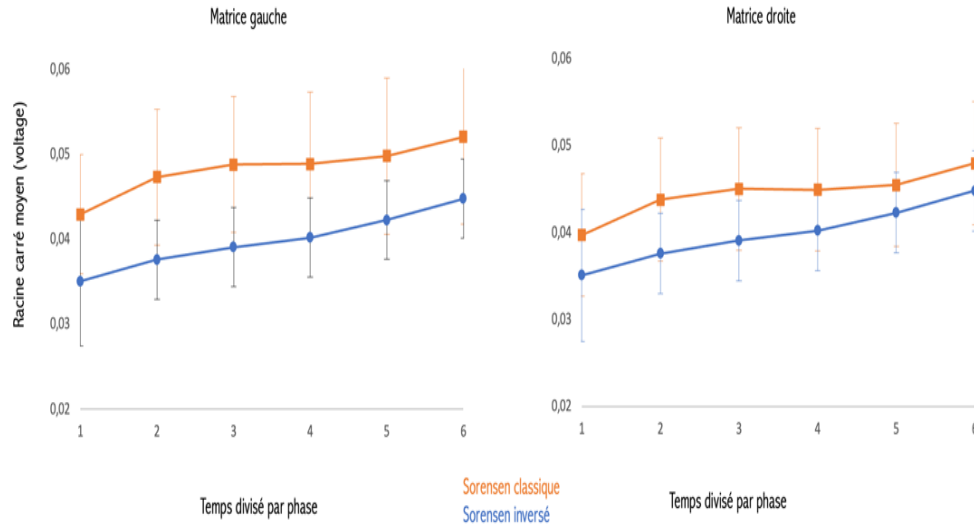


Figure 13 : Figure représentant l'amplitude RMS de la matrice de gauche et de droite en fonction du temps dans chaque phase et selon la tâche (valeur normalisée en fonction de la force maximale volontaire du participant). Les carrés et cercles représentent les valeurs moyennes et les barres verticales représentent les erreurs standards.

5.3 Distribution de l'activité musculaire (migration du centroïde)

L'ANOVA de la position du centroïde en fonction du temps sur l'axe des X montre un effet significatif du temps pour la matrice gauche [$F(5,90) = 16,004$ et $p < 0,01$] et droite [$F(5,90) = 17,460$ et $p < 0,001$], le centroïde se déplaçant de façon médiale à latérale. Les résultats post-hoc montrent une position significativement plus latérale entre les 4 premières phases de la matrice de gauche qui sont significativement différentes et les 3 premières phases de la matrice de droite qui sont également significativement différentes les unes des autres. Pour le détail de la différence statistique entre les différentes phases, veuillez vous référer au tableau 4. L'effet du temps est non significatif sur l'axe des Y pour

la matrice de gauche [$F(5,90) = 0,622, p = 0,683$] et la matrice de droite [$F(5,90) = 1,009, p = 0,417$]. L'effet de la tâche n'est pas significatif sur l'axe des X pour la matrice de gauche [$F(1,18) = 0,095, p = 0,762$] et la matrice de droite [$F(1,18) = 0,095, p = 0,575$]. L'effet de la tâche sur l'axe des Y est non significatif pour la matrice de gauche [$F(1,18) = 1,588, p = 0,224$] et la matrice de droite [$F(1,18) = 0,093, p = 0,763$]. L'interaction entre les tâches et le temps pour la matrice de droite et la matrice gauche ne montre pas d'effet significatif sur l'axe des X pour la matrice de gauche [$F(5,90) = 0,440, p = 0,820$] et la matrice de droite [$F(5,90) = 0,444, p = 0,817$]. L'interaction des tâches et du temps sur l'axe des Y ne montre pas d'effet significatif pour la matrice de gauche [$F(5,90) = 2,062, p = 0,077$] et la matrice de droite [$F(5,90) = 1,149, p = 0,341$] (Figures 14 et 15). Les résultats sont montrés au tableau 3 et les analyses des résultats significatifs posthoc au tableau 4.

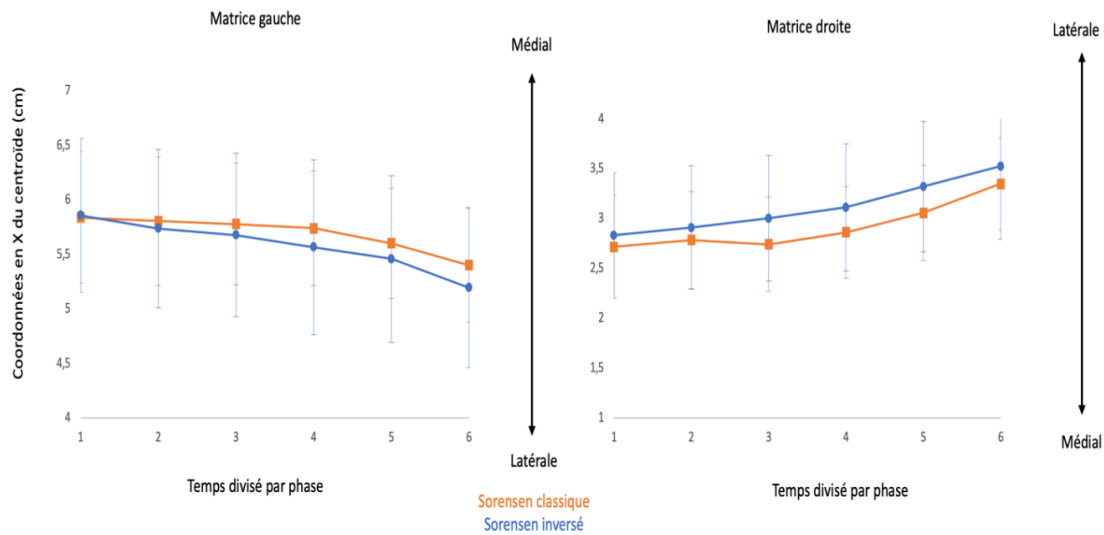


Figure 14 : Figure représentant la position du centroïde sur l'axe des X de la matrice gauche et droite en fonction du temps et de la tâche. Les coordonnées représentent la position du centroïde sur chacune des grilles de l'électromyographie de surface. Les cercles et les carrés représentent la moyenne alors que les barres verticales représentent l'erreur standard.

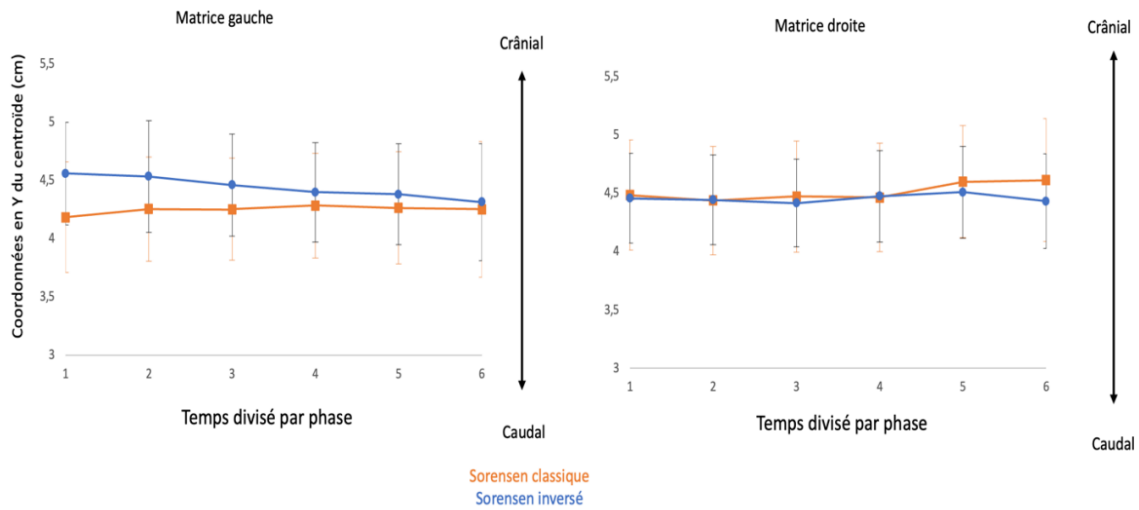


Figure 15 : Figure représentant la position du centroïde sur l’axe des Y de la matrice gauche et droite en fonction du temps et de la position. Les coordonnées représentent la position du centroïde sur chacune des grilles de l’électromyographie de surface. Les cercles et les carrés représentent la moyenne alors que les barres verticales représentent l’erreur standard.

Tableau 3 : Tableau montrant les valeurs de p de la position des centroïdes sur l’axe des X et des Y en fonction de la tâche, du temps, et l’interaction entre la tâche et le temps

| | Valeur de p de la tâche | Valeur de p du temps | Valeur de p de l’interaction entre les tâches et le temps |
|---------------------------------|-------------------------|----------------------|---|
| Axe des X matrice gauche | 0,762 | 0,010 | 0,820 |
| Axe des Y matrice gauche | 0,224 | 0,683 | 0,077 |
| Axe des X matrice droite | 0,575 | 0,001 | 0,817 |
| Axe des Y matrice droite | 0,763 | 0,417 | 0,341 |

Tableau 4 : Analyses post hoc (Bonferroni) des effets significatifs (matrice droite et gauche sur l'axe des X) du déplacement du centroïde en fonction des phases de temps

| | Valeur de p en fonction de la phase 2 | Valeur de p en fonction de la phase 3 | Valeur de p en fonction de la phase 4 | Valeur de p en fonction de la phase 5 | Valeur de p en fonction de la phase 6 |
|-------------------------|--|--|--|--|--|
| Matrice X gauche | | | | | |
| Phase 1 | 0,021 | 0,033 | 0,048 | 0,068 | 0,114 |
| Phase 2 | | 0,032 | 0,042 | 0,059 | 0,112 |
| Phase 3 | | | 0,035 | 0,048 | 0,112 |
| Phase 4 | | | | 0,054 | 0,106 |
| Phase 5 | | | | | 0,073 |
| Matrice X droite | | | | | |
| Phase 1 | 0,029 | 0,044 | 0,061 | 0,096 | 0,136 |
| Phase 2 | | 0,024 | 0,050 | 0,088 | 0,133 |
| Phase 3 | | | 0,043 | 0,079 | 0,127 |
| Phase 4 | | | | 0,057 | 0,114 |
| Phase 5 | | | | | 0,071 |

6. DISCUSSION

6.1 Analyse des résultats

L'objectif du projet consistait à déterminer la distribution de l'activité de la musculaire des érecteurs du rachis lombaire chez des participants sans problème musculosquelettique selon la tâche dans un contexte biomécanique contrôlée.

Les participants ont montré un temps significativement plus long au Sorensen inversé qu'au Sorensen classique. La force maximale produite au Sorensen classique fut également supérieure à celle produite au Sorensen inversé. Les participants devant maintenir un pourcentage de cette force, il peut être attendu qu'une plus grande exigence en termes de

force à maintenir demandera une augmentation du nombre de motoneurones recrutés, produisant une accumulation plus rapide de métabolites et une fatigue musculaire précoce en comparaison expliquant la différence de temps entre les deux tests d'endurance.

La valeur des fréquences médianes est négative et montre un effet significatif dans le temps pour les deux tâches. Cela indique que la fatigue musculaire a affecté les participants dans le Sorensen classique que le Sorensen inversé. L'effet de la tâche sur les valeurs et la pente des fréquences médianes n'est pas significatif. Cela indique que pour les deux tâches, les participants ont expérimenté de la fatigue musculaire au niveau des érecteurs du rachis lombaire. Cela signifie également que l'ordre de passage n'a pas influencé les résultats. Notre protocole impliquait une période de repos de 30 minutes entre les deux tâches, ce qui aurait pu influencer la fatigue selon l'ordre de passage et affecter la valeur des résultats. Une étude précédente a montré qu'une période de 10 à 15 minutes était suffisante pour éviter cette accumulation de fatigue (Larivière, Gravel, et al., 2003). Notre période de repos de 30 minutes entre les tâches fut suffisante afin que la tâche précédente n'affecte pas les résultats de la suivante. Ce concept est important considérant que les participants étaient randomisés dans leur séquence d'évaluation, certains débutant avec le Sorensen classique et d'autres avec le Sorensen inversé.

Nos résultats sont différents de ceux d'autres études sur le même sujet (Champagne et al., 2008). Dans l'étude de Champagne (2008), une dépendance à la tâche avait été montrée en ce qui concerne la pente des fréquences médianes, ce que notre étude ne montre pas. Dans l'étude de Champagne, la fatigue (MDF) était mesurée au niveau des érecteurs du rachis lombaire de la vertèbre L5 et fut mesurée lors de la tâche de Sorensen horizontale et celle

du « roman chair » à 45 degrés qui sont différentes des tâches utilisées dans notre protocole. L'interprétation des résultats de Champagne (2008) est que l'angle des hanches modifie l'action des muscles extenseurs, contribuant à influencer la tension (contraction ou relaxation) au niveau du fascia thoracolombaire, ce qui modifierait la distribution musculaire des érecteurs du rachis lombaire (Vleeming et al., 1995). Le fascia thoracolombaire est la connexion fonctionnelle entre la colonne lombaire, le bassin et les deux jambes (Willard et al., 2012). Une augmentation de l'étirement des muscles du bassin, particulièrement les fessiers, et des muscles de la jambe comme les ischiojambiers, augmenterait la tension mécanique du fascia thoracolombaire et augmenterait sa contribution lors de l'extension lombaire. En conséquence, la demande spécifique aux muscles des érecteurs du rachis lombaire pour maintenir la position est moindre (Champagne et al., 2008). Selon Arendt-Nielsen et al., la contribution des tissus passifs et l'énergie nécessaire pour maintenir une contraction musculaire sont moindres lorsque la musculature est étirée (Arendt-Nielsen et al., 1992). Le protocole de Champagne (2008) modifie l'angle des hanches, et donc augmente ou diminue l'étirement des tissus, entre les variantes du Sorensen. Nos variantes du Sorensen sont quant à elle effectuées avec le même angle des hanches et donc la même tension au niveau des tissus musculaires et passifs. Ceci peut expliquer les résultats différents en comparatif de Champagne (2008) et montre que le contexte biomécanique de la tâche, particulièrement l'angle des hanches qui modifie la tension du fascia thoracolombaire, influence la fatigue musculaire des érecteurs du rachis lombaire.

En ce qui concerne la distribution de l'activité musculaire selon la tâche, évaluée par la migration du centroïde, les résultats de l'étude de notre étude ne permettent pas de confirmer notre hypothèse. En effet, les résultats montrent plutôt un effet non significatif entre les tâches du Sorensen classique ou du Sorensen inversé sur le déplacement du centroïde dans le temps. Autrement dit, la migration du centroïde lors d'un test de Sorensen suit la même progression que celle produite lors d'un test de Sorensen inversé, particulièrement sur l'axe des X. Un déplacement médio-latéral significatif du centroïde d'activité musculaire à l'intérieur des érecteurs du rachis lombaire a été observé à travers le temps dans les deux tâches. Cette migration du centroïde de médial à latéral des érecteurs du rachis lombaire suppose l'utilisation de différentes stratégies des érecteurs du rachis afin de maintenir la position, particulièrement avant l'échec du participant. L'absence de différence significative entre les deux tâches montre que cette stratégie est similaire selon la tâche. La migration médio-latéral peut être causée par un recrutement préférentiel intermusculaire et intramusculaire selon l'état de fatigue. La position médiale du centroïde au début de la tâche suggère une contribution des multifides superficiels qui ont comme fonction de produire de l'extension lombaire (McGill et al., 1993). Au fur et à mesure que la fatigue s'installe, la migration latérale montrerait une contribution augmentée des composantes plus latérales des érecteurs du rachis lombaire, comme le longissimus (McGill et al., 1993). Il est également possible que la distribution musculaire soit intramusculaire, se distribuant d'une région en état de fatigue vers une autre non fatiguée du même muscle (Abboud et al., 2020; Cè et al., 2020; Fuller et al., 2011).

Ce déplacement médio-latéral de la distribution de l'activité musculaire observée est similaire aux résultats des études de Abboud et al. (2014), Arvanitidis et al. (2021 et 2022), Sanderson et al. (2019) et de Srinivasan et Mathiassen (2012) qui montrent également une migration de l'activité musculaire similaire à l'intérieur des érecteurs du rachis lombaire afin de maintenir la performance demandée selon le contexte.

Les positions du centroïde sur l'axe des Y ne sont pas significatif en ce qui concerne la différence de distribution de l'activité musculaire entre le Sorensen classique et le Sorensen inversé pour le temps et la tâche. Le Sorensen inversé montrerait un centroïde en position plus crâniale comparativement au Sorensen classique, particulièrement dans les phases initiales de l'effort. Ces résultats demeurent toutefois non significatifs. Il peut être estimé que le Sorensen inversé met le participant dans une position où les jambes sont dans le vide, contrairement au Sorensen classique où le tronc est placé dans le vide. Il est possible que les leviers de force des érecteurs du rachis lombaire possèdent un avantage mécanique à recruter les fibres crânielles dans cette position par l'utilisation d'un levier de force plus grand (Mannion et al., 1997). La portion thoracique et lombaire des érecteurs du rachis lombaire ont une distribution des fibres musculaires similaire, l'activation musculaire de l'une ou l'autre des régions dépendra de son avantage mécanique en fonction de la tâche exigée (Mannion et al., 1997). Toutefois, comme mentionné, notre étude ne permet pas de confirmer cette hypothèse et il doit être considéré que le déplacement du centroïde sur l'axe des Y est non significatif entre les tâches et dans le temps.

Nos résultats montrent que la pente des fréquences médianes, ainsi que la migration du centroïde selon l'axe des X et des Y ne sont pas influencées par la tâche. La position dans l'étude présente a été choisie afin de garder la même orientation des fibres musculaires des érecteurs du rachis lombaire malgré deux tâches différentes. Une étude récente de Abboud et al. (2023) montre en effet qu'une modification de l'orientation des fibres musculaires des érecteurs du rachis lombaire modifie la distribution de l'activité musculaire (Abboud et al., 2023). Selon les résultats de notre étude et celle de Abboud et al. (2023), la distribution de l'activité musculaire lors d'un effort de fatigue ne serait pas dépendante de la tâche, mais semble plutôt dépendante du contexte biomécanique et de l'orientation des fibres musculaires des érecteurs du rachis lombaire lors de l'effort.

6.2 Perspectives de recherches

Des études futures devront reproduire ce type de protocole de fatigue musculaire des érecteurs du rachis lombaire en évaluant l'effet du contexte biomécanique comme l'angle des hanches et de la posture du tronc sur la distribution de l'activité musculaire en tâche de fatigue. Par exemple, que se produit-il si un Sorensen inversé et un Sorensen classique sont faits avec un angle de 55 degrés d'ouverture des hanches versus l'angle de 40 degrés utilisé dans notre étude ? Les études citées précédemment (Champagne et al., 2008 ; Craig et al., 2003 ; da Silva et al., 2005) montrent un effet dépendant de la tâche, mais il peut être argumenté que l'on parle plutôt d'un effet dépendant du contexte biomécanique, particulièrement la position des hanches. En effet, des études montrent que les performances au test du Sorensen sont déterminées par la fatigue des extenseurs des hanches (Matheve et al., 2023). Les différentes variations de l'angle des hanches utilisées

dans les protocoles de Sorensen peuvent donc affecter la distribution de l'activité musculaire des érecteurs du rachis lombaire. Ce genre de protocole, comparant quatre mouvements, le Sorensen classique et inversé, mais avec deux contextes biomécaniques différents pourraient répondre à cette question en analysant la différence de la distribution de l'activité musculaire des érecteurs du rachis lombaire selon les quatre contextes biomécaniques.

Une autre avenue intéressante serait de modifier la position des différents points d'attache retenant le participant sur la table lors du Sorensen inversé ou du Sorensen. Le contexte biomécanique, la posture et l'angle des hanches semblent influencer la distribution de l'activité musculaire. Il serait intéressant de voir l'effet de la longueur des leviers sur cette distribution de l'activité musculaire, indépendamment ou dépendamment de la tâche ou du contexte biomécanique. Que se produit-il lors d'un Sorensen inversé à 40 degrés avec un levier court versus un levier long ? Que se produit-il lors d'un Sorensen inversé à 55 degrés avec ceux deux mêmes leviers ?

La distribution de l'activité musculaire entre la région thoracique et lombaire des érecteurs du rachis lombaire dépend du contexte biomécanique et de l'avantage de l'un versus l'autre (Mannion et al., 1997). Est-ce que les mesures anthropométriques des participants influencent la distribution de l'activité musculaire de façon significative ? Comme pour les leviers de force artificielle (les sangles par exemple), il serait intéressant de voir l'effet de ces leviers de force naturelle sur la distribution de l'activité musculaire.

D'un point de vue clinique, si l'on considère que le Sorensen inversé et classique ont la même migration de l'activité musculaire, lorsque l'angle des hanches et la posture sont similaires, il est intéressant de se demander si la douleur les influence de la même manière ? Certaines études, dont celle de Abboud et al. (2014) ont montré que la distribution de l'activité musculaire était diminuée chez les participants avec lombalgie chronique lors d'un test de Sorensen classique. Est-ce ce qu'un participant avec lombalgie chronique montre également une diminution similaire de la migration du centroïde de l'activité musculaire dans un Sorensen inversé gardant le même contexte biomécanique que le Sorensen utilisé dans l'étude de Abboud et al. (2014) ? Si non, cela ouvre plusieurs autres questions intéressantes à explorer.

Si oui, dans l'optique clinique où l'un est plus facile à faire pour le patient, est-il possible d'augmenter la distribution de l'activité musculaire en utilisant le plus confortable pour le patient et espérer un transfert positif à celui produisant la douleur ? Cela ouvrirait des avenues de réadaptation pour ces patients lombalgiques chroniques.

6.3 Limites de l'étude

Tout d'abord, notre protocole ne se limitant qu'aux érecteurs du rachis lombaire, il est possible que d'évaluer la contribution des autres muscles extenseurs postérieure comme les ischiojambiers et les fessiers montreraient des patrons de distribution de l'activité musculaire complètement différents d'une tâche versus l'autre, et ce dans le même contexte biomécanique. Il pourrait être intéressant dans de futures études de regarder la contribution de ces régions musculaire.

L'électromyographie de surface permet de mesurer une surface bien délimitée, et ne permet pas de différenciation intramusculaire et intermusculaire de la distribution de l'activité musculaire, comparativement à l'électromyographie par aiguilles. On observe une modification de la distribution de l'activité musculaire, sans nécessairement identifier de façon précise cette distribution intra ou intermusculaire.

Les participants de notre étude ont un profil ciblé de participants sans problème musculosquelettique, les résultats ne peuvent donc pas être extrapolés à d'autres populations. L'âge de nos participants limite aussi l'extrapolation à des populations pédiatriques ou gériatriques. De plus, les résultats ne peuvent qu'être interprétés en fonction d'une tâche de type isométrique.

Également, notre étude comporte le nombre minimum limite de participants sans problématique de santé afin d'obtenir un résultat significatif. Il serait intéressant de reproduire ce protocole avec une augmentation du nombre de participants, afin d'en solidifier les résultats.

7. CONCLUSION

En conclusion, les résultats de notre étude montrent que lors d'une extension lombaire isométrique jusqu'à l'épuisement musculaire, la distribution de l'activité musculaire des érecteurs du rachis lombaire suit un patron similaire entre les deux tâches que sont le Sorensen classique et le Sorensen inversé lorsque le contexte biomécanique, soit l'angle des hanches et la posture, est contrôlé. La distribution de l'activité musculaire des érecteurs

du rachis lombaire lors d'une tâche d'extension lombaire de type isométrique Sorensen classique et Sorensen inversé jusqu'à l'épuisement musculaire montre un déplacement du centroïde d'activation musculaire médiale à latérale dans le temps. Cette distribution de l'activité musculaire est non dépendante de la tâche lorsque le contexte biomécanique est similaire.

BIBLIOGRAPHIE

- Abboud, J., Ducas, J., Marineau-Bélanger, É., & Gallina, A. (2023). Lumbar muscle adaptations to external perturbations are modulated by trunk posture. *European Journal of Applied Physiology*, *123*(10), 2191–2202. <https://doi.org/10.1007/s00421-023-05223-2>
- Abboud, J., Kuo, C., Descarreaux, M., & Blouin, J.-S. (2020). Regional activation in the human longissimus thoracis pars lumborum muscle. *The Journal of Physiology*, *598*(2), 347–359. <https://doi.org/10.1113/JP278260>
- Abboud, J., Nougrou, F., Loranger, M., & Descarreaux, M. (2015). Test-Retest Reliability of Trunk Motor Variability Measured By Large-Array Surface Electromyography. *Journal of Manipulative & Physiological Therapeutics*, *38*(6), 359–364. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2015.06.007>
- Abboud, J., Nougrou, F., Pagé, I., Cantin, V., Massicotte, D., & Descarreaux, M. (2014). Trunk motor variability in patients with non-specific chronic low back pain. *European Journal of Applied Physiology*, *114*(12), 2645–2654. <https://doi.org/10.1007/s00421-014-2985-8>
- Agten, A., Stevens, S., Verbrugghe, J., Eijnde, B. O., Timmermans, A., & Vandenabeele, F. (2020). The lumbar multifidus is characterised by larger type I muscle fibres compared to the erector spinae. *Anatomy & Cell Biology*, *53*(2), 143–150. <https://doi.org/10.5115/acb.20.009>
- Allison, G. T., & Henry, S. M. (2001). Trunk muscle fatigue during a back extension task in standing. *Manual Therapy*, *6*(4), 221–228. <https://doi.org/10.1054/math.2001.0412>
- Ansari, B., Bhati, P., Singla, D., Nazish, N., & Hussain, M. E. (2018). Lumbar Muscle Activation Pattern During Forward and Backward Walking in Participants With and Without Chronic Low Back Pain: An Electromyographic Study. *Journal of Chiropractic Medicine*, *17*(4), 217–225. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2018.03.008>
- Arendt-Nielsen, L., Gantchev, N., & Sinkjaer, T. (1992). The influence of muscle length on muscle fibre conduction velocity and development of muscle fatigue. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, *85*(3), 166–172. [https://doi.org/10.1016/0168-5597\(92\)90128-x](https://doi.org/10.1016/0168-5597(92)90128-x)
- Arvanitidis, M., Bikinis, N., Petrakis, S., Gkioka, A., Tsimpolis, D., Falla, D., & Martinez-Valdes, E. (2021). Spatial distribution of lumbar erector spinae muscle activity in individuals with and without chronic low back pain during a dynamic isokinetic fatiguing task. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *81*, 105214. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.105214>
- Arvanitidis, M., Jiménez-Grande, D., Haouidji-Javaux, N., Falla, D., & Martinez-Valdes, E. (2022). People with chronic low back pain display spatial alterations in high-density surface EMG-torque oscillations. *Scientific Reports*, *12*(1), 15178. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-19516-7>
- Barker, P. J., Urquhart, D. M., Story, I. H., Fahrer, M., & Briggs, C. A. (2007). The middle layer of lumbar fascia and attachments to lumbar transverse processes: Implications for segmental control and fracture. *European Spine Journal: Official Publication of the*

European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society, 16(12), 2232–2237.
<https://doi.org/10.1007/s00586-007-0502-z>

- Bernshtein, N. A. (1967). *The co-ordination and regulation of movements* ([1st English ed.]). Pergamon Press. <http://books.google.com/books?id=F9dqAAAAMAAJ>
- Bigland-Ritchie, B., Rice, C. L., Garland, S. J., & Walsh, M. L. (1995). Task-dependent factors in fatigue of human voluntary contractions. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, 384, 361–380. https://doi.org/10.1007/978-1-4899-1016-5_29
- Bogduk, N. (2005). *Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum*. Elsevier Health Sciences.
- Bonato, P., Ebenbichler, G. R., Roy, S. H., Lehr, S., Posch, M., Kollmitzer, J., & Della Croce, U. (2003). Muscle fatigue and fatigue-related biomechanical changes during a cyclic lifting task. *Spine*, 28(16), 1810–1820. <https://doi.org/10.1097/01.BRS.0000087500.70575.45>
- Boyas, S., & Guével, A. (2011). Neuromuscular fatigue in healthy muscle: Underlying factors and adaptation mechanisms. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 54(2), 88–108. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2011.01.001>
- Carpentier, A., Duchateau, J., & Hainaut, K. (2001). Motor unit behaviour and contractile changes during fatigue in the human first dorsal interosseus. *The Journal of Physiology*, 534(Pt 3), 903–912. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2001.00903.x>
- Cè, E., Longo, S., Limonta, E., Coratella, G., Rampichini, S., & Esposito, F. (2020). Peripheral fatigue: New mechanistic insights from recent technologies. *European Journal of Applied Physiology*, 120(1), 17–39. <https://doi.org/10.1007/s00421-019-04264-w>
- Champagne, A., Descarreaux, M., & Lafond, D. (2008). Back and hip extensor muscles fatigue in healthy subjects: Task-dependency effect of two variants of the Sorensen test. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 17(12), 1721–1726. <https://doi.org/10.1007/s00586-008-0782-y>
- Chang, J., Chablat, D., Bennis, F., & Ma, L. (2016). *Estimating the EMG response exclusively to fatigue during sustained static maximum voluntary contraction* (arXiv:1606.00257). arXiv. <http://arxiv.org/abs/1606.00257>
- Chow, J. Y., Davids, K., Button, C., & Rein, R. (n.d.). *Dynamics of Multi-Articular Coordination in Neurobiological Systems*.
- Christophy, M., Faruk Senan, N. A., Lotz, J. C., & O'Reilly, O. M. (2012). A musculoskeletal model for the lumbar spine. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 11(1–2), 19–34. <https://doi.org/10.1007/s10237-011-0290-6>
- Claus, A. P., Hides, J. A., Moseley, G. L., & Hodges, P. W. (2009). Different ways to balance the spine: Subtle changes in sagittal spinal curves affect regional muscle activity. *Spine*, 34(6), E208–214. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181908ead>
- Craig, C. L., Marshall, A. L., Sjöström, M., Bauman, A. E., Booth, M. L., Ainsworth, B. E., Pratt, M., Ekelund, U., Yngve, A., Sallis, J. F., & Oja, P. (2003). International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Medicine and Science in Sports*

- and Exercise*, 35(8), 1381–1395. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000078924.61453.FB>
- Crawford, R. J., Gizzi, L., Mhuiris, Á. N., & Falla, D. (2016). Are regions of the lumbar multifidus differentially activated during walking at varied speed and inclination? *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 30, 177–183. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.07.006>
- da Silva, R. A., Arsenault, A. B., Gravel, D., Larivière, C., & de Oliveira, E. (2005). Back muscle strength and fatigue in healthy and chronic low back pain subjects: A comparative study of 3 assessment protocols. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(4), 722–729. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2004.08.007>
- De Luca, C. J. (1993). Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle & Nerve*, 16(2), 210–216. <https://doi.org/10.1002/mus.880160216>
- Dederig, A., Németh, G., & Harms-Ringdahl, K. (1999). Correlation between electromyographic spectral changes and subjective assessment of lumbar muscle fatigue in subjects without pain from the lower back. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 14(2), 103–111. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(98\)00053-9](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(98)00053-9)
- Demoulin, C., Boyer, M., Duchateau, J., Grosdent, S., Jidovtseff, B., Crielaard, J.-M., & Vanderthommen, M. (2016). Is the Sørensen test valid to assess muscle fatigue of the trunk extensor muscles? *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 29(1), 31–40. <https://doi.org/10.3233/BMR-150592>
- Demoulin, C., Crielaard, J.-M., & Vanderthommen, M. (2007). Spinal muscle evaluation in healthy individuals and low-back-pain patients: A literature review. *Joint Bone Spine*, 74(1), 9–13. <https://doi.org/10.1016/j.jbspin.2006.02.013>
- Demoulin, C., Vanderthommen, M., Duysens, C., & Crielaard, J.-M. (2006). Spinal muscle evaluation using the Sorensen test: A critical appraisal of the literature. *Joint Bone Spine*, 73(1), 43–50. <https://doi.org/10.1016/j.jbspin.2004.08.002>
- Falla, D., & Gallina, A. (2020). New insights into pain-related changes in muscle activation revealed by high-density surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 52, 102422. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102422>
- Falla, D., Gizzi, L., Tschapek, M., Erlenwein, J., & Petzke, F. (2014). Reduced task-induced variations in the distribution of activity across back muscle regions in individuals with low back pain. *Pain*, 155(5), 944–953. <https://doi.org/10.1016/j.pain.2014.01.027>
- Farina, D., Gazzoni, M., & Merletti, R. (2003). Assessment of low back muscle fatigue by surface EMG signal analysis: Methodological aspects. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 13(4), 319–332. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(03\)00040-3](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(03)00040-3)
- Farina, D., Leclerc, F., Arendt-Nielsen, L., Buttelli, O., & Madeleine, P. (2008). The change in spatial distribution of upper trapezius muscle activity is correlated to contraction duration. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 18(1), 16–25. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.08.005>

- Fuller, J. R., Fung, J., & Côté, J. N. (2011). Time-dependent adaptations to posture and movement characteristics during the development of repetitive reaching induced fatigue. *Experimental Brain Research*, *211*(1), 133–143. <https://doi.org/10.1007/s00221-011-2661-8>
- Gallina, A., Disselhorst-Klug, C., Farina, D., Merletti, R., Besomi, M., Holobar, A., Enoka, R. M., Hug, F., Falla, D., Søgaard, K., McGill, K., Clancy, E. A., Carson, R. G., van Dieën, J. H., Gandevia, S., Lowery, M., Besier, T., Kiernan, M. C., Rothwell, J. C., ... Hodges, P. W. (2022). Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: High-density surface electromyography matrix. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *64*, 102656. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2022.102656>
- Goubault, E., Martinez, R., Bouffard, J., Dowling-Medley, J., Begon, M., & Dal Maso, F. (2022). Shoulder electromyography-based indicators to assess manifestation of muscle fatigue during laboratory-simulated manual handling task. *Ergonomics*, *65*(1), 118–133. <https://doi.org/10.1080/00140139.2021.1958013>
- Granata, K. P., Marras, W. S., & Davis, K. G. (1999). Variation in spinal load and trunk dynamics during repeated lifting exertions. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *14*(6), 367–375. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(99\)00004-2](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(99)00004-2)
- Harriss, A. B., & Brown, S. H. M. (2015). Effects of changes in muscle activation level and spine and hip posture on erector spinae fiber orientation. *Muscle & Nerve*, *51*(3), 426–433. <https://doi.org/10.1002/mus.24309>
- Hartvigsen, J., Hancock, M. J., Kongsted, A., Louw, Q., Ferreira, M. L., Genevay, S., Hoy, D., Karppinen, J., Pransky, G., Sieper, J., Smeets, R. J., Underwood, M., & Lancet Low Back Pain Series Working Group. (2018). What low back pain is and why we need to pay attention. *Lancet (London, England)*, *391*(10137), 2356–2367. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(18\)30480-X](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(18)30480-X)
- Henneman, E. (1985). The size-principle: A deterministic output emerges from a set of probabilistic connections. *Journal of Experimental Biology*, *115*(1), 105–112. <https://doi.org/10.1242/jeb.115.1.105>
- Hodges, P. W. (2011). Pain and motor control: From the laboratory to rehabilitation. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *21*(2), 220–228. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.01.002>
- Hodges, P. W., Coppieters, M. W., MacDonald, D., & Cholewicki, J. (2013). New insight into motor adaptation to pain revealed by a combination of modelling and empirical approaches. *European Journal of Pain (London, England)*, *17*(8), 1138–1146. <https://doi.org/10.1002/j.1532-2149.2013.00286.x>
- Hodges, P. W., & Tucker, K. (2011). Moving differently in pain: A new theory to explain the adaptation to pain. *Pain*, *152*(3 Suppl), S90–S98. <https://doi.org/10.1016/j.pain.2010.10.020>
- Hoffman, J., & Gabel, P. (2013). Expanding Panjabi's stability model to express movement: A theoretical model. *Medical Hypotheses*, *80*(6), 692–697.

<https://doi.org/10.1016/j.mehy.2013.02.006>

- Hulme, P. A., Boyd, S. K., & Ferguson, S. J. (2007). Regional variation in vertebral bone morphology and its contribution to vertebral fracture strength. *Bone*, *41*(6), 946–957. <https://doi.org/10.1016/j.bone.2007.08.019>
- Jerosch, J., & Prymka, M. (1996). Proprioception and joint stability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *4*(3), 171–179. <https://doi.org/10.1007/BF01577413>
- Jung, K.-S., Jung, J.-H., In, T.-S., & Cho, H.-Y. (2020). Effects of Prolonged Sitting with Slumped Posture on Trunk Muscular Fatigue in Adolescents with and without Chronic Lower Back Pain. *Medicina (Kaunas, Lithuania)*, *57*(1), 3. <https://doi.org/10.3390/medicina57010003>
- Kim, D., Davis, D. D., & Menger, R. P. (2023). Spine Sagittal Balance. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK534858/>
- Larivière, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D., & Loisel, P. (2003). Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *13*(4), 305–318. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(03\)00039-7](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(03)00039-7)
- Larivière, C., Gravel, D., Arsenault, A. B., Gagnon, D., & Loisel, P. (2003). Muscle recovery from a short fatigue test and consequence on the reliability of EMG indices of fatigue. *European Journal of Applied Physiology*, *89*(2), 171–176. <https://doi.org/10.1007/s00421-002-0769-z>
- Lemon, R. N. (2008). Descending pathways in motor control. *Annual Review of Neuroscience*, *31*, 195–218. <https://doi.org/10.1146/annurev.neuro.31.060407.125547>
- Loeb, G. E. (1985). Motoneurone task groups: Coping with kinematic heterogeneity. *The Journal of Experimental Biology*, *115*, 137–146. <https://doi.org/10.1242/jeb.115.1.137>
- MacDonald, D. A., Moseley, G. L., & Hodges, P. W. (2006). The lumbar multifidus: Does the evidence support clinical beliefs? *Manual Therapy*, *11*(4), 254–263. <https://doi.org/10.1016/j.math.2006.02.004>
- Macintosh, J. E., & Bogduk, N. (1986). The biomechanics of the lumbar multifidus. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *1*(4), 205–213. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(86\)90147-6](https://doi.org/10.1016/0268-0033(86)90147-6)
- Mannion, A. F., Dumas, G. A., Cooper, R. G., Espinosa, F. J., Faris, M. W., & Stevenson, J. M. (1997). Muscle fibre size and type distribution in thoracic and lumbar regions of erector spinae in healthy subjects without low back pain: Normal values and sex differences. *Journal of Anatomy*, *190* (Pt 4)(Pt 4), 505–513. <https://doi.org/10.1046/j.1469-7580.1997.19040505.x>
- Marieb, E., & Hoehn, K. (2014). *Anatomie et physiologie humaines: Livre + eText + plateforme numérique MonLab - Licence étudiant 60 mois*. Pearson Education France.
- Matheve, T., Hodges, P., & Danneels, L. (2023). The Role of Back Muscle Dysfunctions in Chronic Low Back Pain: State-of-the-Art and Clinical Implications. *Journal of Clinical Medicine*, *12*(17), 5510. <https://doi.org/10.3390/jcm12175510>

- McCook, D. T., Vicenzino, B., & Hodges, P. W. (2009). Activity of deep abdominal muscles increases during submaximal flexion and extension efforts but antagonist co-contraction remains unchanged. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(5), 754–762. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.11.002>
- McGill, S. M., Santaguida, L., & Stevens, J. (1993). Measurement of the trunk musculature from T5 to L5 using MRI scans of 15 young males corrected for muscle fibre orientation. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 8(4), 171–178. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(93\)90011-6](https://doi.org/10.1016/0268-0033(93)90011-6)
- Mendell, L. M. (2005). The size principle: A rule describing the recruitment of motoneurons. *Journal of Neurophysiology*, 93(6), 3024–3026. <https://doi.org/10.1152/classicessays.00025.2005>
- Miller, R. P., Kori, S. H., & Todd, D. D. (1991). The Tampa Scale: A Measure of Kinisophobia. *The Clinical Journal of Pain*, 7(1), 51.
- Moffroid, M. T. (1997). Endurance of trunk muscles in persons with chronic low back pain: Assessment, performance, training. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 34(4), 440–447.
- Mortazavi, J., Zebardast, J., & Mirzashahi, B. (2015). Low Back Pain in Athletes. *Asian Journal of Sports Medicine*, 6(2), e24718. [https://doi.org/10.5812/asjms.6\(2\)2015.24718](https://doi.org/10.5812/asjms.6(2)2015.24718)
- Netter, F. H., & CO, J. S. &. (2012). *Atlas d'anatomie humaine*. Elsevier Health Sciences.
- Nishikawa, K., Biewener, A. A., Aerts, P., Ahn, A. N., Chiel, H. J., Daley, M. A., Daniel, T. L., Full, R. J., Hale, M. E., Hedrick, T. L., Lappin, A. K., Nichols, T. R., Quinn, R. D., Satterlie, R. A., & Szymik, B. (2007). Neuromechanics: An integrative approach for understanding motor control. *Integrative and Comparative Biology*, 47(1), 16–54. <https://doi.org/10.1093/icb/icm024>
- O'Sullivan, P. B., Dankaerts, W., Burnett, A. F., Farrell, G. T., Jefford, E., Naylor, C. S., & O'Sullivan, K. J. (2006). Effect of different upright sitting postures on spinal-pelvic curvature and trunk muscle activation in a pain-free population. *Spine*, 31(19), E707-712. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000234735.98075.50>
- Oxland, T. R. (2016). Fundamental biomechanics of the spine—What we have learned in the past 25 years and future directions. *Journal of Biomechanics*, 49(6), 817–832. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.10.035>
- Panjabi, M. M. (1992a). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, 5(4), 383–389; discussion 397. <https://doi.org/10.1097/00002517-199212000-00001>
- Panjabi, M. M. (1992b). The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal Disorders*, 5(4), 390–396; discussion 397. <https://doi.org/10.1097/00002517-199212000-00002>
- Plotkin, D. L., Roberts, M. D., Haun, C. T., & Schoenfeld, B. J. (2021). Muscle Fiber Type Transitions with Exercise Training: Shifting Perspectives. *Sports (Basel, Switzerland)*, 9(9), 127. <https://doi.org/10.3390/sports9090127>

- Sanderson, A., Martinez-Valdes, E., Heneghan, N. R., Murillo, C., Rushton, A., & Falla, D. (2019). Variation in the spatial distribution of erector spinae activity during a lumbar endurance task in people with low back pain. *Journal of Anatomy*, *234*(4), 532–542. <https://doi.org/10.1111/joa.12935>
- Srinivasan, D., & Mathiassen, S. E. (2012). Motor variability in occupational health and performance. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *27*(10), 979–993. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.08.007>
- Stokes, I. A. F., Henry, S. M., & Single, R. M. (2003). Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *18*(1), 9–13. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(02\)00140-7](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(02)00140-7)
- Sung, P. S., Lammers, A. R., & Danial, P. (2009). Different parts of erector spinae muscle fatigability in subjects with and without low back pain. *The Spine Journal: Official Journal of the North American Spine Society*, *9*(2), 115–120. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2007.11.011>
- Süüden, E., Ereline, J., Gapeyeva, H., & Pääsuke, M. (2008). Low back muscle fatigue during Sørensen endurance test in patients with chronic low back pain: Relationship between electromyographic spectral compression and anthropometric characteristics. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, *48*(3–4), 185–192.
- Tucker, K., Falla, D., Graven-Nielsen, T., & Farina, D. (2009). Electromyographic mapping of the erector spinae muscle with varying load and during sustained contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *19*(3), 373–379. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.10.003>
- van Dieën, J. H., Oude Vrielink, H. H., & Toussaint, H. M. (1993). An investigation into the relevance of the pattern of temporal activation with respect to erector spinae muscle endurance. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *66*(1), 70–75. <https://doi.org/10.1007/BF00863403>
- Vieira, T. M. M., Merletti, R., & Mesin, L. (2010). Automatic segmentation of surface EMG images: Improving the estimation of neuromuscular activity. *Journal of Biomechanics*, *43*(11), 2149–2158. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.049>
- Vlaeyen, J. W. S., Kole-Snijders, A. M. J., Boeren, R. G. B., & van Eek, H. (1995). Fear of movement/(re)injury in chronic low back pain and its relation to behavioral performance. *Pain*, *62*(3), 363–372. [https://doi.org/10.1016/0304-3959\(94\)00279-N](https://doi.org/10.1016/0304-3959(94)00279-N)
- Vleeming, A., Pool-Goudzwaard, A. L., Stoeckart, R., van Wingerden, J. P., & Snijders, C. J. (1995). The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine*, *20*(7), 753–758.
- Watanabe, K., Kouzaki, M., & Moritani, T. (2012). Task-dependent spatial distribution of neural activation pattern in human rectus femoris muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *22*(2), 251–258. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.11.004>
- Willard, F. H., Vleeming, A., Schuenke, M. D., Danneels, L., & Schleip, R. (2012). The thoracolumbar fascia: Anatomy, function and clinical considerations. *Journal of*

Anatomy, 221(6), 507–536. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2012.01511.x>

Woby, S. R., Roach, N. K., Urmston, M., & Watson, P. J. (2005). Psychometric properties of the TSK-11: A shortened version of the Tampa Scale for Kinesiophobia. *Pain*, 117(1–2), 137–144. <https://doi.org/10.1016/j.pain.2005.05.029>



CERTIFICAT D'ÉTHIQUE DE LA RECHERCHE AVEC DES ÊTRES HUMAINS

En vertu du mandat qui lui a été confié par l'Université, le Comité d'éthique de la recherche avec des êtres humains a analysé et approuvé pour certification éthique le protocole de recherche suivant :

Titre : **Utilisation des adaptations motrices du tronc comme déterminant clinique chez des patients atteints de douleur lombaire**

Chercheur(s) : Jacques Abboud
Département des sciences de l'activité physique

Organisme(s) : Fonds pour la recherche clinique de l'UQTR
CRSNG

N° DU CERTIFICAT : **CER-20-264-07.01**

PÉRIODE DE VALIDITÉ : **Du 31 janvier 2021 au 31 janvier 2022**

En acceptant le certificat éthique, le chercheur s'engage à :

- Aviser le CER par écrit des changements apportés à son protocole de recherche avant leur entrée en vigueur;
- Procéder au renouvellement annuel du certificat tant et aussi longtemps que la recherche ne sera pas terminée;
- Aviser par écrit le CER de l'abandon ou de l'interruption prématurée de la recherche;
- Faire parvenir par écrit au CER un rapport final dans le mois suivant la fin de la recherche.

Me Richard LeBlanc
Président du comité

Fanny Longpré
Secrétaire du comité

Décanat de la recherche et de la création

Date d'émission : 15 décembre 2020