

Université de Montréal

Évaluation de la fatigue musculaire au moyen de capteurs embarqués

Par

Béatrice Moyen-Sylvestre

Département de Pharmacologie et physiologie, Institut de génie biomédical, Faculté de
médecine

Mémoire présenté en vue de l'obtention du grade de Maîtrise

ès sciences appliquées en génie biomédical (M.sc.A.).

Octobre 2021

© Béatrice Moyen-Sylvestre, 2021

Université de Montréal

Unité académique : Département de Pharmacologie et physiologie, Institut de génie biomédical,
Faculté de Médecine

Ce mémoire intitulé

Évaluation de la fatigue musculaire au moyen de capteurs embarqués

Présenté par

Béatrice Moyen-Sylvestre

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes

Philippe Dixon

Président-rapporteur

Fabien Dal Maso

Directeur de recherche

Jason Bouffard

Codirecteur

Christian Duval

Membre du jury

Résumé

La répétition d'efforts de faible intensité provoque de la fatigue musculaire et représente un facteur de risque de développement des troubles musculosquelettiques (TMS) à l'épaule. La détection de la fatigue musculaire permettrait de meilleures interventions de prévention de TMS liés au travail répétitif. L'objectif de ce mémoire est de développer de nouveaux indicateurs permettant d'évaluer le mouvement des travailleurs à l'aide de capteurs inertiels portatifs afin d'offrir un outil d'évaluation du niveau de fatigue employable sur le terrain. Pour ce faire, vingt-quatre travailleurs ont réalisé une tâche de travail avant et après une tâche de pointage répétitif (RPT) générant de la fatigue musculaire. La fatigue était évaluée à l'aide de l'échelle CR10 de Borg toutes les 30s et d'une contraction maximale réalisée toutes les 2 minutes. Des données de capteurs inertiels, positionnés sur le tronc et les membres supérieurs des travailleurs, ont été analysées en temps-fréquence et leur coordination inter-segment calculée afin d'extraire des indicateurs de fatigue. Les résultats montrent une augmentation du spectre de puissance et de la variabilité de la coordination sur les segments proximaux du haut du corps (tête, sternum, bassin, épaule, bras, avant-bras et main) pendant la RPT. Aussi, une augmentation du spectre de puissance moyen a été observée sur les segments du bras (main, avant-bras et bras supérieur) pendant la tâche de travail réalisée immédiatement après la RPT. En conclusion, il semblerait possible, en observant de tels changements cinématiques, de détecter la fatigue musculaire des travailleurs en industrie à l'aide de capteurs inertiels.

Mots-clés : fatigue musculaire, analyse fréquentielle, valeur de synchronisation de phase, accélération, gyroscope, santé au travail, centrale inertielle.

Abstract

The repetition of low-intensity efforts causes muscle fatigue and represents a risk factor for the development of musculoskeletal disorders (MSD) in the shoulder. The detection of muscle fatigue would allow for better interventions to prevent MSDs related to repetitive work. The objective of this dissertation is to develop new indicators to evaluate the movement of workers using portable inertial sensors to provide a tool for evaluating the level of fatigue that can be used in the field. To do this, twenty-four workers performed a work task before and after a repetitive pointing task (RPT) generating muscle fatigue. Fatigue was assessed using the Borg CR10 scale every 30s and a maximal contraction performed every 2 minutes. Data from inertial sensors, positioned on the trunk and upper limbs of the workers, were analyzed in time-frequency and their inter-segment coordination calculated to extract indicators of fatigue. The results show an increase in the power spectrum and coordination variability on the proximal upper body segments (head, sternum, pelvis, shoulder, arm, forearm and hand) during RPT. Also, an increase in the average power spectrum was observed over the arm segments (hand, forearm, and upper arm) during the work task performed immediately after RPT. In conclusion, it would seem possible, by observing such changes in kinematics, to detect muscle fatigue in industrial workers using inertial sensors.

Keywords: muscle fatigue, frequential analysis, phase locking value (PLV), acceleration, gyroscope, occupational health, inertial unit.

Table des matières

Résumé.....	5
Abstract	7
Table des matières	9
Liste des figures.....	15
Liste des sigles et abréviations.....	17
Remerciements	21
Chapitre 1 – Introduction.....	23
Chapitre 2 – Revue de littérature.....	25
Troubles musculosquelettiques chez les travailleurs : Épidémiologie	25
Facteurs de risque des troubles musculosquelettiques	28
La répétition de mouvements comme facteur de risque	29
La fatigue musculaire comme facteur de risque.....	30
Mécanismes de la fatigue musculaire.....	31
Définitions de la fatigue	31
Effets de la fatigue sur la perception de l’effort	32
Effets de la fatigue musculaire sur la force maximale	32
Effets de la fatigue sur la réorganisation neuro-musculaire et la cinématique.....	33
Effets de la fatigue musculaire sur la coordination	35
Effets de la fatigue musculaire sur le tremblement.....	37
Évaluation de la fatigue musculaire	39
Échelles d’auto-évaluation liées à la fatigue.....	39
Force maximale volontaire.....	40

Mesures cinématiques	41
Mesure de la cinématique en laboratoire.....	41
Mesure embarquée de la cinématique.....	42
Détection de changements cinématiques par centrales inertielles	45
Détection de la fatigue musculaire par centrales inertielles	46
Analyse fréquentielle des signaux de centrales inertielles	47
Analyses fréquentielles du mouvement humain et ses applications à la fatigue.....	47
Transformation par ondelettes	48
Analyse fréquentielle de la coordination	49
Objectifs spécifiques	50
Chapitre 3 – Article : ASSESSMENT OF MUSCLE FATIGUE USING ON-BOARD INERTIAL SENSORS	
.....	53
Abstract	54
Keywords	54
Abbreviations	54
Funding.....	54
Introduction.....	55
Methods	57
Participants.....	57
Instrumentation	57
Experimental protocol.....	58
Data processing.....	61
Statistical analysis.....	62
Results	63

Maximum voluntary isometric force.....	63
Repetitive pointing task	64
Working task.....	68
Discussion.....	70
Repetitive pointing task	70
Working task.....	72
Limitations.....	73
Conclusion	74
Acknowledgment	74
Chapitre 5 – Discussion générale	75
Reproduction d’une tâche de travail	75
Spécificité des adaptations liées à la fatigue	76
Positionnement de l’étude.....	78
Forces	79
Limites	80
Perspectives d’évaluation de fatigue musculaire en milieu de travail	84
Méthode actuelle de prévention et d’évaluation	84
Potentiel des nouveaux indicateurs développés	85
Directions futures.....	87
Chapitre 6 – Conclusion.....	89
Références bibliographiques.....	93

Liste des figures

- Figure 1. – Anatomie osseuse de l'épaule. Figure créée avec le logiciel Biodigital Human Studio (www.biodigital.com). Reproduit avec permission. Mention de droit d'auteur. Mention d'autorisation de reproduire ou d'adapter.....26
- Figure 2. – Anatomie musculaire de l'épaule. Vues A. antérieure et B. postérieure des muscles superficiels. Vues C. antérieure et D. postérieure des muscles de la coiffe des rotateurs. Figure créée avec le logiciel Biodigital Human Studio (www.biodigital.com). Reproduit avec permission. Mention de droit d'auteur. Mention d'autorisation de reproduire ou d'adapter.....27
- Figure 3. – (A) Participant equipped with IMU sensors. (B) Picture of the MVC setup. (C) Schematic top view of the RPT. (D) Working task. (E) Timeline of the experiment. EMG and optical markers' data are not analyzed in this paper.60
- Figure 4. – Maximum voluntary isometric force during MVCs. Dots represent each participants' data. Black horizontal lines represent the participants mean value, pale and dark grey represent the standard deviation and 95% standard error of the mean, respectively. Asterisks represent significant effects at $p < 0.001$63
- Figure 5. – *Initiation* time-frequency power spectrum (first column), *Termination* time-frequency power spectrum (second column), difference between *Termination* and *Initiation* (third column) for head, sternum, pelvis, shoulder, upper arm, forearm, and hand IMU and p values (fourth column) for acceleration (left part) and angular velocity (right part) signals. Significant ($p < 0.05$) differences in power spectrum between initiation and termination conditions, observed in time-frequency domain, are represented by the zone in color. Except on the fourth column where it represents the p value, the color represents the normalized amplitude of the difference *Termination-Initiation* maps, yellow being an increase of power spectrum and blue a decrease. 66
- Figure 6. – SPM of the acceleration (A, B) and angular velocity (C, D) PLVs between two segments during RPT. In black is the *Initiation* mean PLV value of pointing cycles, represented from 0 (proximal) to 100% (distal) of a mean pointing cycle and grey its standard deviation. In red is the same for *Termination* mean PLV value. The significant differences between the 2 PLV

(*Initiation versus Termination*) are represented by vertical lines with various width corresponding to the width of the significantly different portion of the pointing cycle. The graphs of the upper right (B, D) correspond to low frequency (0.5 to 3 Hz) and lower left (A, C), to high frequencies (3 to 15

67

Figure 7. – Power spectrum pre-RPT versus post-RPT. Dots represent each participants' data. Black horizontal lines represent the participants mean value, pale and dark grey represent the standard deviation and 95% standard error of the mean, respectively.....70

Liste des sigles et abréviations

CRP : *Continuous relative phase* (phase continue relative)

FFT : *Fast Fourier Transform* (transformée de Fourier rapide)

MVC : *Maximal Voluntary Contraction* (Contraction maximale volontaire)

PLV : *Phase locking value* (valeur de verrouillage de phase)

RMS : *Root mean square* (moyenne quadratique)

RPT : *Repetitive Pointing Task* (tâche répétitive de pointage)

TMS : Trouble musculosquelettique

IMU : *Inertial Measurement Unit* (centrale inertielle) (dans ce mémoire l'expression IMU sera utilisée même si d'autres capteurs sont intégrés au système pour améliorer les algorithmes de fusion)

À ma famille et mon conjoint

Remerciements

J'aimerais tout d'abord remercier mon directeur de recherche Fabien Dal Maso. À la fois pédagogue et compréhensif, il sait très bien nous ramener dans la bonne direction à temps, tout en nous laissant prendre les initiatives qui nous font grandir en tant que chercheurs. Grâce à cet équilibre dans son style de supervision, il me fût possible d'utiliser ma débrouillardise et mon organisation afin de devenir une chercheuse plus indépendante. Son dévouement envers ses étudiants est impressionnant et, dans les moments où des coquilles se présentent, il est là pour nous, avec un grand sourire en plus. Aussi, sa confiance en mes capacités m'a même permis, durant mes temps libres après ma journée au labo, de me lancer en entrepreneuriat dans mon domaine d'étude par le biais de ma première startup. Quelle expérience enrichissante a été ce passage à la maîtrise grâce à lui.

Il va sans dire que de judicieux conseillers m'ont aussi guidée tout au long du projet. En effet, je remercie Jason Bouffard, Étienne Goubault De Brugière et Clara Ziane qui m'ont donné de précieux conseils sur la collecte de donnée, l'analyse et/ou la rédaction de ce mémoire. Ils m'ont permis d'être efficace dans mes démarches et juste dans mes analyses.

Aussi, merci aux stagiaires qui ont contribué à la collecte de données, ainsi qu'à ceux qui continuent les analyses afin de faire suite à ce projet.

Je voudrais également remercier mes accueillants collègues du S2M, en particulier le professeur Mickaël Begon, qui a façonné cette équipe dynamique (même en temps de pandémie), sportive et composée de gens impressionnants, chacun spécialiste de son domaine.

Merci à tous, sans vous, mon expérience au S2M et mon projet de recherche et n'auraient pas été aussi enrichissants.

Chapitre 1 – Introduction

La Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail estime les coûts annuels liés aux lésions professionnelles (de 2005 à 2007) à 4,62 milliards de dollars canadiens. La presque totalité de ces coûts proviendrait des frais médicaux, de la productivité perdue ainsi que des coûts humains. Cette facture est essentiellement assumée par les employeurs (Lebeau et al., 2013). Afin d'épargner des coûts au système de santé et d'améliorer la qualité de vie des travailleurs, il est indispensable de trouver des moyens de minimiser les lésions professionnelles.

Les troubles musculosquelettiques (TMS) représentent la forme de lésion au travail la plus courante (Punnett & Wegman, 2004). En particulier, la prévalence des TMS aux membres supérieurs occupe la deuxième place, suivant de près les TMS au dos, et est la plus coûteuse en matière de jours de travail perdus (Duguay et al., 2012; Silverstein et al., 2008). À eux seuls, les TMS aux membres supérieurs et au tronc représentent 53 % des 240 682 heures réclamées pour perte de temps de travail en 2016 au Canada (Statistique-Canada-CoC, 2016). Compte tenu de l'aggravation de la pénurie de main-d'œuvre au Canada, avec près de 553 500 postes vacants au premier trimestre de 2021, il est plus que jamais primordial de garder nos travailleurs en santé (Statistique-Canada-CoC, 2021). Les TMS sont donc une question centrale pour la santé publique.

Une grande partie des TMS liés au travail est causée par des tâches manuelles (Burgess-Limerick, 2007; Euzéat, 2010). En particulier, la répétition de mouvements et la fatigue musculaire engendrée par ces répétitions (Armstrong et al., 1993; Côté, 2014; Karen V Lomond & Julie N Côté, 2011; Sjøgaard et al., 2000; Sommerich et al., 1993) sont des précurseurs des TMS. Par le fait même, la détection de la fatigue musculaire résultant de la répétition de mouvements serait un moyen d'évaluer le risque de TMS pour ainsi permettre une prévention de TMS adaptée aux différentes conditions physiques des travailleurs. Elle serait essentielle pour améliorer la prévention des TMS et la santé des travailleurs effectuant des tâches répétitives à faible charge (Zhang et al., 2019). Cependant, les études sur la fatigue sont principalement réalisées en laboratoire et les méthodes de détection développées sont difficilement implémentables en milieu de travail.

Comme des changements cinématiques se produisent avec la fatigue musculaire, les capteurs inertiels portables ont un fort potentiel pour évaluer la fatigue musculaire sur le terrain (Zhang et al., 2019). Jusqu'à aujourd'hui, les indicateurs cinématiques de la fatigue au membre supérieur qui pourraient être calculés à partir des signaux de capteurs inertiels portatifs avec un minimum de configuration n'ont pas ou peu été identifiés. Il faudrait donc développer de nouveaux indicateurs permettant d'évaluer les changements dans les mouvements des travailleurs liés à leur fatigue à l'aide de capteurs inertiels portatifs. L'identification de tels indicateurs serait un pas vers le développement d'un outil de détection de fatigue. Un tel outil contribuerait à prévenir les TMS au membre supérieur liés aux tâches répétitives en milieu réel de travail.

Chapitre 2 – Revue de littérature

Troubles musculosquelettiques chez les travailleurs : Épidémiologie

Une blessure est considérée comme étant liée au travail si un événement ou une exposition dans l'environnement de travail a entraîné ou aggravé celle-ci (U.S. Department of Labor, 2008). Après de nombreuses années de recherche en santé et sécurité au travail, les blessures liées au travail demeurent un problème majeur de santé publique (Estes et al., 2010). En effet, tel que présenté en Introduction, ces blessures entraînent d'importants coûts de santé et pertes de temps en industrie. Les recherches en santé et sécurité au travail s'intéressent généralement aux mécanismes menant à ces incidents afin de prévenir ou minimiser leur impact (Bernard & Putz-Anderson, 1997). En particulier, un pan de la recherche en santé et sécurité au travail vise la prévention des troubles musculosquelettiques (TMS) et la compréhension des conséquences qu'ils entraînent (Kennedy et al., 2010; Long et al., 2012).

Les TMS regroupent les lésions dont l'apparition provient de la réalisation non-ergonomique d'une tâche motrice. Peuvent alors être affectés différents tissus biologiques tels que les muscles, les tendons, les ligaments, les cartilages, le squelette ou encore les nerfs (Simoneau et al., 2013). Les TMS peuvent alors apparaître sous différentes formes comme les elongations musculaires, les inflammations des structures périarticulaires (épicondylite, bursite, capsulite, entorse, etc.), les pathologies osseuses (arthrose) et les troubles de compressions nerveuses (syndrome du canal carpien, sciatique, etc.). Les symptômes varient de tolérables à douloureux et d'aiguës à chroniques (Luttmann et al., 2004).

En particulier, les TMS au membre supérieur regroupent les lésions au poignet (dont le syndrome du canal carpien), les lésions du coude (dont le syndrome du canal ulnaire) et les lésions de l'épaule (dont une atteinte de la coiffe des rotateurs) (Benhassine, 2020). Pour ce qui est des TMS à l'épaule, il faut d'abord savoir que l'épaule est composée de plusieurs articulations, soient les articulations : gléno-huméral (cavité glénoïdienne de la scapula et tête de l'humérus), acromio-claviculaire (scapula et clavicule) et sterno-claviculaire (manubrium du sternum et clavicule) (Figure 1).

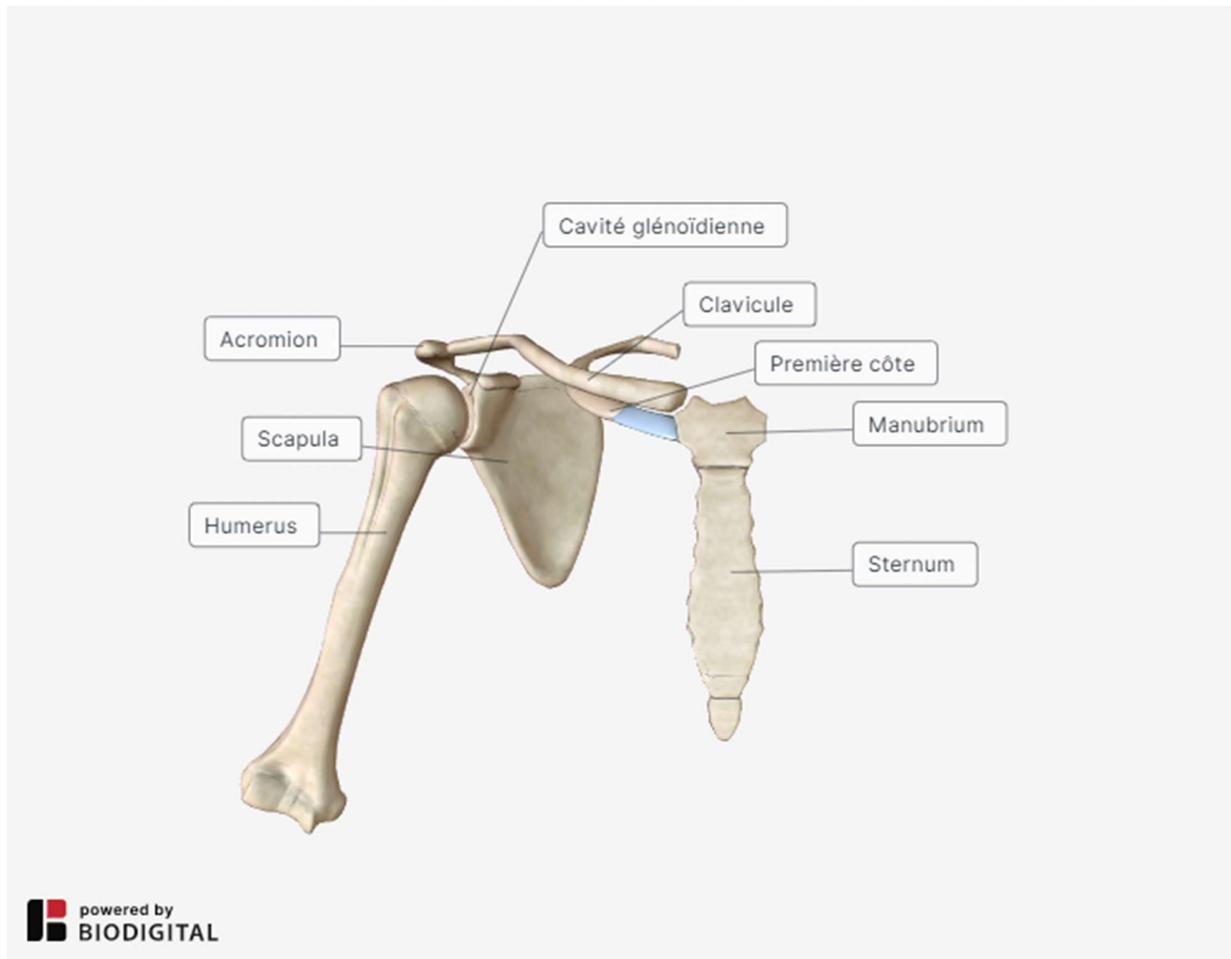


Figure 1. – Anatomie osseuse de l'épaule. Figure créée avec le logiciel Biodigital Human Studio (www.biodigital.com). Reproduit avec permission. Mention de droit d'auteur. Mention d'autorisation de reproduire ou d'adapter.

L'articulation gléno-humérale est la plus mobile du corps humain, la rendant très instable. Pour stabiliser l'épaule et exploiter sa grande mobilité, ces articulations sont entourées de nombreux muscles (Figure 2).

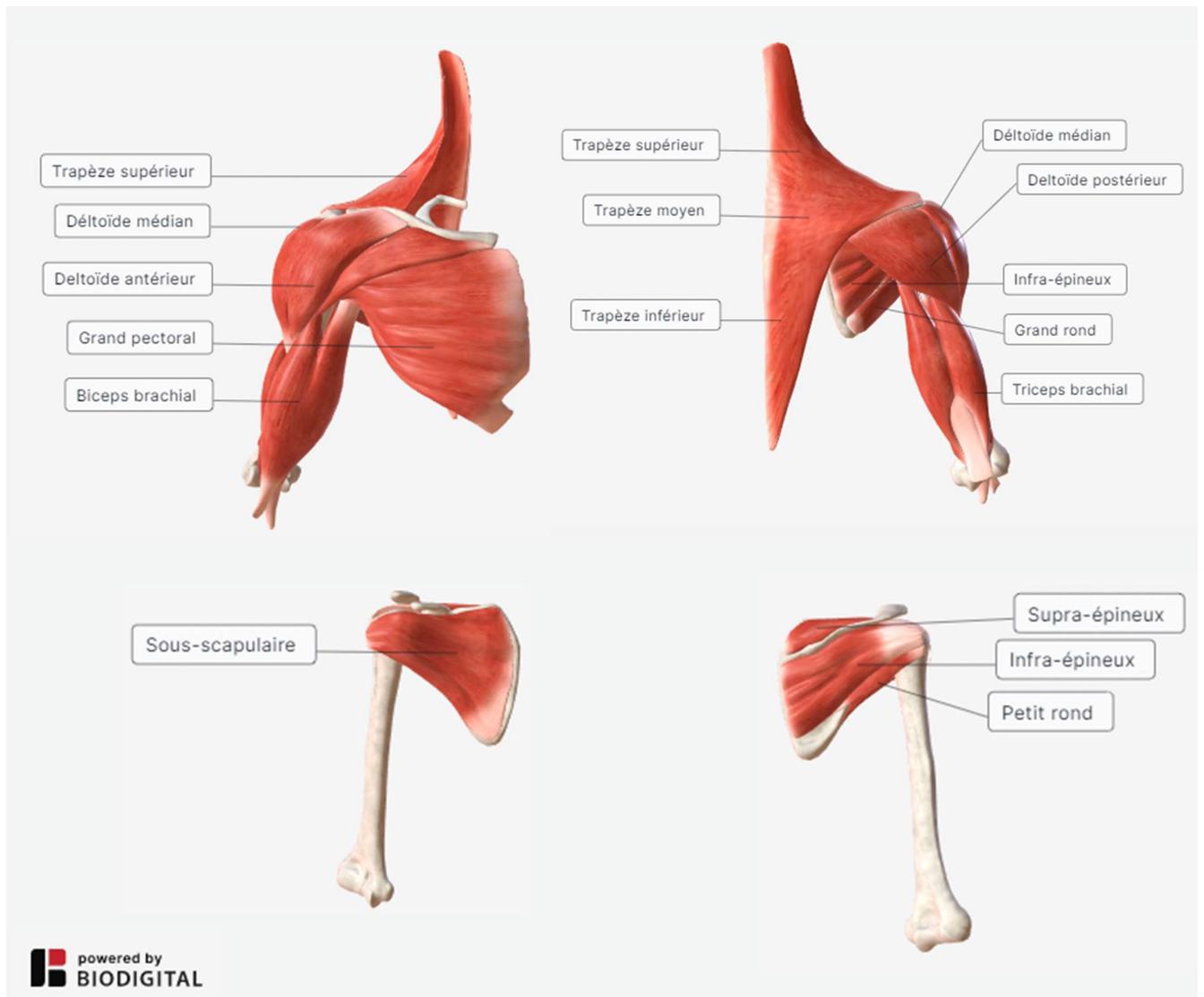


Figure 2. – Anatomie musculaire de l'épaule. Vues A. antérieure et B. postérieure des muscles superficiels. Vues C. antérieure et D. postérieure des muscles de la coiffe des rotateurs. Figure créée avec le logiciel Biodigital Human Studio (www.biodigital.com). Reproduit avec permission. Mention de droit d'auteur. Mention d'autorisation de reproduire ou d'adapter.

En particulier, la coiffe des rotateurs est la convergence sur la tête humérale des tendons des 4 muscles rotateurs : trois rotateurs externes (supra-épineux, infra-épineux et petit rond) et un rotateur interne (sous scapulaire). Les tendons de ces muscles sont souvent affectés par des TMS. Les lésions des muscles de la coiffe des rotateurs sont liées à différents facteurs intrinsèques (âge, vascularisation tendineuse, etc.), extrinsèques (la posture, les caractéristiques anatomiques telle

que la présence de syndrome sous-acromial, la compression des structures tendineuses, l'instabilité, etc.) ou mixtes (Forthomme et al., 2011). Comme l'ont remarqué Colvin et al. (2012), ces TMS mènent en chirurgie de plus en plus de travailleurs. En effet, ils ont noté une augmentation de 115% du nombre de cas de réparation des tendons de la coiffe des rotateurs, aux États-Unis, passant de 41 sur 100 000 en 1996 à 98 sur 100 000 en 2006.

En somme, de nombreux TMS au membre supérieur peuvent affecter les travailleurs durant leurs tâches, amenant des coûts importants au système de santé. Ces TMS peuvent être causés par de nombreux facteurs avec lesquels les travailleurs doivent composer (Ledoux & Denis, 2011). L'identification de ces facteurs améliorerait l'évaluation des risques de développement des TMS liés au travail et, de ce fait, diminuerait leur prévalence.

Facteurs de risque des troubles musculosquelettiques

Dans la littérature, plusieurs facteurs de risque psychosociaux, occupationnels et physiques sont identifiés comme étant liés aux TMS. Dans un cadre de travail, l'environnement peut amener des contraintes relationnelles, de l'insécurité d'emploi et autres facteurs psychosociaux pouvant entraîner une détresse psychologique liée au développement de TMS (Stock et al., 2013), en plus des contraintes physiques liées aux tâches à effectuer. Selon des études, des contraintes physiques comme l'exposition à de fortes charges, les tâches hautement répétitives, l'adoption de postures non neutres ou contraignantes (ex : le travail au-dessus du niveau de l'épaule) et l'exposition à des vibrations seraient des facteurs de risque liés aux TMS (Bernard & Putz-Anderson, 1997; Gallagher & Schall Jr, 2017; Mayer et al., 2012). La compréhension de certains facteurs de risque permettrait le développement de techniques d'évaluation bien adaptées. En particulier, la répétition de mouvements et la fatigue musculaire sont des facteurs de TMS couramment référés dans la littérature et entraînent des effets observables au niveau cinématique, rendant possible l'étude de ces facteurs. Ainsi, dans la présente revue de littérature, seront abordées la répétition de mouvements et la fatigue musculaire.

La répétition de mouvements comme facteur de risque

Pour comprendre les mécanismes de génération de TMS par la répétition de mouvement, Gallagher and Schall Jr (2017) a réuni de nombreuses études portant sur la résistance de différents tissus biologiques (tendons, ligaments, cartilage) aux contraintes mécaniques telles que le cisaillement, la compression ou leur combinaison. Ils ont conclu à la suite de tests in-vitro que "indépendamment du matériau étudié, toutes les études ont démontré une relation exponentielle entre la contrainte appliquée et le nombre de cycles jusqu'à la rupture du matériau." Les matériaux biologiques seraient donc sujets à des dysfonctionnements sous l'effet de l'usure mécanique, au même titre que les matériaux non-biologiques. L'usure mécanique des tissus biologiques n'est pas la même chose que la fatigue musculaire qui est liée à des mécanismes physiologiques, mais elle met en lumière la relation entre la répétition et le risque de blessure.

Au niveau in-vivo, des dommages aux tissus ont aussi été observés sous l'effet d'efforts répétés lors d'études sur des rats (Andarawis-Puri & Flatow, 2011; Barbe et al., 2013). Il semble donc logique que la répétition de mouvements soit considérée un important facteur de risque de développement de TMS.

Au niveau épidémiologique, Gallagher and Schall Jr (2017) ont aussi constaté un lien entre la répétition et les risques de développement des TMS. Aussi, selon une comparaison de 43 professions de bureau et de l'industrie (Nordander et al., 2009), les travailleurs effectuant des tâches répétitives, comme les désosseurs de volailles, les coiffeurs et les dentistes, auraient un risque deux fois plus élevé d'être diagnostiqués avec des TMS que ceux effectuant des tâches de bureau variées. Une revue systématique de littérature a, elle aussi, identifié un lien entre la répétition de mouvements et une grande variété de TMS, y compris les troubles lombaires, le syndrome du canal carpien et les douleurs à l'épaule (Gallagher & Heberger, 2013). En effet, une forte prévalence des TMS est observée chez les travailleurs effectuant des tâches répétitives à faible charge, telles que l'assemblage et le tri, même si les niveaux d'activation musculaire étaient inférieurs à 20% de leur maximum (Nordander et al., 2016; Nordander et al., 2009). Il semblerait ainsi que, quel que soit le type de travail ou son intensité, les mouvements répétitifs (par exemple,

ceux qui impliquent les mains, les épaules et le bas du dos) exposent les travailleurs à un risque accru de TMS, tel qu'appuyé par des études épidémiologiques (Mayer et al., 2012).

La fatigue musculaire comme facteur de risque

La répétition de mouvements, même de faible intensité, entraîne une accumulation des charges qui peut être exigeante pour le corps. Une revue systématique sur les facteurs de risque d'une variété de TMS, dont les douleurs à l'épaule, a d'ailleurs remarqué qu'une caractéristique qui revenait dans les études était la détérioration des tissus musculaires sous l'effet de leur usure mécanique à mesure qu'ils accumulent des charges répétées, rapidement dans le cas de charges importantes et lentement dans le cas de charges légères (Gallagher & Heberger, 2013). Or, la fatigue musculaire apparaît sous les mêmes conditions. Bien que le lien direct entre la fatigue musculaire et le risque de développement de TMS n'ait pas été démontré spécifiquement, le fait que la fatigue musculaire et les TMS apparaissent sous les mêmes conditions d'efforts suggèrent un lien entre ces deux états. En effet, même quand les travailleurs ne sont pas exposés à des fortes charges, la répétition d'effort génère de la fatigue (Fuller et al., 2009; Karvekar, 2019; Santos et al., 2016; Sjøgaard et al., 1986), qui semble liée à un risque plus élevé de développement de TMS (Armstrong et al., 1993; Bolghanabadi & Pour, 2014; Côté, 2014; Dugan & Frontera, 2000; Gallagher & Schall Jr, 2017; Gorelick et al., 2003; Nussbaum, 2001; Sommerich et al., 1993). D'ailleurs, il semblerait que, si le repos entre un grand nombre de répétitions n'est pas suffisant, voire absent, les effets de la fatigue sont d'autant plus importants (Jun et al., 2002).

Les études présentées dans la suite du présent paragraphe suggèrent plusieurs mécanismes expliquant ce lien entre la fatigue musculaire et le développement de TMS. Par exemple, selon Dugan and Frontera (2000), la fatigue musculaire serait impliquée dans la diminution de la capacité d'absorption d'énergie mécanique par un muscle, augmentant son risque de blessure par étirement. Armstrong et al. (1993) pose comme hypothèse que le lien de cause à effet entre la fatigue musculaire et les TMS résiderait dans des événements métaboliques non-identifiés qui se produiraient dans le muscle. Aussi, (Madeleine, 2010) suggère que la fatigue musculaire pourrait déclencher des blessures par un mécanisme affectant la sensibilité des nocicepteurs. Une autre hypothèse concernant le lien causal entre la fatigue musculaire et les TMS est une étude de

Gorelick et al. (2003), qui constate que sous la fatigue musculaire, les travailleurs étaient à risque de faire des mouvements atypiques amenant des charges internes inhabituelles, pouvant les exposer à des TMS.

De nombreux auteurs s'entendent pour placer la fatigue musculaire comme étant un précurseur des TMS (Armstrong et al., 1993; Côté, 2014; Karen V Lomond & Julie N Côté, 2011; Sjøgaard et al., 2000; Sommerich et al., 1993). Il serait donc pertinent de détecter la fatigue musculaire pour mieux prévenir le risque de TMS sur les lieux de travail. D'ailleurs, la détection de la fatigue musculaire améliorerait la personnalisation de cette évaluation de risque à la condition physique de chaque travailleur (Côté, 2014). Pour entrevoir comment la fatigue musculaire peut être mesurée, il est nécessaire de comprendre les mécanismes de la fatigue musculaire.

Mécanismes de la fatigue musculaire

Définitions de la fatigue

Il existe de nombreuses définitions de la fatigue (Enoka & Duchateau, 2008; Enoka & Duchateau, 2016; Karvekar, 2019; Phillips, 2015). Une définition souvent utilisée pour décrire la fatigue est que la fatigue serait une diminution temporaire de la capacité à réaliser des actions physiques (Enoka & Duchateau, 2008). La fatigue doit généralement être interprétée comme une combinaison de plusieurs mécanismes (Enoka & Duchateau, 2016). La fatigue dite centrale est une défaillance de la commande neuronale, entraînant une réduction du nombre et de la fréquence maximale de recrutement des unités motrices (Karvekar, 2019). S'il y a une réduction de la commande motrice ou une altération de la conduction des impulsions nerveuses vers le muscle, le fonctionnement complet de toutes les unités motrices ne peut être maintenu (Bigland-Ritchie & Woods, 1984). En revanche, la diminution de la force maximale que peut générer chaque fibre musculaire, qui se produit malgré la présence d'une commande du système nerveux ou d'une stimulation électrique correspond à la fatigue périphérique ou musculaire. Ce dernier type de fatigue est choisi comme cadre conceptuel du présent projet car la tâche étudiée induit trop rapidement une baisse de force musculaire pour que cette baisse témoigne de la fatigue centrale.

Au début d'une contraction sous-maximale, seules quelques fibres musculaires ont besoin d'être recrutées. À mesure que l'exercice ou l'activité progresse et que la personne commence à ressentir de la fatigue musculaire, les fibres musculaires restantes sont recrutées afin de maintenir le plus longtemps possible l'effort voulu. Ceci s'explique par de nombreux mécanismes impliqués dans la fatigue, tous influencés par des facteurs dépendant de la tâche tels que la durée et l'intensité de l'effort (Enoka, 1995). De plus, le site de la fatigue musculaire dépend de l'exercice effectué et des muscles utilisés (Yung, 2016).

En somme, de nombreux phénomènes physiologiques sont impliqués dans la fatigue, causant différents effets mesurables. La fatigue affectant un muscle, un ensemble de muscles et/ou le système neuromoteur peut entraîner plusieurs effets observables, bien décrits dans la littérature en termes de perception de l'effort, de force musculaire, de puissance, d'électromyographie (EMG), de cinématique, de posture et de tremblement (Beelen & Sargeant, 1991; Bigland-Ritchie et al., 1983; Fuller et al., 2009; Vøllestad, 1997; Yung, 2016).

Effets de la fatigue sur la perception de l'effort

Sous l'effet de la fatigue, une personne peut percevoir un effort plus important, sans que la charge n'ait augmentée (Jones & Hunter, 1983; Pageaux, 2016). La perception de l'effort est "la sensation consciente de la difficulté, du poids et de l'intensité d'une tâche physique" (Marcora & Staiano, 2010), regroupant sous une même mesure l'intensité de l'effort et le niveau de fatigue périphérique (de Morree & Marcora, 2011) et centrale (Pageaux et al., 2015) de la personne qui s'auto-évalue, souvent sous forme d'échelles comme CR10 de Borg. La modification d'une sensation autre que l'effort (par exemple, la douleur) peut amener les participants à évaluer de manière inexacte leur perception de l'effort. Tout de même, dans le cadre d'une activité à charge constante, le niveau de perception de l'effort est lié au niveau de fatigue.

Effets de la fatigue musculaire sur la force maximale

Aussi, il devient difficile avec la fatigue musculaire de maintenir toutes les unités motrices en fonction, résultant en une perte de la force maximale volontaire en fonction du temps de contraction, de la force et du repos (Looft et al., 2018; Xia & Frey Law, 2008). Une telle perte de force est observable autant lors d'exercices réalisés à force maximale isométrique (Bigland-

Ritchie et al., 1983) qu'à des efforts répétés à faible charge (Vøllestad, 1997). Il en va de même pour la puissance de sortie, qui diminue sous l'effet de la fatigue musculaire (Beelen & Sargeant, 1991). La relation entre la force exercée par un muscle en pourcentage de la contraction maximale volontaire (MVC, *maximal voluntary contraction*), et le temps d'endurance pendant lequel la personne était capable de générer cette force, a été étudiée par Rohmert (1973). Selon lui, la force de contraction maximale atteignable par un muscle se voit diminuée dès la génération d'un effort par le muscle. De son côté, le temps d'endurance diminuerait de manière inversement proportionnelle à la charge exprimée en pourcentage de la force maximale. Ainsi, un effet sur la capacité de force maximale ou d'endurance d'un muscle est observable même en condition d'effort sous-maximal.

Effets de la fatigue sur la réorganisation neuro-musculaire et la cinématique

Sous l'effet de la fatigue musculaire, des études ont montré des preuves de réorganisation de l'activité neuromusculaire au sein de muscles individuels, par exemple le muscle trapèze (Farina et al., 2008; Holtermann et al., 2008; Holtermann et al., 2005). Au niveau intermusculaire, la fatigue musculaire engendre une augmentation de la co-contraction entre les muscles agonistes et antagonistes (Psek & Cafarelli, 1993), des modifications de la coordination intermusculaire (Danion et al., 2000; Danion et al., 2001) et une diminution de l'inhibition entre les muscles synergistes (Aymard et al., 1995). Lors d'un exercice de flexion et d'extension du tronc, Gorelick et al. (2003) ont eux aussi remarqué des altérations de la coordination apparaissant entre les signaux EMG de 10 muscles impliqués dans l'extension lombaire (région du bas du dos, ceinture abdominale, obliques, ischio-jambiers, etc.) sous l'effet de la fatigue. Ces ajustements sont possibles grâce à la grande redondance du système musculosquelettique humain. En effet, le système musculosquelettique humain comporte de nombreuses articulations et muscles synergiques, le faisant bénéficier d'une infinité de combinaisons d'actions musculaires possibles pour réaliser une tâche donnée. Des changements intermusculaires complexes peuvent, par exemple, amener de nouvelles stratégies de mouvement pouvant impliquer des muscles qui ne sont habituellement pas des actionneurs principaux de la tâche (Côté et al., 2008). De telles adaptations de la stratégie de recrutement musculaire résultent en plusieurs modifications cinématiques observables. Une personne peut ainsi adapter inconsciemment sa posture, ses

mouvements et son activité musculaire. Il en résulte, avec la fatigue musculaire, des adaptations du mouvement (Asgari et al., 2017; Cowley & Gates, 2017a; Cowley & Gates, 2017b).

Ces réorganisations sont souvent perçues comme étant des stratégies du système nerveux afin de distribuer la fatigue musculaire entre les muscles synergiques (Fuller et al., 2009) ou même à l'intérieur d'un même muscle (Farina et al., 2008; Holtermann et al., 2008; Holtermann et al., 2005; Madeleine & Farina, 2008). Des études suggèrent que de telles réorganisations minimiseraient la charge sur les fibres fatiguées, ralentiraient le développement de la fatigue et permettraient le maintien de la performance globale (respect des consignes de vitesse, d'amplitude, etc.) (Bartlett et al., 2007; Srinivasan & Mathiassen, 2012). De plus, il semblerait que la capacité de chaque individu à varier ses stratégies motrices soit influencée par des caractéristiques personnelles comme l'âge, le genre et l'expérience (Srinivasan & Mathiassen, 2012). Plusieurs adaptations motrices semblent liées au maintien de la performance. De tels changements peuvent être quantifiés par des variables cinématiques, comme les angles articulaires, l'accélération et la vitesse angulaire. Par exemple, en examinant la réorganisation du mouvement pendant une tâche de sciage fatigante, Côté et al. (2002) ont observé une diminution de l'amplitude du mouvement au niveau de l'articulation du coude compensée par une augmentation du mouvement au niveau du poignet, de l'épaule et du tronc de sorte à maintenir la performance globale. Des compensations similaires ont aussi été mises en évidence lors de nombreuses tâches telles que lever un poids, lancer une balle, clouer des clous et le pointage répétitif (Côté et al., 2005; Forestier & Nougier, 1998; Fuller et al., 2009; Sparto et al., 1997). De telles compensations peuvent aussi toucher différemment le mouvement d'articulations fatiguées versus non-fatiguées. Par exemple, durant une tâche de sciage, une diminution de l'amplitude de mouvement du coude fût observée en même temps qu'une augmentation aux segments proximaux moins fortement recrutés en début de tâche, tel que le tronc (Côté et al., 2002). Une telle augmentation de l'amplitude des mouvements du tronc fût également observée pendant différentes tâches dynamiques telles qu'une tâche de pointage (Dupuis et al., 2021) et de maniement d'un marteau (Côté et al., 2005). Ces résultats suggèrent que le système nerveux central est capable de tirer parti de la redondance mécanique du système moteur humain en

adoptant des stratégies alternatives de recrutement musculaire et de mouvement afin de prolonger la performance de la tâche malgré la capacité réduite de certains muscles fatigués.

En particulier, des adaptations de mouvement se produisent lors d'une tâche répétitive à faible charge impliquant le membre supérieur, la tâche de pointage répétitif (RPT, *repetitive pointing task*) (Bouffard et al., 2018; Fuller et al., 2011; Yang et al., 2018). Comme cette tâche fût étudiée à de nombreuses reprises pour des études portant sur la fatigue musculaire, il est connu qu'elle permet de générer rapidement en laboratoire un niveau élevé de fatigue du membre supérieur, impliquant des modifications cinématiques. Cette tâche, consiste à toucher alternativement, avec l'index du bras dominant, 2 capteurs situés à la hauteur de l'épaule à 30% et 100% de l'amplitude du bras en se synchronisant avec le son d'un métronome. Parmi les modifications de mouvement liées à de similaires tâches répétitives à faible charge impliquant le membre supérieur, plusieurs s'appliquent à la RPT. Notamment, la fatigue musculaire diminue l'élévation gléno-humérale moyenne et maximale (Cowley & Gates, 2017b; Dupuis et al., 2021; Gates & Dingwell, 2011; Yang et al., 2020). Aussi, des changements posturaux, telles qu'un décalage du centre de masse du côté du bras au repos et une augmentation de l'amplitude de mouvement du centre de masse, se produisent également avec la fatigue lors d'une tâche similaire au RPT, une tâche répétitive d'extension du bras (Fuller et al., 2009). De telles adaptations cinématiques avec la fatigue portent à croire qu'il se produit aussi des changements dans la coordination.

Effets de la fatigue musculaire sur la coordination

Tomita et al. (2017) suggère une définition de la coordination inter-segments, qui peut être traduite ainsi : "Un processus orienté vers un objectif dans lequel les degrés de liberté sont organisés dans les domaines spatial et temporel de telle sorte que la configuration du corps permette à l'extrémité d'atteindre un emplacement souhaité en fonction du contexte". De tels changements de coordination entre les segments peuvent refléter des changements liés à l'état de fatigue des muscles, tel que suggéré par de nombreuses études (Asgari et al., 2017; Cowley & Gates, 2017a; Cowley & Gates, 2017b; Gorelick et al., 2003). Plus encore, Hu and Ning (2015) quantifient les changements de coordination sous forme de *continuous relative phase* (CRP), calculée entre le pelvis et la région lombaire de 15 hommes complétant un exercice

d'haltérophilie. Fût alors observée une diminution de la CRP, soit une diminution de la synchronicité entre ces 2 segments. Plus récemment, Yang et al. (2020) ont observé, lors d'une RPT faite avant et après un exercice de fatigue visant le tronc, une augmentation de la CRP tronc-épaule avec la fatigue musculaire, qu'ils interprètent comme un ralentissement du tronc dû à sa fatigue, qui doit alors être compensé par le début plus précoce du mouvement de l'épaule. De tels changements de coordination peuvent s'étendre à sa variabilité.

La variabilité de la coordination est souvent affectée par l'apparition de fatigue musculaire. Bien que Hu and Ning (2015) aient observé une diminution de la variabilité lombaire-pelvis avec la fatigue lors d'une tâche d'élévation de lourdes charges à partir du sol, la coordination articulaire a plus généralement montré une augmentation de sa variabilité suite à de nombreuses tâches répétitives à charge légère générant de la fatigue aux membres supérieurs. En effet, Fuller et al. (2011) a observé une augmentation de la variabilité des angles articulaires de l'épaule et du coude avec l'apparition de fatigue musculaire, ainsi qu'une coordination plus rigide entre la vitesse de la main et du coude. Ces résultats portent à croire qu'il se produit des changements dans la variabilité de la coordination entre les segments.

Un peu plus tard, Srinivasan and Mathiassen (2012) remarquent, à travers leur revue de littérature, l'existence d'un lien entre la fatigue musculaire et la variabilité motrice. À la différence de la variabilité de la coordination, qui est la variabilité d'un indicateur de coordination entre 2 segments, la variabilité motrice est la variation naturelle des postures, des mouvements et de l'activité musculaire observée à des degrés divers dans toutes les tâches (Srinivasan & Mathiassen, 2012). Il faut noter qu'une certaine variabilité naturelle du mouvement peut aussi se produire même en l'absence de fatigue (Van Beers et al., 2004). Notamment, la pratique peut entraîner une diminution de la variabilité de la trajectoire d'un mouvement (Darling & Cooke, 1987) ou, à l'inverse, être expert d'une tâche semblerait augmenter la variabilité de son mouvement par rapport à des novices (Madeleine et al., 2008). Cowley and Gates (2017a) ont tout de même mesuré la variabilité du mouvement des segments du bras lors d'une tâche de vissage réalisée avant et après une tâche fatiguant les fléchisseurs de l'épaule, ainsi qu'avant et après une tâche fatiguant les fléchisseurs de la main. Dans les 2 cas, Cowley and Gates (2017a) ont observé une augmentation de la variabilité du mouvement au niveau des articulations

proximales du bras (épaule et coude) en présence de fatigue musculaire. Dans le cas où la variabilité motrice n'augmente pas autant d'un segment à l'autre, un changement de variabilité motrice peut impliquer un changement de variabilité de coordination entre ces segments. Ainsi, de telles observations sur la variabilité de mouvements des segments suggèrent une augmentation de la variabilité de coordination entre ces segments. Aussi, Yang et al. (2018) ont observé une augmentation de la variabilité de la coordination épaule-coude lors d'une RPT. Plus récemment, Yang et al. (2020) soulignent une augmentation de la variabilité de plusieurs mouvements du tronc durant une RPT, vu comme une stratégie pour compenser une fatigue localisée causée par des contractions isométriques visant d'autres segments. En particulier, ils ont observé une augmentation de la variabilité de l'angle du coude et du tronc. Comme suggéré par Srinivasan and Mathiassen (2012), cette augmentation de la variabilité serait une stratégie pour réduire les risques de TMS lors de l'accomplissement de tâche répétitives à faibles charges. Une autre altération du mouvement se produisant avec la fatigue est le phénomène du tremblement.

Effets de la fatigue musculaire sur le tremblement

Dans sa thèse de doctorat, Yung (2016) a identifié que, même si un indicateur universel de la fatigue ne semblait pas exister, le tremblement était un des indicateurs de la fatigue musculaire les plus souvent significatifs sous de nombreuses conditions d'exercices répétitifs à faible charge. Le tremblement serait considéré dans la littérature comme étant une augmentation de l'amplitude d'une oscillation mécanique apparaissant souvent avec la fatigue, mesurée à l'aide d'accéléromètres (Cavuoto & Megahed, 2016; Yung, 2016). Le tremblement est souvent mesuré à l'index, la main et parfois au coude (Carignan et al., 2010; Chandra et al., 2018; Chandra et al., 2017). À l'index, les fréquences sous les 7 Hz sont considérées une composante mécanique-réflexe (Elble, 1996; Marsden et al., 1969; Van Buskirk et al., 1966; Yap & Boshes, 1967), 8-12 Hz composante du système nerveux central (Köster et al., 1998; Lamarre, 1975; Llinás, 1984) et 16-30Hz à la fréquence de résonance du doigt (Stiles & Randall, 1967).

Dans les basses fréquences, Carignan et al. (2010) ont observé que l'amplitude du tremblement en termes de déplacement était principalement entre 1-3.5 Hz. En dérivant le signal 2 fois pour

obtenir l'accélération, le tremblement observé sur les données dérivées était de 7.5 à 12 et de 16.5 à 30 Hz. De nombreuses études montrent que la majorité de la puissance d'un signal associé à l'accélération est située dans les plus hautes fréquences (Bilodeau et al., 2009; Birmingham et al., 1985; Halliday et al., 1999; Keogh et al., 2004; Lakie et al., 1994; McAuley et al., 1997; Morrison et al., 2005; Raethjen et al., 2000; Stiles & Randall, 1967; Sturman et al., 2005; Takanokura et al., 2002; Takanokura et al., 2007; Vaillancourt & Newell, 2000).

Dans les plus hautes fréquences, Chandra et al. (2017) ont observé une augmentation du tremblement de 4-5 Hz et de 7-8 Hz. Parmi plusieurs méthodes d'évaluation, la mesure du tremblement de 8-12 Hz s'est avérée particulièrement efficace pour identifier la présence de fatigue, causée par diverses tâches répétitives à faible charge comme le pipetage ou des exercices continus ou intermittents de l'épaule ou de la main, dans des études de Yung, réunies dans sa thèse de doctorat (Yung, 2016). Le tremblement peut provenir de la saturation de transfert d'ions dû à la saturation des canaux et pompes ioniques au niveau musculaire. Il pourrait aussi être dû à une synergie compensatoire d'origine centrale selon Morrison et al. (2005), qui ont observé, à travers l'étude de l'effet controlatéral d'une fatigue unilatérale du membre supérieur dans la bande de fréquence 8 à 12 Hz, qu'une composante centrale influencerait le tremblement lors d'une tâche de maintien postural du membre supérieur. Dans le cas d'effort prolongé, la composante du système nerveux centrale (8-12 Hz) peut entrer en jeu, mais sa contribution fait moins de sens dans le cas d'efforts courts. Dans ces études, comme le tremblement n'a été mesuré qu'aux segments distaux, il a principalement été observé au doigt et à la main.

En plus qu'il ait été observé une réorganisation cinématique et de modifications au niveau de la coordination avec l'apparition de fatigue, l'apparition de tremblement implique que le mouvement serait aussi affecté par la fatigue en termes de fréquences. Puisque des modifications cinématiques sont associées à la fatigue musculaire et mesurables de manière objective et non invasive, ce mémoire focalisera sur l'évaluation des modifications de cinématique afin d'objectiver la mesure de la fatigue musculaire. Aussi, focaliser sur la cinématique au lieu de l'EMG, permet de faciliter l'implantation d'un éventuel outil de détection de la fatigue en industrie dû à l'expertise supplémentaire requise pour l'installation d'EMG (préparation de la peau, trouver le ventre d'un muscle, etc.) en comparaison à l'installation d'un brassard ou d'une

montre qu'impliquerait un outil basé sur des IMU. Comme ces modifications peuvent affecter différemment différentes portions temporelles d'un mouvement (Yang et al., 2018), que des composantes fréquentielles peuvent changer avec l'apparition de la fatigue et qu'un mouvement répétitif peut être décrit en termes de signaux périodiques (fréquence et amplitude) dû à la nature cyclique des mouvements dits répétitifs, ces modifications cinématiques seront étudiées en temps-fréquence.

Évaluation de la fatigue musculaire

Compte tenu de la multiplicité des effets de la fatigue musculaire, les moyens de détection sont tout aussi variés. Pour n'en nommer que quelques-uns, le niveau de perception de l'effort (Aaronson et al., 1999; Chiarotto et al., 2019), les mesures physiologiques (fréquence cardiaque, consommation d'oxygène, température de la peau, etc.), l'EMG (González-Izal et al., 2012), la force maximale (Zemková et al., 2019), les changements cinématiques et les tremblements sont souvent utilisés pour détecter la présence de fatigue musculaire. Dans sa thèse, Yung (2016) a d'ailleurs fait remarquer qu'il n'existerait actuellement pas d'indicateur universel pour détecter la fatigue musculaire en toutes conditions d'exercice, mais que certains indicateurs seraient adaptés à différentes conditions d'exercices. Il faut donc déterminer les méthodes de mesure les plus susceptibles de détecter la fatigue musculaire lors des tâches qui seront à l'étude dans ce projet de recherche.

Échelles d'auto-évaluation liées à la fatigue

Les évaluations actuelles de la fatigue liée au travail reposent en grande partie sur des échelles de mesure subjectives, telles que des questionnaires et des échelles d'effort auto-perçu (Aaronson et al., 1999; Chiarotto et al., 2019; Watanabe et al., 2008). Entre autres, l'échelle visuelle analogue permet d'autoévaluer directement le niveau de fatigue. En revanche, une échelle analogue demande au participant d'interrompre sa tâche en cours afin de tracer sur une ligne indiquant son niveau de fatigue. Dû à l'interaction qu'aurait un tel arrêt de la tâche sur les mouvements à produire, l'échelle analogue n'apparaît pas adéquate lors de tâches continues comme la RPT. Un autre outil souvent utilisé, en étude de la fatigue, pour contrôler l'intensité de l'exercice est l'échelle RPE (*Rating of Perceived Exertion*) de Borg, présentée dans Gunnar AV Borg

(1982). L'échelle de Borg produit des niveaux de perception d'effort auto-évalués allant de 6 à 20, 6 correspondants à "aucun effort" et 20 à "effort maximal". Une variante de cette échelle est la CR10 de Borg (Borg, 1998), qui va de 0 (repos ou en anglais : *rest*) à 10 (maximal ou en anglais : *maximal*) et dont la traduction française serait tout aussi utilisable que l'anglaise (Brownstein et al., 2021). Dans ces deux échelles de perception de l'effort, comme le participant n'a qu'à nommer le chiffre correspondant à son niveau de perception d'effort, il n'a pas à interrompre sa tâche pour qu'il soit possible de faire cette auto-évaluation. En conséquence, une telle échelle peut être utilisée lors d'une tâche continue comme la RPT. Bien que Micklewright et al. (2017) jugent qu'il y ait des différences entre la perception de l'effort et la perception de la fatigue, lorsque la charge ne change pas, comme c'est le cas lors de l'accomplissement de tâches comme la RPT, il y a des raisons de croire que la perception de l'effort augmente avec la fatigue. En effet, Fusco et al. (2020) soutiennent l'hypothèse selon laquelle les échelles de perception de l'effort, comme CR10 de Borg, sont des outils sensibles qui fournissent des informations sur la fatigue accumulée. Toutefois, en tant que mesure subjective, l'échelle de Borg dépend de l'autoévaluation de chaque personne et donc varie d'un participant à un autre. Par exemple, les symptômes de fatigue peuvent être variables entre les personnes provenant de milieux socioculturels différents (Aaronson et al., 1999; Dittner et al., 2004). Tout de même, bien qu'il s'agisse d'une mesure subjective de l'intensité de l'exercice, les échelles RPE fournissent des informations précieuses qui sont intéressantes à utiliser en complémentarité avec des mesures plus objectives. En effet, le RPE de Borg combine l'effet de la fatigue sur les muscles, le système nerveux et bien d'autres, résumés simplement en une valeur allant de 0 à 10. Dans un cadre industriel, de telles mesures subjectives de la fatigue sont généralement adaptées au milieu de travail (Zhang et al., 2015). Ainsi, le RPE pourrait fournir une évaluation globale de l'état de fatigue en milieu industriel. Cependant, cet outil pourrait déconcentrer le travailleur qui doit s'arrêter pour évaluer sa perception d'effort. Une mesure plus objective et non intrusive viendrait combler les lacunes de cette mesure subjective.

Force maximale volontaire

Une méthode plus objective et reconnue dans la littérature comme étant généralement un bon indicateur du niveau de fatigue musculaire est la mesure de la MVC (Zemková et al., 2019). Une

MVC est le résultat du recrutement d'un maximum d'unités motrices d'un muscle ou groupe de muscles par le participant afin de générer une force maximale. Pour effectuer une MVC, le participant reçoit comme instruction de forcer au maximum de sa capacité dans une direction et posture donnée. Ensuite, il contracte les muscles nécessaires au mouvement désigné pendant habituellement 3 à 5 secondes (Al-Qaisi & Aghazadeh, 2015; Dal Maso et al., 2016; Hintermeister et al., 1998) sous encouragements verbaux. Cette méthode de mesure ne peut identifier la perte de force que chez les muscles sollicités lors de la contraction choisie. Ainsi, afin que cet outil puisse indiquer le niveau de fatigue musculaire générée par une tâche, les MVC effectuées doivent viser les groupes musculaires fatigués par la tâche en question. Ceci représente un défi considérable lors de tâches impliquant plusieurs articulations, telles que rencontrées dans les milieux de travail.

Mesures cinématiques

Mesure de la cinématique en laboratoire

Des chercheurs ont tenté de détecter la fatigue musculaire de manière objective et non invasive à l'aide de mesures secondaires, telles que l'augmentation du tremblement physiologique, les changements d'amplitude, les modifications posturales, les adaptations de stratégie de mouvement pour compensation et la diminution de la coordination multi-articulaire, dont plusieurs de ces études sont détaillées à la section Physiologie de la fatigue musculaire (Côté et al., 2002; Cowley & Gates, 2017b; Gates & Dingwell, 2011; Yang et al., 2018; Yang et al., 2020). L'étude de tels changements dans la cinématique permet au participant de compléter ses tâches de manière naturelle sans devoir l'interrompre afin d'effectuer une batterie de tests. Aussi, les effets de la fatigue sur la cinématique se produisent temporellement avant ceux sur l'EMG, dont l'installation des capteurs nécessite une connaissance anatomique, une préparation de la peau et de ne pas suer beaucoup, soit autant de facteurs qui peuvent affecter la qualité des signaux. Ces méthodes d'évaluation s'appuient traditionnellement sur des données cinématiques recueillies par des systèmes optoélectroniques, ce qui constitue l'étalon-or de la capture non invasive de la cinématique corporelle (Bauer et al., 2015; Bolink et al., 2016). À ce jour, l'étude des adaptations cinématiques à la fatigue musculaire provient principalement d'expériences en laboratoire

impliquant des systèmes de capture de mouvement optoélectroniques ou équivalents (Bauer et al., 2015; Bolink et al., 2016).

Cependant, en milieu industriel, l'utilisation de systèmes optoélectroniques ou équivalents est peu réaliste car ces systèmes nécessitent un espace d'installation important, une expertise et un post-traitement approfondi (Cavuoto & Megahed, 2016). De plus, ils sont très coûteux, encombrants et difficiles à utiliser sur la plupart des sites de travail (Bolink et al., 2016). Il faudrait donc une technologie plus adaptée au milieu industriel et permettant des mesures cinématiques semblables.

Mesure embarquée de la cinématique

De leur côté, les technologies basées sur des capteurs portables, comme les centrales inertielles (IMU, dans ce mémoire l'expression IMU sera utilisée même si d'autres capteurs sont intégrées au système pour améliorer les algorithmes de fusion), sont de plus en plus populaires pour étudier le mouvement hors laboratoire (Kang et al., 2010). Les IMU n'interfèrent que très peu avec l'utilisateur, puisqu'elles sont légères, petites et existent sans fils (Bolink et al., 2016; Guignard et al., 2017; Liu et al., 2009; Sedighi Maman et al., 2017; Zhang et al., 2019). Des développements récents sur les capteurs portatifs de type IMU les amènent maintenant à mesurer l'accélération et la vitesse angulaire de manière suffisamment précise, plus facilement et à moindre coût que les systèmes optoélectroniques. Avec les progrès concernant les capteurs portables, les accéléromètres sont largement utilisés pour mesurer les changements cinématiques : dans l'entraînement sportif pour améliorer les performances athlétiques, dans la rééducation pour suivre le processus de guérison d'un patient et dans les diagnostics de santé pour le suivi ambulatoire de la progression de maladies (Tao et al., 2012). Ainsi, selon Vignais et al. (2013), il serait possible de faire des mesures cinématiques dans un environnement industriel en utilisant des IMU.

Un capteur portatif de type IMU est un dispositif électronique léger qui collecte des données sur le mouvement d'un individu. Le développement des systèmes microélectromécaniques a permis de réduire la taille des accéléromètres et des autres capteurs, ce qui les rend peu coûteux et beaucoup plus pratiques à utiliser. Les capteurs portables incluent maintenant, souvent dans les

3 axes, des accéléromètres et des gyroscopes, auxquels sont parfois joints des magnétomètres (Cereatti et al., 2017).

Les accéléromètres sont basés sur la deuxième loi du mouvement de Newton, soit l'accélération étant proportionnelle à la force pour une masse donnée. Une petite masse est accrochée à une composante élastique (ex : une poutre) liée à un circuit intégré. Lorsque le boîtier est accéléré, une force sera transmise par cette composante élastique jusqu'à la masse afin de la faire accélérer à son tour, générant une déformation mesurable de la composante élastique. Cette déformation peut être détectée de manière capacitive ou piézoélectrique. Pour sa part, le gyroscope mesure la vitesse angulaire. Les gyroscopes basés sur les systèmes microélectromécaniques utilisent l'effet de Coriolis, force proportionnelle à la vitesse angulaire. Les gyroscopes, utilisés dans les systèmes microélectromécaniques, ont une excellente précision et une faible consommation d'énergie. Par conséquent, ils sont de plus en plus utilisés en électronique. Les dispositifs portables peuvent aussi inclure un magnétomètre, mesurant l'intensité et la direction d'un champ magnétique, notamment celui de la planète Terre (Cereatti et al., 2017). Un magnétomètre se base sur la force de Lorentz. En effet, quand un matériau ferromagnétique se déplace à l'intérieur d'un champ magnétique, il dévie la direction du flux, augmentant ainsi la résistance de manière proportionnelle à l'angle d'inclinaison par rapport à la direction du champ magnétique. Le magnétomètre permet d'obtenir l'orientation du capteur par rapport au nord magnétique, en l'absence d'autres champs magnétiques importants, ce qui est toutefois difficilement contrôlable dans certains milieux industriels.

Dans de nombreuses études (Abdollahi et al., 2020; Ashouri et al., 2017; Baghdadi et al., 2018; Karvekar et al., 2019), la combinaison d'un accéléromètre, d'un gyroscope et d'un magnétomètre est employée pour mesurer le mouvement linéaire et angulaire. Les IMU sont de plus en plus populaires pour mesurer le mouvement sur le terrain dans des situations écologiques (Kang et al., 2010). Les IMU ont démontré leur potentiel en tant qu'outil alternatif pour l'évaluation clinique de la cinématique des articulations du membre supérieur (Cutti et al., 2008; De Vries et al., 2010; Luinge et al., 2007), du membre inférieur (Cloete & Scheffer, 2008; Favre et al., 2008; Picerno et al., 2008) et de la colonne vertébrale/du tronc (Giansanti et al., 2007; Goodvin et al., 2006).

Cependant, la reconstruction cinématique incluant des données magnétométriques peut être affectée par le champ électromagnétique d'appareils électroniques et la proximité de matériaux ferromagnétiques, qu'on retrouve notamment abondamment dans les milieux de travail industriels. Il devient alors pertinent d'éviter l'utilisation de données reconstruites incluant le magnétomètre, afin d'omettre les artéfacts du champ électromagnétique. En outre, le calcul de l'angle nécessite d'intégrer les données des gyroscopes ce qui entraîne une dérive du signal (Jaskot & Babiarz, 2010; Seel et al., 2014; Zhao, 2018). Par conséquent, bien que les accéléromètres et les gyroscopes donnent des mesures brutes précises, un IMU peut avoir une importante erreur de reconstruction cinématique, avec une limite d'agrément de Bland and Altman (1986) pouvant aller jusqu'à 26 degrés pour l'épaule lors de déplacement de boîtes en comparaison avec les mesures optoélectroniques (Robert-Lachaine et al., 2017). L'erreur de validité à l'épaule dans les 3 axes peut même varier de 0.2 à 64.5 degrés à travers les 12 articles revues au sujet de cet ensemble d'articulations, mettant en question la validité des estimations de l'angle à l'épaule par IMU (Poitras et al., 2019). Or, les changements angulaires dû à la fatigue musculaire sont inférieurs à 10 degrés selon la littérature (Fuller et al., 2009; Gates & Dingwell, 2011; Yang et al., 2018). La précision des systèmes IMU reconstruisant la cinématique à partir de magnétomètres et de l'intégral de la vitesse angulaire varie dans le temps. En effet, (Lebel et al., 2015) ont montré une augmentation de l'erreur sur plusieurs systèmes de mesure IMU et reconstruction cinématique comme Xsens MTx, même en l'absence de perturbations magnétiques significatives. Par exemple, lors d'un test dynamique d'une minute, ils ont mesuré une erreur relative de près de 5 degrés et que l'erreur relative augmentait d'autant plus après un repos de 5 minutes. On pourrait penser que cette erreur de reconstruction aurait tendance à augmenter d'autant plus pour de plus longues périodes de mesure. Cette erreur de reconstruction rend difficile la détection de la modification angulaire à l'épaule due à la fatigue musculaire mesurée par des IMU, en particulier pendant de longues périodes comme une journée de travail complète. Les données brutes d'accélération et de vitesse angulaire, aussi mesurées par les IMU, n'ont pas ce problème. Une manière de minimiser les erreurs serait d'exploiter les données brutes (non-reconstruites et non-intégrées) pour détecter des changements cinématiques tels que ceux liés à la fatigue musculaire. Dans le cas de tâches répétitives ayant un

court cycle de mouvement, comme la RPT, une des caractéristiques des signaux brutes d'accélération et de vitesse angulaire est leur caractéristique oscillatoire. Aussi, comme il sera expliqué à la prochaine section, il peut se produire du tremblement avec l'apparition de la fatigue musculaire. Ainsi, pour analyser les changements cinématiques via ces oscillations, la stratégie explorée dans ce mémoire est d'analyser le domaine fréquentiel des signaux d'accéléromètres et de gyroscopes.

Détection de changements cinématiques par centrales inertielles

Les données d'accélération et de vitesse angulaire des IMU sont utilisées pour étudier plusieurs mouvements humains tels que la démarche (énumérés dans (Pardoel et al., 2019)). Dans cette revue, une longue liste d'indicateurs ont permis de détecter avec des accéléromètres, gyroscopes et ou magnétomètres, placés principalement sur les chevilles et les hanches, le blocage, soit l'incapacité temporaire de bouger les jambes pendant la marche chez des patients atteints de la maladie de Parkinson. La comparaison entre une valeur seuil et des variables issues des données de capteurs inertiels a souvent permis de détecter le blocage. Par exemple, l'accélération fût mesurée à la hanche (Zach et al., 2015) et la cheville (Moore et al., 2008) afin de calculer le *Freeze index*. L'auteur de la revue (Pardoel et al., 2019) constate aussi que plusieurs études atteignent de bons niveaux de performance de détection en appliquant des outils comme la transformée de Fourier (Zach et al., 2015; Zhao et al., 2012) et la transformation par ondelettes (Ashour et al., 2018; Rezvanian & Lockhart, 2016; Tahafchi et al., 2017) aux signaux d'accélération et/ou de gyroscopes.

La maladie de Parkinson n'est pas le seul trouble du mouvement qui fût étudié et mesuré à l'aide d'accéléromètres et de gyroscopes. En effet, des capteurs inertiels furent utilisés pour étudier le lien entre la fatigue et les paramètres de marche chez des patients atteints de sclérose en plaques (Ibrahim et al., 2020). Dans cette étude, un modèle de régression *Random Forest* a établi la relation entre la fatigue et différents paramètres de la marche, sous forme de composantes principales, comme le temps de foulée, la distance maximale entre les orteils, l'angle d'attaque du talon et la longueur de la foulée, qui ont permis à eux 4 d'expliquer 67% du niveau de fatigue.

En prévention et réhabilitation de blessure, les capteurs inertiels ont été utilisés lors d'exercices de natation (Kos & Umek, 2019). Lors de cette étude, une paire d'IMU composée d'accéléromètres et de gyroscopes fût placée au niveau de la ceinture. Ces capteurs ont permis d'identifier des caractéristiques telles que le nombre de mouvements de bras, leur durée, leur variation et leur symétrie. Les thérapeutes eurent accès à de l'information complémentaire à l'information visuelle, information qu'ils ne pouvaient obtenir en observant leurs patients en mouvement, soit la symétrie du mouvement et la détection de fatigue chez les participants.

Des systèmes de mesure inertielle ont même été utilisés dans des milieux de travail pour mesurer la dérivée de l'accélération, nommée *jerk* (Zhang et al., 2019), au niveau de 11 segments du corps des travailleurs (notamment le pelvis et les segments des membres inférieurs et supérieurs) et leur niveau de dépense énergétique (Hwang et al., 2016). Compte tenu de la versatilité des IMU, ils sont souvent utilisés pour détecter des changements dans le mouvement, notamment les changements dû à la fatigue.

Détection de la fatigue musculaire par centrales inertielles

Pour les membres inférieurs, divers paramètres cinématiques et cinétiques de la démarche, comme la vitesse de contact des chevilles et l'accélération du centre de masse, mesurable à l'aide d'IMU, sont affectés par la fatigue des muscles du membre inférieur (Parijat & Lockhart, 2008). Chez des sujets atteints de scléroses en plaques, nous avons vu précédemment que la fatigue pouvait être prédite durant la marche à l'aide d'IMU (Ibrahim et al., 2020). Chez des sujets sains, une augmentation du pic d'accélération médio-latérale et du ratio médio-latéral de la moyenne quadratique de l'accélération furent observées à l'aide d'IMU chez des participants lors de courtes sessions de course à pieds avant vs après la réalisation d'un marathon (Clermont et al., 2020). Cette épreuve physique étant connue pour générer progressivement de la fatigue musculaire chez les participants, ces augmentations pourraient avoir un lien avec la fatigue musculaire.

La détection de la fatigue musculaire par IMU au niveau du membre supérieur commence à être explorée. En effet, Baghdadi et al. (2018) ont appliqué un algorithme d'apprentissage machine à la classification d'états fatigué et non-fatigué des données d'IMU (i.e. accélération, vitesse, etc.)

collectées lors de tâches de manutention. De son côté, Sedighi Maman et al. (2017) a trouvé, lors de tâches manufacturières, que les données d'IMU prédisaient mieux la fatigue que les données de rythme cardiaque. Aussi, comme dans de nombreuses études utilisant des caméras optoélectroniques (Cowley & Gates, 2017a; Gates & Dingwell, 2011; Yang et al., 2020), une étude publiée cette année utilisant des IMU a détecté, avec l'apparition de la fatigue musculaire au niveau du membre supérieur, une diminution de l'élévation gléno-humérale (Dupuis et al., 2021). Lors d'un exercice de flexion-extension du coude jusqu'à fatigue, Pageaux et al. (2015) et Pageaux (2016) montrent un lien entre le niveau de perception de l'effort et des indicateurs basés sur les données d'accélération et de gyroscopes. De plus, Dupuis et al. (2021) ont trouvé que l'amplitude du mouvement du tronc augmente pendant une tâche de pointage répétitif ressemblant à la tâche étudiée dans le présent mémoire. Cette observation sur l'amplitude du mouvement du tronc correspond aux résultats d'une étude utilisant des caméras optoélectroniques et portant sur le sciage (Côté et al., 2002). Les IMU permettent donc de détecter la fatigue musculaire lors de plusieurs tâches manuelles avec plus de flexibilité que les caméras optoélectroniques dans leur utilisation. D'autant plus qu'une augmentation d'amplitude de mouvement lors d'une tâche répétitive à fréquence constante comme le pointage répétitif implique une augmentation de l'amplitude et de la puissance spectrale de l'accélération, observable dans le domaine fréquentiel.

Analyse fréquentielle des signaux de centrales inertielles

Analyses fréquentielles du mouvement humain et ses applications à la fatigue

L'analyse du contenu fréquentiel du mouvement est souvent utilisée pour identifier des changements dans le mouvement. En effet, le spectre en fréquences de l'accélération est utilisé dans des applications telles que la classification des mouvements ambulatoires (Karantonis et al., 2006; Ohtaki et al., 2005) et l'identification du blocage par rapport à une marche ou une posture debout normale chez un patient atteint de la maladie de Parkinson (Bächlin et al., 2010; Djurić-Jovičić et al., 2013; Kim et al., 2015; Mazilu et al., 2016; Mazilu et al., 2014; Mazilu et al., 2012; Niazmand et al., 2011; Oung et al., 2018; Rodríguez-Martín et al., 2017). Or, lors de tâches répétitives ayant un court cycle de mouvement comme la RPT, les signaux bruts de IMU oscillent.

Ainsi, le contenu fréquentiel de l'accélération et de la vitesse angulaire lors de telles tâches permettrait de détecter des changements dans la stratégie de mouvement. D'autant plus que nous avons vu plus tôt dans la revue de littérature que la fatigue musculaire entraîne des changements dans le mouvement. De plus, avec la fatigue musculaire, il peut se produire du tremblement, qui a pour principale caractéristique d'osciller entre 1 et 30 Hz, le plus souvent de 8-12 Hz dans la présente revue de littérature, dépendant de la provenance du tremblement (mécanique-réflexe, fatigue centrale, fréquence de résonance du doigt, etc.). Il devient donc intéressant d'étudier les caractéristiques oscillatoires des changements de mouvement et du tremblement sous l'effet de la fatigue musculaire. Dans cette optique, la stratégie explorée est d'analyser le domaine fréquentiel des signaux d'accéléromètres et de gyroscopes afin de détecter les changements cinématiques liés à la fatigue musculaire.

Différents outils contribuent à l'analyse du contenu fréquentiel. Notamment la transformée de Fourier et la FFT (*Fast Fourier Transform*) permettent l'analyse fréquentielle de signaux stationnaires. Par contre, dans le cas de signaux non stationnaires, une autre méthode devient nécessaire afin de générer une carte temps-fréquence : la transformation par ondelettes.

Transformation par ondelettes

La transformation en ondelettes est un outil convertissant un signal temporel dans le domaine temps-fréquence. Une manière simplifiée de se représenter une transformation par ondelettes est d'imaginer une transformée de Fourier appliquée à chaque instant du signal, résultant en l'amplitude des différentes fréquences à chaque instant. Au lieu de décomposer le signal en fonctions sinusoïdales, une transformation par ondelettes utilise ce qu'on appelle des ondelettes, fonctions dont la forme peut être choisie pour correspondre à la forme du signal d'intérêt. Cette adaptation met en lumière des formes caractéristiques du signal qui seraient normalement atténuées par une transformée de Fourier.

En comparaison, une transformée de Fourier aurait une excellente précision en fréquence, mais aucune dans le domaine temporel, alors qu'il en serait inversement pour un signal temporel. Pour ce qui est des FFT, elles sont sujettes au principe d'incertitude. Dépendant de la largeur de la fenêtre sélectionnée, cette transformation perd en précision soit en temps, soit en fréquence,

afin d'obtenir une bonne précision dans l'autre variable indépendante (temps ou fréquence). Ainsi, la FFT s'applique moins bien aux signaux non-stationnaires, car une certaine précision est nécessaire autant dans les basses que dans les hautes fréquences pour permettre leur analyse. De son côté, la capacité de la transformation par ondelettes à offrir une bonne précision dans de multiples conditions rend cet outil optimal pour l'analyse d'un signal non-stationnaire comme ceux d'une tâche de travail.

La grande flexibilité et puissance de cette méthode fait que de nombreuses études y ont fait appel, notamment dans l'analyse du mouvement humain. En particulier, cet outil est utilisé pour analyser l'accélération de la hanche dans le domaine temps-fréquence (Sekine et al., 2000). Une autre étude a utilisé la transformation par ondelettes pour analyser le signal d'un gyroscope installé sur des personnes âgées (Najafi et al., 2002). Dans ces études, la puissance de cet outil a permis une analyse exploratoire de signaux dynamiques, puisqu'elle permet d'obtenir une représentation visuelle globale de l'évolution de l'amplitude du signal dans le temps dans un domaine qui sans cet outil serait moins intuitif à visualiser et interpréter : le domaine fréquentiel.

La transformation par ondelettes permet ainsi d'analyser les changements fréquentiels d'un segment corporel. Cependant, comme vu précédemment, les changements dans le mouvement sous l'effet de la fatigue musculaire concernent non seulement des segments individuels, mais aussi la coordination entre ces derniers. Il serait intéressant d'ajouter à ces analyses la relation spatiotemporelle du comportement de deux effecteurs.

Analyse fréquentielle de la coordination

Les changements de coordination entre les segments peuvent être interprétés grâce à des méthodes d'analyse de phase comme la CRP (*continuous relative phase*) et la valeur de verrouillage de phase (PLV, *phase locking value*). En particulier, la CRP est utilisée pour étudier la coordination des mouvements et consiste en la différence d'angle de phase entre deux segments adjacents en oscillation, dérivée du plan de phase des segments (Robertson et al., 2013). Un tel outil d'analyse permet de savoir avec un minimum de capteurs (i.e. 1 accéléromètre par segment comparé) et sans avoir à compléter une reconstruction cinématique qui impliquerait des délais

de traitement de signal et des biais de reconstruction, à quel point 2 segments sont en phase, donc coordonnés.

La déviation de phase peut être calculée à partir de données d'IMU (centrales inertielles) portables (Beange et al., 2019). Beange et al. (2019) ont comparé, avec celle des caméras optoélectroniques, la capacité d'IMU de mesurer la coordination (passant par la déviation de phase) entre les segments du dos. Elle a constaté une forte corrélation entre les 2 systèmes, et donc que les IMU suffisent à mesurer de telles coordinations associées aux mouvements de la colonne vertébrale.

Une autre méthode d'étude des changements de coordinations de mouvement est l'analyse de la PLV, utilisée en neurosciences pour observer la synchronisation entre les oscillations. Il serait donc possible d'étudier les changements de coordination du contenu fréquentiel des accéléromètres et des gyroscopes dus à la fatigue à l'aide de la PLV.

Objectifs spécifiques

La fatigue musculaire durant un mouvement répétitif comme la RPT serait liée au risque de TMS. Or, les changements cinématiques qui se produisent avec la fatigue sont souvent mesurés par caméras optoélectroniques. Les données reconstruites d'IMU amèneraient des conclusions semblables (diminution de l'élévation gléno-humérale et augmentation de l'amplitude du mouvement du tronc) à celles obtenues grâce aux caméras optoélectroniques en termes d'analyse des modifications au niveau de l'accélération sous l'effet de la fatigue (Côté et al., 2002; Cowley & Gates, 2017a; Dupuis et al., 2021; Gates & Dingwell, 2011; Yang et al., 2020). Comme plusieurs changements cinématiques sont mesurables avec des accéléromètres et des gyroscopes, comme l'augmentation du tremblement, l'objectif de ce projet de maîtrise était d'identifier des indicateurs de mécanismes de compensation ou d'évitement de la fatigue musculaire à l'aide d'accéléromètres et de gyroscopes pendant un RPT et une tâche de travail répétitive de remplissage de sachets de thé dans les membres supérieurs. L'hypothèse est qu'il existe des changements cinématiques liés à la fatigue musculaire qui seront mesurables à l'aide d'accéléromètres et de gyroscopes lors de ces tâches.

Les signaux cinématiques de la RPT ont pour caractéristique d'être oscillatoire. Aussi, la fatigue musculaire peut amener une augmentation d'amplitude d'oscillations notamment dû au tremblement (Cavuoto & Megahed, 2016; Gatti et al., 2014; Yung, 2016). Ainsi, il serait intéressant d'étudier dans le domaine fréquentiel les signaux d'IMU lors d'une RPT. Notre premier sous-objectif est d'évaluer les changements temps-fréquence des signaux IMU dû à la fatigue musculaire en termes de puissance spectrale lors du RPT (**O1**). Comme plusieurs segments démontrent une augmentation d'amplitude de mouvement sous une tâche fatigante recrutant le membre supérieur et comme la fatigue musculaire est liée au tremblement, la première sous-hypothèse est qu'il y aura une augmentation de la puissance spectrale, entre autres au niveau des fréquences propres au tremblement (possibilité de 1-30 Hz, mais plus souvent observé de 8-12 Hz), des signaux d'accélération et de gyroscope lors du RPT (**H1**).

De plus, la fatigue musculaire semble avoir entraîné une augmentation de la variabilité de mouvement dans plusieurs études (Cowley & Gates, 2017a; Fuller et al., 2011; Yang et al., 2018; Yang et al., 2020). De ce fait, notre second sous-objectif est d'évaluer les changements temps-fréquence des signaux IMU dû à la fatigue musculaire en termes de coordination lors du RPT (**O2**). La deuxième sous-hypothèse est qu'il y aura une diminution de la coordination (ou augmentation de la variabilité de la coordination) lors du RPT, mise en évidence via une diminution du PLV (**H2**).

Enfin, il faut adapter les indicateurs de la fatigue musculaire, tels que mesurés et calculés lors de la RPT, à une tâche réelle de travail tel que le remplissage de sachets de thé. En conséquence, notre troisième sous-objectif est d'évaluer les changements temps-fréquence des signaux IMU dû à la fatigue musculaire en termes de puissance spectrale moyenne lors d'une tâche de travail (**O3**). La troisième sous-hypothèse est qu'il y aura une augmentation de la puissance spectrale moyenne lors d'une tâche de travail, notamment au niveau des fréquences propres au tremblement (1-30 Hz, surtout 8-12 Hz) (**H3**).

Chapitre 3 – Article :
ASSESSMENT OF MUSCLE FATIGUE MANIFESTATION USING
ON-BOARD INERTIAL MEASUREMENTS UNITS

Béatrice Moyen-Sylvestre^{a,b}, Étienne Goubault^{b,d}, Mickael Begon^{a,b}, Julie Côté^e, Jason Bouffard^c,
Fabien Dal Maso^{a,b}

beatrice.moyen-sylvestre@umontreal.ca

etienne.goubault.de.brugiere@umontreal.ca

mickael.begon@umontreal.ca

julie.cote2@mcgill.ca

jason.bouffard@kin.ulaval.ca

fabien.dal.maso@umontreal.ca

a : Institute of Biomedical Engineering, Faculty of Medicine, Université de Montréal
2960, chemin de la Tour / Loc. 1101, Montreal, Quebec, Canada, H3T 1J4

b : Laboratoire de Simulation et Modélisation du Mouvement, Université de Montréal
1700, rue Jacques-Tétreault, Laval, Quebec, Canada, H7N 0B6

c : Department of Kinesiology, Faculty of Medicine, Université Laval
2300, rue de la Terrasse, Local 2128, Quebec, Quebec, Canada, G1V 0A6

d : School of Kinesiology and Human Kinetics, Faculty of Medicine, Université de Montréal
C.P. 6128, succursale Centre-ville, Montreal, Quebec, Canada, H3C 3J7

e : Department of Kinesiology and Physical Education, McGill University
475 Pine Av. West, Montreal, Quebec, Canada, H2W 1S4

Abstract

Muscle fatigue is a risk factor of developing musculoskeletal disorders during repetitive tasks. Upper-limb time-frequency adaptation of acceleration and angular velocity due to muscle fatigue were assessed during repetitive working and pointing task (RPT). Twenty-four participants equipped with 11 inertial measurement units positioned on upper-limbs, performed a RPT between a simulated working task to induce fatigue. Time-frequency maps between working task's fatigue conditions, and between the first (Initiation) and last 10 cycles (Termination) of the RPT were compared using cluster-based permutation analyses. The time-history of phase locking value was compared between Initiation and Termination using statistical parametric mapping analysis. As results, an increased power and coordination variability were observed on the head, sternum, and pelvis during RPT and an increased mean power was observed on hand, forearm and upper arm during the working task. Although movement adaptations were task specific, increased segments' power could track manifestation of muscle fatigue in industrial setting.

Keywords

Time-frequency analysis; Working task; Repetitive Pointing Task

Abbreviations

RPT: Repetitive pointing task

MSD: Musculoskeletal disorder

IMUs: Inertial measurement units

MVC: Maximal voluntary contractions

PLV: Phase locking value

SPM: Statistical parametric mapping

Funding

This work was supported by the Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail under (IRSST) under Grant 2017_0016.

Introduction

Musculoskeletal disorders (MSDs) of the upper-limb and trunk accounted for 53% of the cumulated 240,682 hours of lost time claims in 2016 in Canada (Statistique-Canada-CoC, 2016). Workers performing repetitive tasks, such as poultry processing, hairdressing or dentistry, have more than twice the risk of being diagnosed with MSD than those performing more diversified and mobile tasks such as air traffic control, rubber mixing or nursing work (Nordander et al., 2009). Although low-load working activities involve muscle activations lower than 20% of their maximum (Nordander et al., 2016; Nordander et al., 2009), the repetition of movement causes muscle fatigue (Santos et al., 2016; Sjøgaard et al., 1986) that has been identified as a risk factor for developing MSDs (Côté, 2014; Karen V Lomond & Julie N Côté, 2011; Sjøgaard et al., 2000). Consequently, muscle fatigue assessment in the workplace is critical to improve health prevention for workers performing low-load repetitive tasks (Zhang et al., 2019).

Muscle fatigue alters joint kinematics (Asgari et al., 2017; Cowley & Gates, 2017a; Cowley & Gates, 2017b). For instance, during low load repetitive tasks involving the upper-limb, muscle fatigue decreases glenohumeral mean and maximum elevation angles (Cowley & Gates, 2017b; Dupuis et al., 2021; Gates & Dingwell, 2011; Yang et al., 2020). While such muscle fatigue-related adaptations occur, studies observed proximal compensations such as an increase in trunk range of motion during sawing (Côté, Mathieu et al. 2002) and pointing tasks (Dupuis, Sole et al. 2021). In addition, joint coordination variability has also increased during a fatiguing repetitive pointing tasks (RPT) (Yang et al., 2018; Yang et al., 2020) and fatiguing ratcheting, (Cowley & Gates, 2017b). To date, investigation of kinematic alterations caused by muscle fatigue mostly comes from laboratory-based experiments involving optoelectronic or equivalent motion-capture systems (Bauer et al., 2015; Bolink et al., 2016). However, in industrial and occupational settings, the use of such technology presents methodological limitations since they require large installation space, high-level expertise and, extensive post-processing (Cavuoto & Megahed, 2016). Alternatively, wearable sensor-based technologies such as inertial measurement units (IMUs) are easy to use and allow to move freely in any environment, making them increasingly popular for monitoring in-field mobility and physical activity (Kang et al., 2010). Therefore, IMU are of great interest for the assessment of manifestation of muscle fatigue in the workplace (Zhang et al., 2019).

IMUs-based 3D orientation of body segments is calculated using a fusion algorithm combining 3-axis accelerometer, gyroscope, and magnetometer data. Additionally, fusion algorithm requires to integrate gyroscopes data, among others, resulting in drift (Jaskot & Babiarz, 2010; Seel et al., 2014; Zhao, 2018). Plus, the magnetometer used to stabilize information is sensitive to environmental magnetic perturbation, especially in industrial settings or long term measurements (Lebel et al., 2015). Consequently, when combining technology and biomechanical model components, IMU's kinematics limit of agreement bias can reach up to 26 degrees in z axis for the shoulder compared to optoelectronic cameras during a complex manual material handling task reproduced in laboratory (Robert-Lachaine et al., 2017). As joint angle's adaptations caused by upper-limb muscle fatigue is expected to be less than 10 degrees (Côté et al., 2002; Cowley & Gates, 2017b; Gates & Dingwell, 2011; Yang et al., 2020), joint angles calculated from IMU lacks accuracy to properly detect muscle fatigue-related kinematics alterations. Interestingly, IMU acceleration and angular velocity have previously been used to assess several human movements such as gait (listed in (Pardoel et al., 2019)) and swimming (Kos & Umek, 2019) or movement impairment such as sclerosis (Ibrahim et al., 2020) and Parkinson disease (Gaßner et al., 2019; Goubault et al., 2020; Lebel et al., 2020; Pardoel et al., 2019). More specifically, due to exacerbated physiological tremor characterized by an increased of oscillations, the power spectrum of acceleration and angular velocity of distal segments can increase in various bandwidths. Indeed, tremor was observed with fatigue in the 1-3 Hz frequency band of displacement or higher for its derivatives (Carignan et al., 2010), in the 4-5 Hz and de 7-8 Hz frequency bands for the hand (Chandra et al., 2017) and 8-12 Hz frequency band of index during long term fatigue generation (Cavuoto & Megahed, 2016; Gatti et al., 2014; Lippold, 1981; Yung, 2016). In studies assessing fatigue, as changes in kinematics amplitude and frequency content are observed with fatigue, it would be possible to assess workers' manifestation of fatigue during fatiguing repetitive and working tasks using accelerometers and gyroscopes.

The objective of this study was to assess the effect of muscle fatigue on the frequency content of acceleration and angular velocity during 1) a standardized RPT known to generate upper-limb fatigue, and 2) an upper-limb repetitive working task simulating true low-load repetitive tea bag

filling work. During the RPT, we hypothesized that trunk acceleration and angular velocity power spectrum between 0.5-3 Hz would increase, as its range of motion increased under fatigue condition (Bouffard et al., 2018). We also hypothesize an increase in the 8-12 Hz frequency bandwidth of upper-limb distal segments since tremor increased with fatigue (Cavuoto & Megahed, 2016; Gatti et al., 2014; Lippold, 1981; Yung, 2016). Finally, we hypothesized an increase in coordination's variability between IMU's signal at the end of the RPT (Cowley & Gates, 2017b; Srinivasan & Mathiassen, 2012) in the 0.5-3 Hz frequency bandwidth (Yang et al., 2018; Yang et al., 2020). During the upper-limb repetitive working task, we hypothesized that the mean power of acceleration and angular velocity would increase on the upper-limb after the fatiguing RPT (Cowley & Gates, 2017a; Gates & Dingwell, 2011; Karen V. Lomond & Julie N. Côté, 2011).

Methods

Participants

Twenty-four right-handed participants (12 ♀; age: 32.9 ± 8.9 YO; mass: 66.8 ± 10.9 kg; height: 166 ± 9 cm) were recruited among workers of a tea packaging factory. All participants were familiar with the working task investigated in this study since they had performed this task full time (23 participants) or part time (1 participant) for 2.6 ± 1.6 months [range: 1-24 months]. Exclusion criteria included upper-limb disabilities or MSDs at the time of the experiment. All participants read and signed a written informed consent form before any experimental procedure. The experimental protocol was approved by the local Ethics Committee (#CERC-19-086-D).

Instrumentation

Kinematics. Participants were equipped with 11 IMU (Xsens, Enschede, Netherlands) positioned on the pelvis, sternum, head and on both hands, lower arms, upper arms, and shoulders. IMUs' location followed Xsens recommendations (Xsens, 2020) except for the shoulders that were positioned closer to the acromion to leave space for reflective markers and electromyography electrodes positioning (Figure 3-A Note that reflective markers and electromyographic data were

not used in the present study). IMUs' acceleration and angular velocity were recorded using the MT Manager software (Xsens, Enschede, Netherlands) at a sampling rate of 40 Hz.

Repetitive pointing task (RPT). Two cylindrical touch-sensitive sensors (length: 6 cm, radius: 0.5 cm, Quantum Research Group Ltd, Hamble, UK) were used as proximal and distal targets for the RPT (Figure 3-B). The sensors were placed at shoulder height in midsagittal plane, and at 30% (proximal target) and 100% (distal target) of the arm length. Each time the sensors were touched by the participants, TTL pulse were recorded at a sampling rate of 2000 Hz by the Nexus software (Vicon, Oxford, UK) and auditory feedback were given to participants to help them synchronize with the metronome' tempo.

Force. An unidirectional S-shape load cell (363-D3-300-20P3, InterTechnology Inc., Don Mills, Ontario, Canada) was used to measure the shoulder maximal voluntary isometric upward force. The load cell was attached to a horizontal bar located above the RPT setup (Figure 3-C).

IMUs, touch-sensitive sensors, and load cell data were synchronised via a TTL pulse sent by MT Manager software to Nexus software (Vicon, Oxford, UK) at the beginning of each recording.

Experimental protocol

The experiment was composed of the succession of *maximal voluntary contractions (MVCs)*, *working task* and a *RPT* as shown on the timeline Figure 3-D. The sequence was: MVC1, *working task* pre-RPT, MVC2, RPT, MVC3, *working task* post-RPT, MVC4 (Figure 3-E).

Maximum voluntary isometric contractions. Participants stood up facing the MVC setup (Figure 3), their shoulder flexed at 90°, their finger at the midsagittal plane and their forearm pressing for 3 secs against the horizontal bar attached to a force sensor. Verbal encouragement and instructions to minimize trunk compensation during MVCs was given to participants.

Repetitive pointing task. Participants stood upright in front of the RPT setup with the dominant arm in horizontal position and the feet parallel at shoulder width. They were asked to touch alternatively the two touch-sensitive sensors at a rhythm of one cycle (flexion-extension) per two secs (Bouffard et al., 2018; Fuller et al., 2009; Yang et al., 2018) by synchronising the sensors' auditory feedbacks to an external metronome. To ensure that participants maintained their arm horizontally, an elliptically-shaped mesh barrier was placed under the elbow trajectory.

Participants' non-dominant arm rested on the side of the body during the whole RPT. Participants reported their rate of perceived exertion every 30 secs using the CR10 Borg scale (G. A. Borg, 1982). Additionally, the RPT was interrupted every 2 minutes so that participants perform a MVC as described above. After each MVC, participants resumed the RPT without resting. Participants were asked to perform the task for as long as possible and were stopped when they reached a score of 8 or higher on the CR10 Borg scale.

Working task. The working task was identified as being the most repetitive fatiguing task for the upper-limb muscles within our industrial partner's according to interviews. The setup described thereafter was made accordingly to observations made at the workers' tea packaging factory. Participants performed a repetitive working task consisting in filling tea bags of 57 g using a 35-g shovel in their right hand. A balance was positioned on their left side to adjust the required weight. The table height was 87 cm. Participants were instructed to keep their own personal work pace for a 2 minutes duration trial.

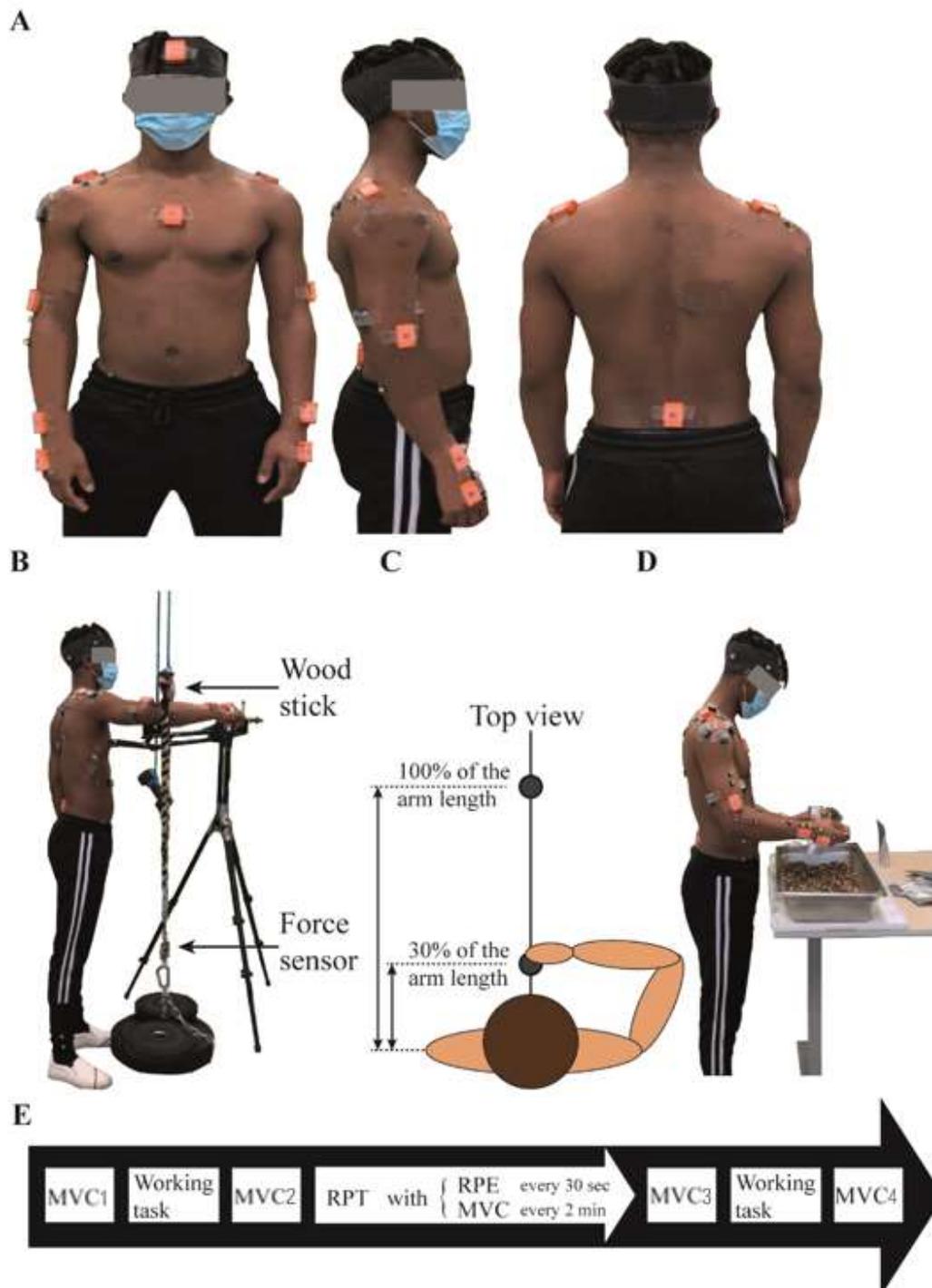


Figure 3. – (A) Participant equipped with IMU sensors. (B) Picture of the MVC setup. (C) Schematic top view of the RPT. (D) Working task. (E) Timeline of the experiment. EMG and optical markers' data are not analyzed in this paper.

Data processing

Data processing and statistical analysis were performed with Matlab R2019a (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA).

Load cell data were filtered using a zero-lag 2nd order Butterworth low-pass filter at 30 Hz. To obtain maximum voluntary isometric force, filtered load cell data were averaged over a one-sec moving window and the maximum value obtained during each MVIC trial was kept for statistical analysis.

Acceleration and angular velocity were low pass filtered at 15 Hz using a zero-lag 2nd order Butterworth. The cut off frequency was determined using a residual analysis of the acceleration and gyroscopes' signals and from literature on human movement frequency band of interest (Person and Kudina 1972, Casiez 2004, Kim and Nussbaum 2013, Ayachi, Nguyen et al. 2016, Zhang, Diraneyya et al. 2019). Then, the module of each sensor's acceleration and angular velocity was calculated. Module signals were then centered around zero by subtracting their mean value.

Repetitive pointing task. For the power spectrum analysis, a time-frequency convolution, wavelet transformation, was applied using a continuous Complex Morlet wavelet 8-1 (wave number: 8, frequency range: 0.05 to 15.00 Hz in 0.05 Hz steps), wavelet selected according to preliminary data examination. To minimize loss information at both sides of the time-frequency maps, acceleration and angular velocity magnitudes were concatenated with their mirror at the beginning and at the end prior to perform the time-frequency analysis. Mirror portions were then removed from the resulting time-frequency maps. The latter were then segmented in flexion-extension cycles using touch-sensitive sensor's data. Any cycles lasting less and more than 1.6 sec and 2.4 sec, respectively were removed from analysis. The mean time-frequency maps of the first and last 10 cycles (*Initiation* and *Termination*, respectively) were calculated for all sensors and participants.

For the coordination analysis, acceleration and angular velocity magnitude were bandpass filtered in the 0.5-3 Hz and 3-15 Hz frequency bands. The resulting bandpass filtered signals were segmented into flexion-extension cycles using touch-sensitive sensors' data. The phase locking value (PLV) of the 10 first cycles (*Initiation*) and coordination of the last 10 last cycles

(*Termination*) was calculated for every participants for each segment combination and for both acceleration and angular velocity signals in 2 frequency bands sections (low versus high frequencies; 0.5-3 Hz versus 3-15 Hz because the main movement was around 1.6-2.4 Hz). Phase locking value (PLV) can reflect the phase synchronization relationship by providing a measure of similarity between two non-zero vectors in specific frequency bandwidth (Wang et al., 2020). Computing the PLV between two vectors results in values ranging from 0 to 1, corresponding to no (i.e., vectors are perpendicular) and perfect (i.e., vectors are aligned) similarity, respectively. In motor control, PLV can be used to quantify coordination.

For the *working task*, a time-frequency convolution as described above was applied to the acceleration and angular velocity magnitudes. The resulting time-frequency maps were averaged within the 0.5-3 Hz and 3-15 Hz frequency bands and the middle 100 secs of the 120 secs recorded trial.

Statistical analysis

Maximum voluntary isometric contraction. A one-way ANOVA with repeated measures on Time (MVC1, MVC2, MVC3, MVC4) was performed on maximum voluntary isometric force, followed by a Tukey post-hoc analysis.

Repetitive pointing task. The number of remaining flexion-extension cycles and their mean and variability duration were compared between task Initiation and Termination using a paired t-test to assess the effect of Time on movement rhythm.

The power spectrum of acceleration and angular velocity time-frequency maps were compared between task Initiation and Termination using a cluster-based permutation analysis (Fieldtrip, 2021; Oostenveld et al., 2011). This permutation analysis computes the significance probabilities that differences between time-frequency maps are not related to random variations of power spectrum (Sassenhagen & Draschkow, 2019). Also, the time-history of PLV in the 0.5-3 Hz and 3-15 Hz frequency bands were compared between task *Initiation* and *Termination* using statistical parametric mapping (SPM) analysis (Pataky, 2015 #287).

Working task. The power of acceleration and angular velocity in the 0.5-3 Hz and 3-15 Hz frequency bands were compared between pre- and post-RPT using a paired t-test.

Results

Maximum voluntary isometric force

The one-way ANOVA on maximum voluntary isometric force revealed a significant Time effect ($F_{3,88}=7.130$; $p<0.001$). The post-hoc analysis showed that MVC3 was significantly smaller than MVC1 ($t_{23}=3.95$; $p<0.001$), MVC2 ($t_{23}=5.26$; $p<0.001$), and MVC4 ($t_{23}=5.20$; $p<0.001$) (Figure 4).

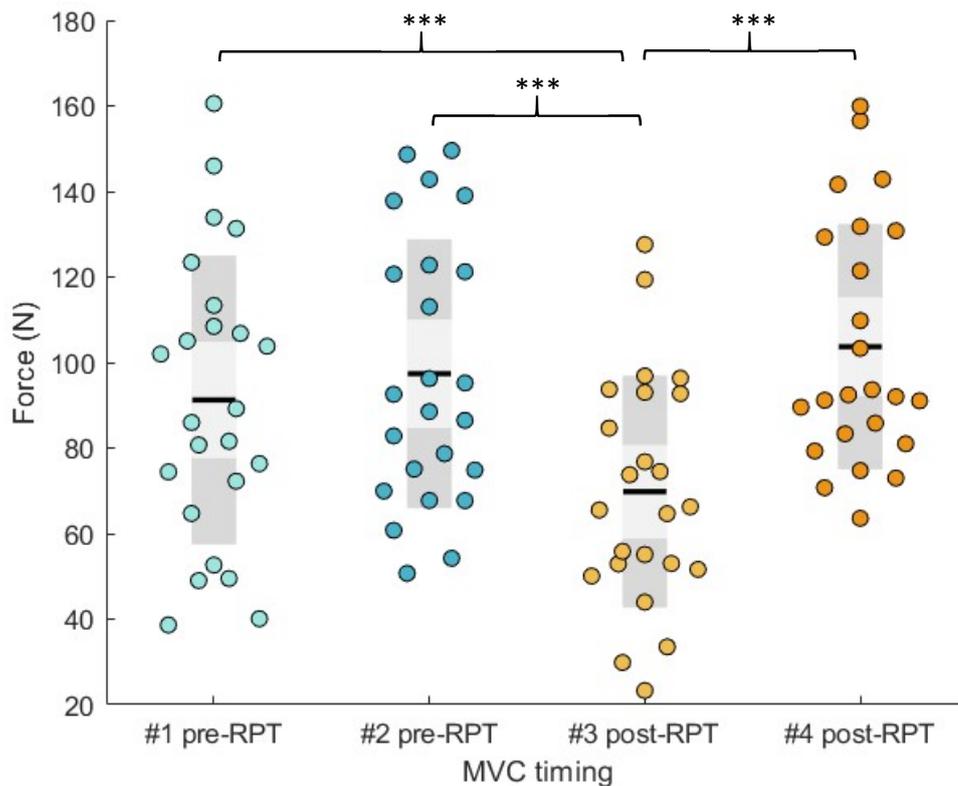


Figure 4. – Maximum voluntary isometric force during MVCs. Dots represent each participants' data. Black horizontal lines represent the participants mean value, pale and dark grey

represent the 95% standard error of the mean and standard deviation, respectively.

Asterisks represent significant effects at $p < 0.001$.

Repetitive pointing task

Movement rhythm. Participants performed the RPT for 306 ± 114 secs [range 120-540 secs]. As flexion-extension cycles lasting less than 1.6 sec and more than 2.4 sec were removed, statistical analyses were conducted on 8.96 ± 2.24 and 9.38 ± 2.06 remaining cycles in task *Initiation* and *Termination*, respectively. Flexion-extension cycles lasted 1.872 ± 0.406 secs and 1.883 ± 0.409 secs in task *Initiation* and *Termination*, respectively. The standard deviation of each participant's cycle duration was 0.098 ± 0.048 sec and 0.101 ± 0.039 sec in task *Initiation* and *Termination*, respectively. The number of flexion-extension cycles kept for analysis for each participant, their duration and their standard deviation of cycle duration for each participant did not show significant differences between task *Initiation* and *Termination* ($t_{23}=1.794$; $p=0.086$, $t_{23}=0.523$; $p=0.606$, $t_{23}=0.234$; $p=0.817$, respectively).

Power spectrum amplitude. The cluster-based permutation analysis performed on time-frequency maps revealed significant higher power spectrum amplitude at task *Termination* than task *Initiation* for both acceleration and angular velocity (Figure 5). For acceleration signal, this increase was observed on the IMU positioned on the head ($p=0.008$ in the 3-15 Hz frequency band), sternum ($p=0.004$ in the 3-15 Hz frequency band), pelvis ($p=0.002$ in the 3-15 Hz frequency band), shoulder ($p=0.010$ in the 4-10 Hz frequency band), and upper arm ($p=0.002$ in the 4-15 Hz frequency band) in the power spectrum. For gyroscope signal, power spectrum increase was observed on the IMU positioned on the head ($p=0.002$ in the 0.5-15 Hz frequency band), sternum ($p=0.026$ in the 11-15 Hz and $p=0.016$ in the 6-11 Hz frequency bands) and pelvis ($p=0.014$ in the 7-15 Hz and $p=0.044$ in the 1-2 Hz frequency band). For both acceleration and angular velocity, significant differences were mostly observed around 30-100% of the flexion-extension cycle.

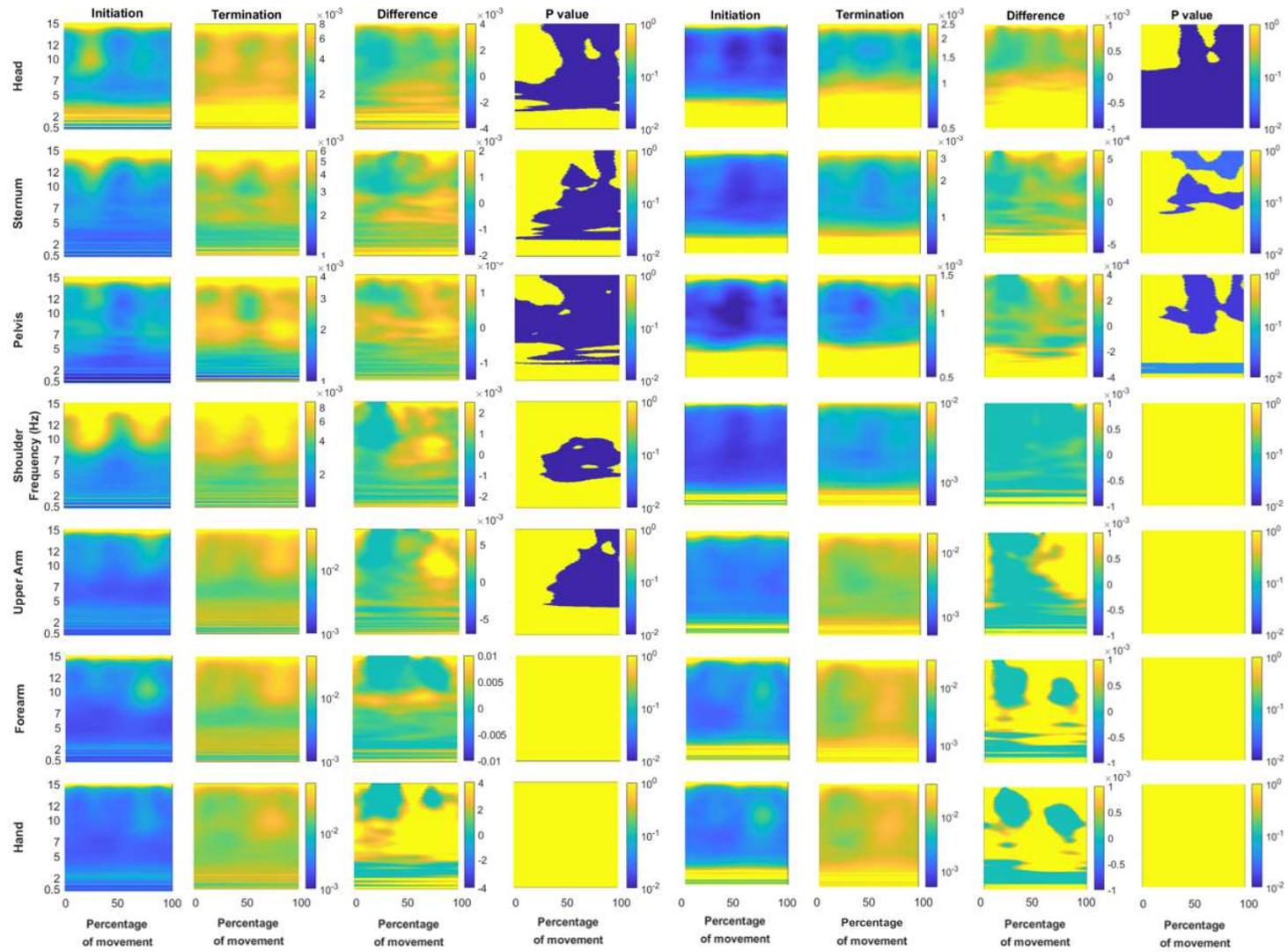


Figure 5. – *Initiation* time-frequency power spectrum (first column), *Termination* time-frequency power spectrum (second column), difference between *Termination* and *Initiation* (third column) for head, sternum, pelvis, shoulder, upper arm, forearm, and hand IMU and p values (fourth column) for acceleration (left part) and angular velocity (right part) signals. Significant ($p < 0.05$) differences in power spectrum between initiation and termination conditions, observed in time-frequency domain, are represented by the zone in color. Except on the fourth column where it represents the p value, the color represents the normalized amplitude of the difference *Termination-Initiation* maps, yellow being an increase of power spectrum and blue a decrease.

Phase locking value. The SPM analysis revealed significant decrease of PLV between task Initiation and task Termination in the 0-3 Hz frequency band for both acceleration and angular velocity (Figure 6). For acceleration signal, the PLV significantly decreased for the following pairs of IMU: head-sternum ($t_{19}=3.559$; $p=0.002$), head-upper arm ($t_{21}=2.878$; $p=0.009$, $t_{21}=3.815$; $p=0.001$ and $t_{21}=2.620$; $p=0.016$), head-forearm ($t_{23}=5.000$; $p < 0.001$), head-hand ($t_{22}=5.000$; $p < 0.001$), sternum-upper arm ($t_{19}=2.562$; $p=0.019$ and $t_{19}=3.400$; $p=0.003$), pelvis-shoulder ($t_{21}=4.000$; $p < 0.001$) and pelvis-hand ($t_{21}=3.118$; $p=0.005$). The SPM analysis of acceleration revealed difference between task *Initiation* and task *Termination* on the PLV in the 3-15 . Concerning angular velocity, the SPM analysis revealed difference between task *Initiation* and task *Termination* on the PLV in neither the 0.5-3 and 3-15 .

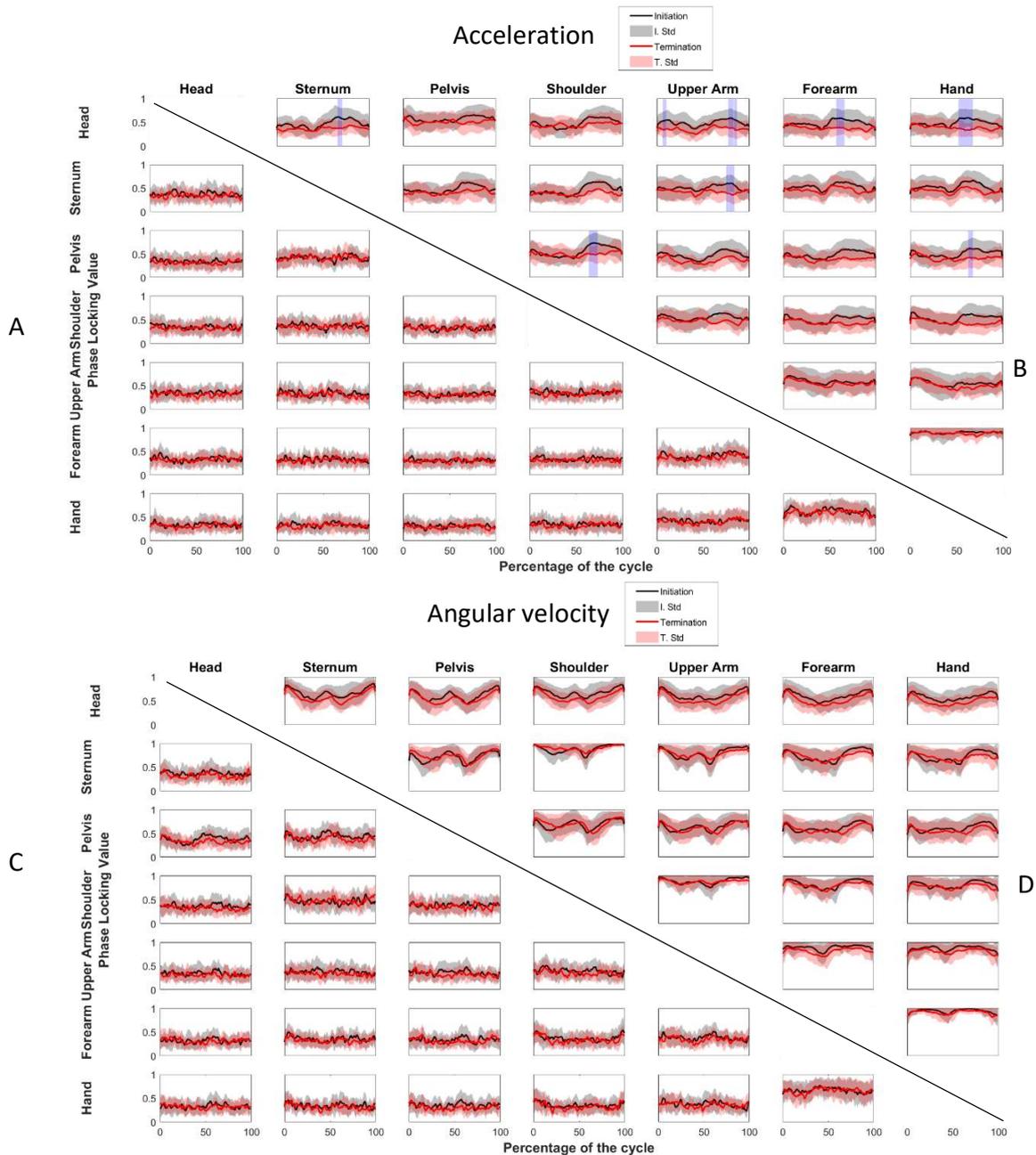


Figure 6. – SPM of the acceleration (A, B) and angular velocity (C, D) PLVs between two segments during RPT. In black is the *Initiation* mean PLV value of pointing cycles, represented from 0 (proximal) to 100% (distal) of a mean pointing cycle and grey its standard deviation. In red is the same for *Termination* mean PLV value. The significant differences between the 2 PLV (*Initiation* versus *Termination*) are represented by vertical lines with various width corresponding to the width of the significantly different portion of the pointing cycle. The

graphs of the upper right (B, D) correspond to low frequency (0.5 to 3 Hz) and lower left (A, C), to high frequencies (3 to 15

Working task

The paired T-test on the 0.5-3 Hz and 3-15 Hz frequency bands between pre- and post-RPT revealed significant effect of fatigue for both acceleration and angular velocity. Concerning acceleration signal, the power spectrum significantly increased after the RPT for the IMU positioned on the head ($t_{23}=-2.164$; $p=0.041$), forearm ($t_{23}=-2.254$; $p=0.034$) and the hand ($t_{23}=-2.355$; $p=0.027$) in the 0.5-3 Hz frequency bandwidth and for the forearm ($t_{23}=-2.175$; $p=0.040$) in the 3-15 Hz frequency bandwidth (Figure 7). Concerning gyroscope signal, the power spectrum significantly increased after the RPT for the IMU positioned on the upper arm ($t_{23}=-2.523$; $p=0.019$) in the 0.5-3 Hz frequency bandwidth and the head ($t_{23}=-2.078$; $p=0.049$) and hand ($t_{23}=-2.317$; $p=0.030$) in the 3-15 Hz frequency band (Figure 7).

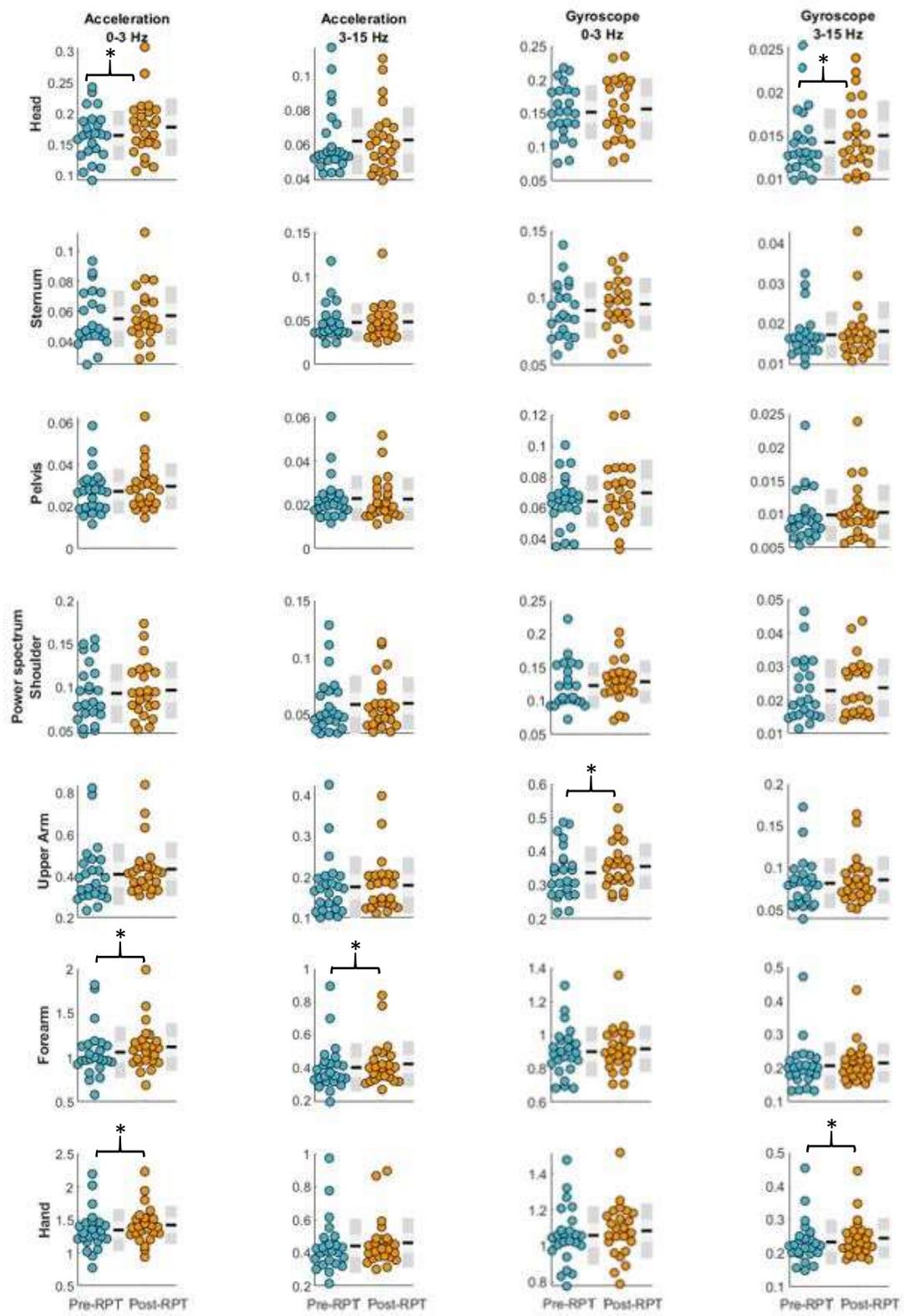


Figure 7. – Power spectrum pre-RPT versus post-RPT. Dots represent each participants' data. Black horizontal lines represent the participants mean value, pale and dark grey represent the 95% standard error of the mean and standard deviation, respectively.

Discussion

To the best of our knowledge, the present study is the first to assess the manifestation of muscle fatigue using the frequency content of acceleration and angular velocity during low-load dynamic upper-limb tasks. During a standardized RPT, the power spectrum of head and trunk acceleration and angular velocity increased between task *Initiation* and *Termination*. In addition, head-trunk pair and head-arm segments pairs lost inter-segment coordination with fatigue. During the tea bag filling working task, we also observed an increase in power spectrum amplitude of acceleration and angular velocity of upper arm, forearm and hand segments with possible fatigue manifestation. As discussed, these changes in the frequency content of acceleration and angular velocity are interpreted as indicators of manifestation of fatigue that could be implemented in industrial setting to better prevent musculoskeletal disorders.

Repetitive pointing task

Decrease in maximal voluntary isometric force and increase in effort perception have been well described under fatigue condition (Enoka & Stuart, 1992; Jones & Hunter, 1983; Vøllestad, 1997; Yung, 2016). Firstly, the post-hoc analysis performed on MVCs revealed a significant loss of force production immediately after the completion of the RPT. Secondly, all participants reached 8 or more at the CR10 Borg scale, which is another evidence of the presence of muscle fatigue since the performance of the participants remained constant across the RPT (Pageaux, 2016). Importantly, movement cycle duration and its variability did not change between task *Initiation* and *Termination* suggesting that observed changes in terms of acceleration and angular velocity time-frequency content can be interpreted as a manifestation of muscle fatigue.

Head's range of motion and vertical displacement amplitude were shown to increase during upper-limb fatiguing tasks (Cid et al., 2020; Madeleine, 2010), as well as pelvis jerk during upper-limb fatiguing dumbbell exercise and masonry work (Zhang et al., 2019). Similarly, previous results

revealed a significant increase in trunk range of motion during various upper-limb fatiguing tasks (Bouffard et al., 2018; Côté et al., 2002; Fuller et al., 2009). As the RPT used in the present study is a cyclic task performed at a fixed cadence, body segments increased range of motion generates greater acceleration and angular velocity, producing an increase in power spectrum amplitudes of such signals. Therefore, the increased power spectrum amplitudes of head, sternum, and pelvis acceleration and angular velocity signals are in agreement with previous kinematic-based studies and suggests that power spectrum analyses of acceleration and angular velocity signals provides efficient indicators of the manifestation of muscle fatigue. However, power spectrum changes in the 0.5-3 Hz frequency band, i.e. the frequency of the RPT, only involved pelvis and head angular velocity. This increase can be explained by an increase in postural sway amplitude, as previously observed with fatigue (Nardone et al., 1997). Although it is possible that postural sway happens in higher frequencies, Nardone et al. (1997) only observed its increased amplitude at frequencies below 1 Hz, possibly due to the sensors used or their pre-processing analysis. Most power spectrum increases were observed in acceleration and angular velocity of proximal segments in the 3-15 Hz frequency band, which may be interpreted as physiological tremor known to occur in the 1-30 Hz frequency band, mainly 8-12 Hz according to literature, with muscle fatigue (Lippold, 1981; Yung, 2016). However, to the best of our knowledge, tremor in response to muscle fatigue was only observed for distal upper-limb segments (Yung, 2016). Although further studies are needed to understand the underlying mechanisms of proximal segments physiological tremor during fatigue, increase of 3-15 Hz power spectrum may be a good indicator of the manifestation of muscle fatigue during RPT.

An increase in coordination variability in the 0.5-3 Hz frequency band during the RPT was observed in our study using frequency content of acceleration signal. A similar increase, compared to previous kinematic studies, could be observed in previous studies on upper-limb fatigue (Cowley & Gates, 2017b; Yang et al., 2018)..

Similarly to the observed increase in power spectrum, it is mostly trunk-related segments, i.e., head, sternum, pelvis, and scapula that are concerned with coordination changes compared to endpoint segments, i.e., hand, forearm, and upper-arm. This similarity in segments significantly affected by muscle fatigue could be explained by a loss of coordination between limbs with

movement speed, with increased acceleration power spectrum. In fact, Seifert et al. (2010) observed a decrease of in-phase phase percentage with swimming speed. Such decreased in joint coupling with fatigue were thought to be related either to a loss of motor control with fatigue or to an increased use of motor abundance, the diverse set of motor strategies that can be used to accomplish a single task, to compensate fatigue (Bernstein, 1966; Latash, 2012).

Such flexibility may be a protective factor against MSDs (Hamill et al., 2012). An author (Ferber & Pohl, 2011) speculated increased in joint coupling variability to be related either to the motor deficits at the site of fatigue being compensated by the non-fatigued or to a loss in motor control. As RPT performance was maintained in our study, this suggests that we observed a compensation by non-fatigued segments in order to maintain task performance. Indeed, a maintained task performance was observed in rhythmic force production despite an increased individual finger's force variability with fatigue, suggesting an adaptive increase in force variance by non-fatigued elements (Singh et al., 2010). It seems that the endpoint segments' trajectory are too restricted by the RPT for any changes to be observed on distal upper-limb segments.

Finally, considering power spectrum and PLV together, acceleration power spectrum increased for 5 out of 7 segments, while angular velocity power spectrum increased for only 3 out of 7 segments and PLV only decreased for accelerometer signals. These observations suggest that accelerometer signals may be more sensitive to detect manifestation of muscle fatigue than gyroscope signals. Additionally, comparisons of time-frequency maps and PLV curves showed significant differences mainly during the second half of the movement cycle, i.e., the extension phase. This observation suggests that the indicators of manifestation of muscle fatigue used in the present study may be more sensitive when the effort required for task completion increases, such as during the extension phase of the RPT where the torque at the shoulder increases.

Working task

Contrary to the RPT where power spectrum increased for head and trunk segments, power spectrum changes involved forearm, hand, and head during the working task. This discrepancy in the body segments where muscle fatigue manifests may be due to task specificities. Indeed, during the RPT, participants had to maintain a constant movement pace and trajectory of their

hand to alternatively touch the proximal and distal targets with the required rhythm. Consequently, no change was observed at the effector during RPT, as already emphasized in Yang et al. (2018) during RPT. Alternatively, during the working task, different motor strategy can be employed to fill the tea bags, which may have resulted in increased power spectrum at the effector. These observations emphasize that the location of the manifestation of muscle fatigue measured via the power spectrum of accelerometer and angular velocity might differ according to the task of interest (Enoka, 1995; Yung, 2016). However, in both RPT and working tasks, power spectrum of accelerometer and angular velocity increased, reemphasizing that power spectrum increase is a relevant indicator of manifestation of muscle fatigue that should be adapted for industrial setting.

Limitations

Although the RPT successfully caused muscle fatigue, the significant increase in force production between the MVIC₃ and MVIC₄, performed respectively immediately before and after the post-RPT working task, implies some limitations. This increased force production suggests that participants have recovered during the post-RPT working task. Therefore, although our results revealed significant changes in power spectrum of acceleration and angular velocity between pre- and post-RPT measurements, the level of fatigue at the beginning of the post-RPT working task may have not be maintained across the two minutes duration of the working task. This result suggests that the muscle fatigue generated during the RPT lacked specificity to the tea filling working task and/or that the motor variability during the working task allowed participants to recover from the RPT. Consequently, it can be hypothesized that if fatigue maintained its level across the duration of the post-RPT working task, tendencies observed for the increase of acceleration power of the upper arm in the 0.5-3 Hz frequency band ($t_{23}=-2.001$; $p=0.057$) and the angular velocity power spectrum of the pelvis in the 0.5-3 Hz frequency band ($t_{23}=-1.993$; $p=0.058$) and upper arm in the 3-15 Hz frequency band ($t_{23}=-2.025$; $p=0.054$) would have reached the significant level.

Conclusion

The objective of this study was to assess kinematics changes due to muscle fatigue through frequency analyses of accelerometer and gyroscope signals during a fatiguing RPT and an upper-limb repetitive tea bag filling working task. All together, frequency content analyses of accelerometer and angular velocity showed an increase in power spectrum of head and trunk-related segment's and a decrease in inter-segment coordination during the last stage of the RPT. Alternatively, the increase of power spectrum concerned distal body segments during the tea bag filling upper-limb repetitive working task during probable fatigued condition. Consequently, the frequency content of lightweight, wearable, and low calibration measurements such as acceleration and gyroscope signals showed significant increase observable with the possible apparition of fatigue. Therefore, the indicators may be implemented in industrial setting to assess muscle fatigue in workers assigned to upper-limb repetitive tasks.

Acknowledgment

This study was made possible thanks to our industrial partner, DAVID'sTEA, with a special mention to our contact, Roman Butman.

Chapitre 5 – Discussion générale

L'objectif de ce projet de maîtrise était d'identifier des indicateurs de mécanismes de compensation ou d'évitement de la fatigue musculaire basés sur des capteurs inertiels portatifs. Nous avons observé une augmentation de la puissance des signaux d'accélération et de vitesse angulaire dans les bandes de fréquences 0 à 3 Hz et 3 à 15 Hz lors d'une RPT et 0 à 3 Hz lors d'une tâche de travail. Aussi, lors du RPT, une diminution de la coordination entre de nombreux segments fût observée. Ces changements se situaient sur des segments qui différaient d'une tâche à l'autre. En effet, les changements se produisaient principalement au niveau des segments proximaux dans le cadre de la RPT, alors que les changements concernaient principalement les segments distaux lors de la tâche de travail. Ces résultats confirment l'apparition d'adaptations motrices détectables par analyse fréquentielle et spécifiques à la tâche effectuée. Comme la génération de fatigue musculaire lors du RPT fût validée via la diminution de la force musculaire, l'augmentation de la perception de l'effort et le témoignage des participants, une telle analyse fréquentielle des signaux d'accélération et de vitesse angulaire semble prometteuse pour la détection de la fatigue musculaire.

Ce chapitre débutera avec une discussion de nos résultats par rapport à la reproduction de tâche de travail (section Reproduction d'une tâche de travail). Sera aussi abordée le concept de Spécificité des adaptations liées à la fatigue, en lien notamment avec le type de tâche effectuée. Ensuite, nous positionnerons notre étude par rapport à la littérature existante en mentionnant ses forces, limites et perspectives résultantes des limites (section Positionnement de l'étude). Le chapitre se conclura avec les perspectives qu'offre ce projet de maîtrise en milieu de travail (section Perspectives pour l'évaluation de la fatigue musculaire en milieu de travail).

Reproduction d'une tâche de travail

Avant le début de cette étude, la tâche de travail à reproduire en laboratoire fût sélectionnée parmi les tâches effectuées au sein de l'entreprise partenaire *DAVIDsTEA* sur la base d'entrevues faites avec les travailleurs. Nous cherchions une tâche répétitive générant de la fatigue musculaire aux membres supérieurs et constituant la majeure partie des activités des travailleurs. Après une

demi-journée de travail, les participants témoignaient de leur niveau de fatigue relié aux différentes tâches accomplies durant la journée. Ces entrevues semi-dirigées de 30 minutes comportaient 12 questions. Les questions concernaient principalement la comparaison de niveau de fatigue musculaire d'une tâche de travail à une autre parmi celles qu'ils accomplissaient et l'interaction qu'ils ressentaient entre leur travail et la fatigue musculaire. Ces entrevues ont notamment permis de constater que la presque totalité de leur travail était de remplir des sachets de thé, tâche décrite comme générant de la fatigue musculaire. Elle constitue une tâche répétitive à charge légère et semble générer de la fatigue musculaire et des douleurs aux muscles trapèzes, au cou, aux épaules, au dos et même aux pieds comme l'ont fait remarquer certains participants. Non seulement le choix de cette tâche était justifié par la fatigue musculaire qu'elle semblait générer, mais aussi rendrait possible de futures études dans ce milieu de travail. En conséquence, cette tâche de remplissage fût sélectionnée pour la présente étude.

De ce choix de tâche, il fût possible de concevoir le protocole de reproduction de tâche de travail incorporant le protocole de RPT. Nous avons joint à la tâche de reproduction de travail la tâche de RPT car elle cible les mêmes muscles que mentionnés par les travailleurs lors des entretiens et permet d'atteindre un niveau de fatigue musculaire élevé en peu de temps de manière standard. Ainsi, nous avons de bonnes raisons de croire que le choix de la RPT comme tâche de génération de fatigue musculaire était approprié pour l'étude de l'effet de la fatigue musculaire lors d'une tâche de remplissage de sachets de thé. Néanmoins, il semblerait que ces deux tâches aient conduit à des adaptations différentes en termes de changements cinématiques que nous allons discuter dans la prochaine section.

Spécificité des adaptations liées à la fatigue

Les adaptations motrices ont été différentes entre les 2 tâches malgré une source commune de génération de la fatigue musculaire (la RPT et ses MVC). En effet, bien qu'il se produise des changements du contenu fréquentiel de l'accélération et de la vitesse angulaire des segments lors des 2 tâches, les segments corporels affectés par les changements étudiés impliquaient les segments proximaux lors de la RPT alors qu'ils impliquaient les segments distaux lors de la tâche de travail simulée. Certaines études ont constaté que les adaptations motrices qui se produisaient

sous l'effet de la fatigue dépendaient du type de tâche effectuée (Yung, 2016). Les résultats de ce projet de maîtrise montrent qu'il s'est produit des adaptations de l'accélération et de la vitesse angulaire de différents segments corporels des participants dans le domaine temps-fréquence sous l'effet de la fatigue causée par une tâche répétitive à charge légère impliquant le membre supérieur, mais que ces adaptations diffèrent d'une tâche à une autre.

Comme expliqué précédemment, les mouvements des segments distaux du bras étaient les plus significativement altérés par la fatigue lors de la reproduction de tâche de travail alors qu'il s'agissait des segments proximaux au tronc qui l'étaient pendant la RPT. Une des caractéristiques de ces 2 tâches peut expliquer cette spécificité des adaptations motrices: la restriction. En effet, la tâche de RPT était très restreinte, à la fois dans le temps et dans l'espace, comparativement à la reproduction de tâche de travail. Lors de la RPT, les participants devaient toucher alternativement les cibles proximales et distales fixes ayant 0.5 cm de rayon (capteurs distal et proximal) en suivant le son d'un métronome, ce qui demandait une grande précision sans possibilité de modification du positionnement du segment le plus distal (i.e. l'index). Aussi, un filet placé sous le coude des participants, qu'ils avaient pour consigne de ne pas toucher lors du RPT, empêchait leur bras de descendre plus bas qu'une certaine hauteur. En plus, les participants avaient pour instruction de continuer la tâche jusqu'à ce qu'on leur signale la fin du RPT, les empêchant de prendre des micro-pauses (ex : descendre leur bras 2 secondes puis continuer le RPT). Ces instructions communes à chaque participant permettaient l'atteinte d'un niveau semblable de fatigue sous les mêmes conditions d'effort d'un participant à l'autre, assurant une uniformité suffisante des résultats pour en permettre l'analyse. En comparaison, durant la reproduction de tâche de travail, le geste d'ouverture des sachets est également précis, mais comme c'est une tâche bilatérale, la cible est mobile et ajustable. De plus, ils avaient un espace de plusieurs décimètres carrés pour effectuer le ramassage de thé, la pesée des sachets et le dépôt d'un sachet plein. Comme ils avaient pour consigne d'utiliser leur propre technique de remplissage de sachets de thé, certains participants profitaient de cette liberté pour alterner entre différentes méthodes comme : compléter un cycle complet de remplissage à la fois ou encore laisser un sachet sur la balance pendant le début du remplissage d'un deuxième sachet. Aussi, outre la consigne de suivre leur propre rythme de travail habituel, les participants n'avaient

pas de restriction temporelle particulière si ce n'est que de conserver leur cadence de remplissage habituelle. En conséquence, la reproduction de tâche de travail semble impliquer beaucoup moins de restriction que la RPT, laissant la possibilité aux segments distaux d'adapter leur cinématique et de varier les scénarios de mouvements. Or, varier ainsi les scénarios de travail est souvent utilisé en prévention de TMS au travail et pour diminuer la fatigue. Lors des entrevues en industrie, des participants ont témoigné que leur niveau de fatigue au travail diminuait avec leur gain en expérience. Selon cette constatation, il serait intéressant de vérifier si cette variété de scénarios de travail explique la facilité supplémentaire qu'ils avaient à travailler en gagnant en expérience. L'hypothèse est que cette variabilité serait différente entre les experts en remplissage de thé et les novices (Darling & Cooke, 1987; Madeleine et al., 2008).

La différence entre la RPT et la tâche reproduite de travail ne s'arrête pas à ces différences de restrictions spatiales et temporelles. En effet, les mouvements articulaires faits lors de la RPT diffèrent de ceux faits lors de la reproduction de tâche de travail bien que les articulations et muscles possiblement impliqués soient les mêmes. Nous avons l'hypothèse que le RPT est une tâche qui sollicite davantage les segments proximaux dû au moment de force nécessaire à l'épaule pour maintenir le bras élevé alors que lors de la reproduction de tâche de travail, le principal défi est au niveau de la manipulation.

Positionnement de l'étude

Les deux premiers chapitres de ce mémoire ont mis en évidence des lacunes dans la mesure du niveau de fatigue en milieu de travail. Dans cet ordre d'idée, nous souhaitons réaliser une étude utilisant un outil adapté au milieu industriel, en utilisant des méthodes avancées d'analyse des signaux nécessitant un minimum de calibration. Un tel but fût atteint puisque nous avons détecté la présence de fatigue musculaire à l'aide d'IMU, capteur portable et facile d'installation, grâce à nos méthodes d'analyse en temps-fréquence de la puissance spectrale et de la coordination. Nous consacrerons une partie de cette section aux forces que présente notre étude comparativement à celles existantes concernant la fatigue. Par ailleurs, notre étude est, à notre connaissance, la première à avoir évalué les changements temps-fréquence de signaux non-reconstruits d'IMU sous l'effet de la fatigue musculaire. Bien qu'étant une force, l'originalité de notre étude présente

des limites non-négligeables que nous présenterons dans une deuxième sous-section. Ces limites portent essentiellement sur le protocole de RPT et apportent des perspectives à explorer.

Forces

Une des forces de cette étude est qu'elle ouvre la voie à l'analyse de la fatigue musculaire en milieu industriel sur de longues périodes. Contrairement à des techniques de détection de la fatigue musculaire passant par une reconstruction cinématique à partir des signaux IMU (Vignais et al., 2013), l'analyse des données brutes d'accéléromètres et de gyroscopes permet d'éviter d'avoir à intégrer la vitesse angulaire, qui amènerait des risques d'erreur moyenne sur des mesures prises sur de nombreuses heures. La méthode d'analyse utilisée s'affranchit aussi des erreurs qui pourraient se manifester dû à la présence de champ électromagnétique dans l'environnement industriel, qui peuvent affecter les signaux de magnétomètres et donc la reconstruction des données angulaires. L'utilisation classique d'IMU et d'algorithme de reconstruction aurait amené des erreurs grandissantes dans le temps (Lebel et al., 2015).

D'un point de vue de l'échantillon, notre étude exploratoire a inclus autant de femmes que d'homme, contrairement à certaines études (Vignais et al., 2013; Zhang et al., 2019) qui n'ont recruté que des hommes. Notre parité est représentative de la population et permet des conclusions inclusives applicables aux deux sexes. Des analyses complémentaires des données utilisées dans ce Mémoire consisteront d'ailleurs à évaluer l'effet du sexe biologique afin de déterminer si les résultats varient entre les hommes et les femmes. En effet, la fatigue musculaire entraîne des adaptations motrices, mais il n'est pour l'instant pas clair si elle se manifeste de la même manière chez les individus de sexe masculin et féminin (Bouffard et al., 2018). De plus, même si notre étude était exploratoire, nous avons recruté 24 participants. Un tel échantillon semble bien suffisant compte tenu que plusieurs études portant sur la fatigue musculaire se sont limitées à 8 (Sedighi Maman et al., 2017), 10 (Chan et al., 2020) ou 12 (Vignais et al., 2013) participants.

De plus, notre étude inclut une tâche de travail reproduite en laboratoire. Cet aspect est essentiel pour mieux appréhender la suite du projet qui consistera à adapter les indicateurs en laboratoire afin de pouvoir ensuite réaliser des mesures directement en milieu de travail. Ce travail de

Maitrise forme donc un pont indispensable entre la recherche en laboratoire et sa réelle implantation dans le milieu industriel. En se basant sur la revue de littérature, nous avons pu sélectionner un outil de mesure adapté à ce milieu de travail : les IMU. Ainsi, nous avons comme hypothèse que les indicateurs mesurables par IMU identifiés comme sensibles à la présence de fatigue musculaire pourraient être utilisés lors d'une tâche réelle de travail et rendent envisageable la réalisation de futurs tests de détection de la fatigue musculaire directement en usine.

Une autre force est que la présente étude a utilisé 3 outils de validation de la présence de fatigue (MVC, CR10 de Borg et témoignage des participants). La revue de littérature a souligné que la MVC et l'échelle de perception de l'effort étaient deux outils souvent utilisés pour témoigner de la fatigue musculaire. Or, en plus de s'assurer que le participant débutait le RPT avec une perception de l'effort inférieure à 4 (facile) et n'arrêtait la tâche qu'au moment où il atteignait une perception de 8 (très difficile) ou plus sur l'échelle CR10 de Borg, nous mesurons la MVC et questionnions les participants sur la fatigue générée par le test. En effet, à la suite du test, les participants étaient invités à témoigner de leur état de fatigue musculaire en le comparant à celui qu'ils ressentaient habituellement au travail. Tous ont affirmé que le RPT avait généré de la fatigue musculaire. Certains ont parlé d'une impossibilité de continuer de pointer les cibles, d'autres de l'impression de ne plus être capable de forcer lors des MVC, de se sentir fatigué, ou encore d'une sensation de brûlure dans leur épaule comme lors d'un entraînement. Aussi, plusieurs études appuient le choix de la RPT dans la génération de fatigue musculaire. En effet, plusieurs ont utilisé la RPT pour générer et étudier la fatigue musculaire au membre supérieur (Bouffard et al., 2018; Fuller et al., 2011; Fuller et al., 2009; Yang et al., 2018; Yang et al., 2020). En somme, nous sommes très confiants d'avoir été en mesure de générer de la fatigue musculaire lors de la RPT.

Limites

Bien qu'il y eu une diminution de la force maximale entre le début et la fin de la RPT, témoignant d'une certaine fatigue musculaire, il semble s'être produit une récupération au niveau de la force durant la 2^e reproduction de tâche de travail, soit la tâche de remplissage de thé post-RPT. Cette

apparente récupération pourrait provenir de plusieurs facteurs. Une première explication possible est qu'elle serait due à la faible charge impliquée lors du test, qui, bien que générant visiblement de la fatigue musculaire, pourrait faire en sorte que la récupération se produise en moins de 2 minutes, soit la durée de la reproduction de tâche de travail, où la charge est d'autant plus légère que la RPT. Une autre explication à cette récupération de force serait que la RPT ne représenterait pas suffisamment bien la tâche de remplissage de sachets de thé. En effet, grâce à des entretiens réalisés à la fin de l'expérimentation de laboratoire, nous avons noté que notre protocole entraîne une différence dans le type et la localisation de la fatigue musculaire générée en comparaison avec celle générée lors de leurs tâches de travail habituelles. Tout d'abord, les participants ont rapporté que la principale douleur et/ou fatigue musculaire qu'ils observaient pendant le travail (même tâche que la reproduction de tâche de travail de notre test) se situait au niveau des trapèzes supérieur et médian, et un peu dans le bas du dos, les deltoïdes et le cou. En revanche, lors du RPT, les personnes ressentaient une difficulté de mouvement, brûlure et/ou tension principalement dans les deltoïdes antérieur et médian, un peu le trapèze supérieur et parfois les biceps et triceps. Bien qu'il y eût quelques différences entre les muscles fatigués par notre protocole et ceux fatigués par le travail habituel des participants, la tâche de RPT recrute principalement les muscles deltoïdes tout comme la portion difficile de leur travail.

Aussi, bien que la RPT semble bien avoir généré de la fatigue, on ne peut être certain que les changements de coordination n'étaient dus qu'à cette fatigue. En effet, comme mentionnée dans la revue de littérature, on rencontre une variabilité naturelle même en l'absence de fatigue. Il aurait été possible que les changements observés soient dus à une habitude à l'exercice de RPT (Darling & Cooke, 1987). Cette limite est atténuée par la séance de pratique que complétaient les participants avant le test. Aussi, cette tâche fût souvent utilisée dans la littérature afin d'étudier les effets de la fatigue sur la cinématique. Tout de même, il serait intéressant dans une prochaine étude impliquant le RPT, de comparer un groupe contrôlé entraîné à faire la RPT avec un groupe non-entraîné afin de confirmer si la fatigue ou l'habitude est la cause des changements observés lors du RPT.

Une autre manière de cerner la cause des changements observés aurait été l'utilisation d'EMG. L'ajout d'EMG lors de la RPT et de la tâche simulée de travail aurait permis de clarifier le lien entre

la fatigue et les modifications cinématiques observées. En effet, bien que la MVC et le niveau de perception de l'effort aient témoigné de l'augmentation du niveau de fatigue durant la RPT, on ne peut savoir si les adaptations motrices observées sont soit associées à la fatigue, ou associées à des compensations pour éviter la fatigue. Avec l'EMG, il aurait été possible de voir si certains muscles étaient fatigués au moment où les compensations se produisaient ou un peu plus tard. Il serait possible d'analyser une telle question dans une future étude.

De plus, les participants ont rapporté avoir ressenti une brûlure rapide dans leurs muscles pendant la RPT, en opposition à une fatigue musculaire plus progressive apparaissant pendant leur travail. Cette différence dans le possible mécanisme de fatigue impliqué pourrait également avoir eu un impact sur les résultats. Certains participants ont même déclaré qu'au lieu d'être fatigués par le RPT, c'est la MVC qui était la partie la plus difficile et qui causait le plus de fatigue musculaire. Cependant, la mesure des MVC était nécessaire à cette étude exploratoire afin de valider la présence de fatigue musculaire. Aussi, l'entretien avec les travailleurs nous a fait conclure que la MVC du deltoïde était appropriée pour témoigner de la fatigue musculaire ressentie lors de cette tâche car la portion la plus exigeante de la tâche de travail (remplissage de sachets de thé) qui semblait être d'aller porter les sachets pleins devant eux, impliquant de lever le bras loin devant, soit comme lors du pointage distal du RPT et lors de la MVC. Ainsi, avec l'information que nous avons, ce choix de MVC semblait approprié pour la tâche reproduite en laboratoire. Tout de même, de nombreux mécanismes de fatigue sont impliqués dans la fatigue musculaire, tous influencés par des facteurs dépendant de la tâche, tels que la durée, l'intensité, le temps et l'effort (Enoka, 1995). Par conséquent, les MVC pourraient interférer dans l'apparition lente de la fatigue liée au mouvement répétitif, voire accélérer l'apparition de fatigue musculaire. Ces constatations sur les MVC rendent difficile d'isoler l'effet de la fatigue musculaire spécifiquement créée par le RPT sur la reproduction du travail. Nos indicateurs témoignent peut-être plus du mécanisme de fatigue causé par les MVC (grande force, courte durée) plutôt que du mécanisme de fatigue causé par un effort répété à faible charge comme le RPT. Tout de même, les MVC sont reconnues comme de bons indicateurs de fatigue musculaire et génèrent de la fatigue dû à l'intensité de l'effort (Place et al., 2007; Yung, 2016). Dans le cadre de notre étude, les MVC ont pu, en complémentarité avec le RPT, exacerber la fatigue musculaire des muscles

permettant la flexion de l'épaule (notamment le muscle deltoïde antérieur). Ainsi, l'augmentation du niveau de fatigue musculaire dû aux MVC pourrait avoir assuré d'autant plus une augmentation du niveau de fatigue musculaire à l'épaule.

Une autre limite est que l'augmentation de la puissance spectrale dans la bande de fréquence de 3-15 Hz et les segments impliqués sont difficiles à justifier. Tel que vue dans la revue de littérature, une bonne partie de la bande de fréquences 3-15 Hz, soit de 8-due à une composante du système nerveux central. Or, dans le cas d'effort prolongé, la composante du système nerveux central (8-12 Hz) peut entrer en jeu, mais sa contribution dans le cas d'efforts courts, tel que le RPT (effort que quelques minutes), est limitée. Aussi, les segments où les hautes fréquences ont été observées lors de notre étude ne concordent pas avec la littérature, où le tremblement n'a été observé qu'au doigt et à la main. Une explication possible est que, dans ces études, le tremblement n'a été mesuré qu'aux segments distaux, ne rendant pas possible l'étude des segments proximaux. Néanmoins, compte tenu de l'inertie plus importante des segments proximaux, leur fréquence de résonance devrait être plus basse qu'à la main ou le doigt. Il est donc d'autant plus étonnant d'observer une augmentation des hautes fréquences pour les segments proximaux. Nos observations sur les segments proximaux ouvrent donc une perspective de recherche : davantage analyser les hautes fréquences apparaissant sous la fatigue en mesurant l'accélération des segments proximaux afin de vérifier la répétabilité de cette observation lors de d'autres tâches de génération de la fatigue et afin d'en comprendre les mécanismes sous-jacents.

Durant l'étude, lors d'une entrevue post-test, chaque participant a témoigné de sa perception des tâches accomplies lors de notre protocole (RPT et reproduction de tâche de travail) et de la fatigue qu'il y a ressentie par rapport à une journée normale de travail. Bien que tous les participants s'entendaient pour dire que la reproduction de tâche de travail ressemblait beaucoup à leur travail, certains ne voyant même aucune différence, plusieurs participants ont relevé quelques différences entre la reproduction de tâche de travail et leur travail réel. Notamment, sur les 24 participants, 12 ont témoigné que les sachets utilisés pour la reproduction de tâche de travail étaient plus faciles à ouvrir qu'au travail. Cette différence semblait s'expliquer par le fait que, au fil des tests, les sachets étaient réutilisés d'un participant

à un autre, déformant l'entrée des sachets, devenant progressivement partiellement ouverts. Aussi, 5 ont mentionnés que la balance utilisée lors de la reproduction de tâche de travail était plus lente que celle à leur travail, certains suggérant que ça leur donnait un peu plus de pause qu'au travail. Six participants ont également souligné l'absence d'un bac de dépôt des sachets pleins devant eux. En effet, sur leur lieu de travail, les participants doivent mettre les sachets dans un gros bac placé derrière le bac de remplissage de thé, alors que nous n'avions pas un tel bac lors de la reproduction de tâche de travail. Cette différence pouvait rendre la reproduction de tâche de travail plus facile que leur travail, en particulier pour les participants plus petits, car ils n'avaient pas à lever le bras aussi haut qu'au travail afin de déposer les sachets remplis devant eux. Cette facilité supplémentaire a d'ailleurs pu accélérer la vitesse de récupération des participants lors de la deuxième tâche de reproduction de travail en comparaison avec leur travail réel. Nous avons omis ce bac car la majorité de la tâche, en termes de durée, était le remplissage des sachets et non le dépôt des sachets pleins dans le bac.

Perspectives d'évaluation de fatigue musculaire en milieu de travail

Méthode actuelle de prévention et d'évaluation

Actuellement, une approche courante de prévention des TMS consiste à créer des variations de mouvement par l'ajout de pauses pendant la journée de travail, la modification de la tâche, l'alternance entre les scénarios de travail ou l'assignation de tâches entièrement différentes à moindre risque de TMS (Karvekar, 2019; Mathiassen, 2006). Par contre, pour appliquer cette méthode de prévention efficacement, il faut identifier les tâches à risque pour lesquelles de telles interventions de prévention seraient indiquées.

La prévention des TMS passe aussi par l'évaluation du niveau de risque de développement de TMS, combinant généralement des mesures physiologiques (ex : fréquence cardiaque et activité musculaire), cinématiques (ex : angle articulaire) et/ou subjectives (ex : niveau d'inconfort ou d'effort perçu). Ces méthodes d'évaluation du risque d'exposition aux TMS sont basées sur des auto-déclarations, des observations et, plus rarement, des mesures directes (David, 2005).

Avec ces différentes méthodes, les ergonomes identifient certaines conditions dans lesquelles le risque de développement des TMS est élevé et développent des interventions adéquates pour y remédier (Waters, 2012). Néanmoins, les outils actuels sont souvent basés sur des modèles génériques, qui ne sont pas nécessairement adaptés à la condition physique de chaque travailleur (force, endurance, sommeil, etc.) et à leur milieu de travail. Notre étude permet d'adapter l'évaluation de leur niveau de risque de TMS à la condition physique de chaque travailleur en quantifiant l'effet de la répétition de mouvements sur leur corps, la fatigue musculaire et les modifications cinématiques qui en découlent, avant qu'elle ne cause des TMS. L'ajout d'indicateurs de risque plus objectifs et automatisés, comme ceux développés lors de notre étude, pourrait offrir un outil objectif de mesure de la manifestation de la fatigue musculaire.

Potentiel des nouveaux indicateurs développés

Comme les indicateurs (puissance des signaux d'accélération et de vitesse angulaire dans les bandes de fréquences 0 à 3 Hz et 3 à 15 Hz lors d'une tâche de travail et d'une RPT, en plus de la coordination entre de nombreux segments) changent significativement dans le temps, avec une probable fatigue musculaire, il s'agit d'un pas de plus vers l'implantation de la mesure des indicateurs identifiés dans cette étude dans le milieu de travail de notre partenaire industriel. Par ailleurs, nous avons vu en Introduction qu'un des facteurs de risque des TMS à l'épaule était la fatigue musculaire (Armstrong et al., 1993; Côté, 2014; Karen V Lomond & Julie N Côté, 2011; Sjøgaard et al., 2000; Sommerich et al., 1993). La Revue de littérature a permis de constater que les signaux bruts d'accélération et de vitesse angulaire seraient prometteurs afin de détecter cette fatigue sur le terrain et que l'analyse temps-fréquence optimiserait d'autant plus l'efficacité de tels outils. Bien que nos lectures aient été favorables à l'utilisation d'accéléromètres et de gyroscopes pour la détection de la fatigue musculaire, avant de pouvoir utiliser ces capteurs en milieu industriel, il était indispensable de déterminer parmi nos indicateurs temps-fréquence lesquels sont les plus appropriés. En effet, pour assurer une mesure minimalement encombrante pour le travailleur et une analyse statistique valable, il est préférable d'identifier les segments corporels à mesurer avant d'installer des IMU sur des travailleurs dans l'usine. Notre étude a permis une telle présélection des segments et des indicateurs de fatigue musculaire à analyser, tel que précisé à la section Direction future.

Comme solution de mitigation, si jamais les indicateurs identifiés dans la présente étude détectaient mal la fatigue lors d'une mesure sur 8h, il serait possible de développer des indicateurs alternatifs en complémentarité à nos indicateurs. Notamment, comme nous avons observé une augmentation de la puissance spectrale moyenne, le nombre de points en haut d'un seuil de puissance spectrale augmentera probablement aussi avec la fatigue musculaire. En ce sens, la notion de temps passé au-dessus d'un seuil de puissance spectrale pourrait être une piste d'indicateur à explorer. Aussi, il fût observé une augmentation de PLV à plusieurs portions de cycles durant les RPT. Afin d'adapter cette analyse à la tâche de remplissage de sachets de thé, il serait intéressant de calculer la phase entre l'accélération des différents segments entre 0.5 et 3 Hz sur une fenêtre de temps suffisamment large pour y inclure quelques cycles de mouvements. Alors, il serait possible de comparer la valeur moyenne de PLV initiale à la valeur moyenne de PLV lorsque le participant serait fatigué. Par contre, dû à la courte portion de cycle concernée par une différence de PLV dans nos analyses de la RPT, la grandeur de cet effet devrait être minime. Enfin, la littérature portant sur la détection de la fatigue par IMU rapporte un autre indicateur intéressant basé sur des signaux d'accélération, soit la mesure du *jerk*. En effet, Zhang et al. (2019) a trouvée qu'une augmentation du *jerk* était reliée à l'augmentation de la fatigue chez des maçons. Ces indicateurs sont autant d'alternatives de détection de la fatigue, qui pourront être explorées en plus de la puissance spectrale moyenne en milieu de travail si la puissance spectrale ne fournit pas les résultats escomptés.

Les résultats que nous avons obtenus sur la puissance spectrale moyenne nous permettent maintenant d'émettre des hypothèses quant à la manière de l'appliquer en milieu industriel. Avant d'être appliqué directement en usine, quelques défis pourraient être à relever telle que l'identification de la durée des fenêtres de mesure. Des étapes intermédiaires de recherche entre notre étude et le milieu industriel, détaillées à la section Directions futures, permettraient d'explorer de nouveaux indicateurs, nommés précédemment, et d'ajuster le protocole de mesure et la méthode d'analyse.

Directions futures

Dans une étude ultérieure, il serait intéressant d'évaluer la généralisation de nos indicateurs temps-fréquence sur d'autres tâches de travail. Si nos indicateurs ne semblent alors pas applicables à une plus large variété de tâches à faible charge au niveau du membre supérieur, il faudrait alors développer des indicateurs temps-fréquence basés sur ceux résultant de notre étude, mais adaptés à différentes tâches afin d'être plus généralisables. Pour ce faire, il serait intéressant de trouver d'autres tâches répétitives du membre supérieur, telle qu'une tâche d'assemblage léger, de la boucherie ou l'installation de vis, au milieu de laquelle serait incorporée une tâche générant de la fatigue au membre supérieur, comme la RPT. Comme discuté précédemment, il serait utile d'ajuster la tâche de génération de la fatigue musculaire à chaque tâche de travail étudiée. Aussi, nous suggérons de demander le niveau de perception de l'effort sur l'échelle CR10 de Borg pendant la reproduction de tâche de travail à plusieurs reprises avant et après la tâche de génération de fatigue musculaire (ex : RPT) afin de sélectionner uniquement les données relatives à l'état fatigué lors de la reproduction de tâche (Borg, 1998). L'auto-évaluation de ce niveau permettrait de valider le maintien de l'état de fatigue musculaire durant la deuxième tâche de travail et ainsi d'assurer que les indicateurs propres à la tâche de travail répondent bien à la question de recherche.

Pour ce qui est de la suite logique à ce projet de maîtrise, il s'agirait d'adapter d'autant plus notre technique afin de pouvoir l'amener vers le milieu industriel. Dans cette optique, il serait intéressant d'étudier une tâche de travail d'une durée de 8h, avec les mêmes pauses que chez notre partenaire industriel, soit une le matin, une le midi et une en après-midi. Pour ce faire, une première étape serait de placer des capteurs IMU sur les segments identifiés lors de notre étude (main, avant-bras et bras) comme permettant la détection de fatigue musculaire lors de la tâche de travail étudiée (remplissage de sachets de thé). Suite à une mesure de 8h, le calcul des mêmes indicateurs que dans notre étude sur la tâche de travail, soit la puissance spectrale moyenne de 0.5 à 3 Hz, permettrait de vérifier si les indicateurs identifiés lors de notre étude restent significatifs suite à ce changement dans un contexte de travail réel. Aussi, une étude de la tâche de travail mesurée pendant 8h, permettrait d'identifier les limites à surmonter avant de mesurer une journée complète de travail en milieu industriel. Nous conseillons de joindre au test quelques

outils de validation de l'apparition de la fatigue : l'évaluation par le participant de son niveau de perception de l'effort sur l'échelle de CR10 de Borg, par exemple à chaque 30 minutes, et une ou quelques MVC du membre supérieur (ex : élévation du bras et élévation de l'épaule) avant, après et à chaque pause pendant la journée (Al-Qaisi & Aghazadeh, 2015; Borg, 1998). Une telle prise de mesure sur une plus longue durée permettrait de raffiner la méthode afin de permettre le développement de possibles futurs indicateurs de manifestation de fatigue musculaire implantables en industrie.

Chapitre 6 – Conclusion

L'objectif de ce projet de maîtrise était d'identifier des indicateurs de mécanismes de compensation ou d'évitement de la fatigue musculaire à l'aide d'accéléromètres et de gyroscopes pendant un RPT et une tâche de travail répétitive de remplissage de sachets de thé dans les membres supérieurs. Nos sous-objectifs étaient les suivants : évaluer les changements temps-fréquence des signaux IMU dus à la fatigue musculaire en termes de puissance spectrale lors du RPT (**O1**), de coordination lors du RPT (**O2**) et de puissance spectrale moyenne lors d'une tâche de travail (**O3**).

O1. La comparaison des cartes temps-fréquences a montré des augmentations de puissance spectrale pendant la RPT pour les accéléromètres de la tête, du sternum, du pelvis, de l'épaule et du bras entre autres au niveau des fréquences propres au tremblement (1-30 8-12 Hz). Une telle augmentation concernait aussi les gyroscopes de la tête, du sternum et du pelvis.

O2. L'analyse de la PLV de la coordination inter-segments durant la RPT a montré une diminution de coordination entre l'accélération de nombreux segments au niveau des fréquences de 0.5 à 3 Hz.

O3. L'analyse de la puissance spectrale moyenne lors de la tâche de travail a montré, dans les 2 bandes de fréquences étudiées (0.5 à 3 Hz et 3 à 15 Hz), une augmentation au niveau de l'accélération de la tête, de la main et de l'avant-bras et au niveau des signaux de gyroscopes de la tête, du bras et de la main.

Ce projet de maîtrise suggère qu'il deviendrait possible de détecter la présence de fatigue musculaire chez les travailleurs à l'aide de capteurs inertiels portatifs afin de contribuer à la prévention de TMS liés au travail répétitif. Les segments concernés, n'étant pas les mêmes pour les 2 tâches, montrent la spécificité des adaptations motrices au type de tâche effectuée et l'importance de développer des indicateurs adaptés à chaque tâche. Les résultats de cette recherche sont suffisamment prometteurs pour justifier de prochains travaux recherche menant

vers le milieu industriel. Ultimement, nous espérons faciliter la prévention des TMS afin de contribuer à la santé des travailleurs puisque prévenir c'est guérir.

Références bibliographiques

- Aaronson, L. S., Teel, C. S., Cassmeyer, V., Neuberger, G. B., Pallikkathayil, L., Pierce, J., Press, A. N., Williams, P. D., & Wingate, A. (1999). Defining and measuring fatigue. *Image: the journal of nursing scholarship*, 31(1), 45-50.
- Abdollahi, M., Ashouri, S., Abedi, M., Azadeh-Fard, N., Parnianpour, M., Khalaf, K., & Rashedi, E. (2020). Using a motion sensor to categorize nonspecific low back pain patients: a machine learning approach. *Sensors*, 20(12), 3600.
- Al-Qaisi, S., & Aghazadeh, F. (2015). Electromyography Analysis: Comparison of Maximum Voluntary Contraction Methods for Anterior Deltoid and Trapezius Muscles. *Procedia Manufacturing*, 3, 4578-4583. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.promfg.2015.07.475>
- Andarawis-Puri, N., & Flatow, E. (2011). Tendon fatigue in response to mechanical loading. *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*, 11(2), 106.
- Armstrong, T. J., Buckle, P., Fine, L. J., Hagberg, M., Jonsson, B., Kilbom, A., Kuorinka, I. A., Silverstein, B. A., Sjøgaard, G., & Viikari-Juntura, E. R. (1993). A conceptual model for work-related neck and upper-limb musculoskeletal disorders. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*(2), 73-84. <https://doi.org/10.5271/sjweh.1494>
- Asgari, N., Sanjari, M. A., & Esteki, A. (2017). Local dynamic stability of the spine and its coordinated lower joints during repetitive Lifting: Effects of fatigue and chronic low back pain. *Hum Mov Sci*, 54, 339-346. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.06.007>
- Ashour, A. S., El-Attar, A., Dey, N., El-Naby, M. M. A., & El-Kader, H. A. (2018, 20-22 Dec. 2018). Patient-dependent Freezing of Gait Detection using Signals from Multi-accelerometer Sensors in Parkinson's Disease. 2018 9th Cairo International Biomedical Engineering Conference (CIBEC),
- Ashouri, S., Abedi, M., Abdollahi, M., Manshadi, F. D., Parnianpour, M., & Khalaf, K. (2017). A novel approach to spinal 3-D kinematic assessment using inertial sensors: Towards effective quantitative evaluation of low back pain in clinical settings. *Computers in biology and medicine*, 89, 144-149.
- Aymard, C., Katz, R., Lafitte, C., Le Bozec, S., & Pénicaud, A. (1995). Changes in reciprocal and transjoint inhibition induced by muscle fatigue in man. *Exp Brain Res*, 106(3), 418-424. <https://doi.org/10.1007/bf00231064>
- Bächlin, M., Plotnik, M., Roggen, D., Maidan, I., Hausdorff, J. M., Giladi, N., & Tröster, G. (2010). Wearable assistant for Parkinson's disease patients with the freezing of gait symptom. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 14(2), 436-446. <https://doi.org/10.1109/titb.2009.2036165>
- Baghdadi, A., Megahed, F. M., Esfahani, E. T., & Cavuoto, L. A. (2018). A machine learning approach to detect changes in gait parameters following a fatiguing occupational task. *Ergonomics*, 61(8), 1116-1129.
- Barbe, M. F., Gallagher, S., Massicotte, V. S., Tytell, M., Popoff, S. N., & Barr-Gillespie, A. E. (2013). The interaction of force and repetition on musculoskeletal and neural tissue responses and sensorimotor behavior in a rat model of work-related musculoskeletal disorders. *BMC musculoskeletal disorders*, 14(1), 1-26.
- Bartlett, R., Wheat, J., & Robins, M. (2007). Is movement variability important for sports biomechanists? *Sports Biomech*, 6(2), 224-243. <https://doi.org/10.1080/14763140701322994>

- Bauer, C. M., Rast, F. M., Ernst, M. J., Kool, J., Oetiker, S., Rissanen, S. M., Suni, J. H., & Kankaanpää, M. (2015). Concurrent validity and reliability of a novel wireless inertial measurement system to assess trunk movement. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(5), 782-790. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.06.001>
- Beange, K. H., Chan, A. D., Beaudette, S. M., & Graham, R. B. (2019). Concurrent validity of a wearable IMU for objective assessments of functional movement quality and control of the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 97, 109356.
- Beelen, A., & Sargeant, A. (1991). Effect of fatigue on maximal power output at different contraction velocities in humans. *Journal of Applied Physiology*, 71(6), 2332-2337.
- Benhassine, P. W. (2020). TROUBLES MUSCULO-SQUELETTIQUES ET TRAVAIL. http://staff.univ-batna2.dz/sites/default/files/benhassine-wissal/files/tms_externes.pdf
- Bernard, B. P., & Putz-Anderson, V. (1997). Musculoskeletal disorders and workplace factors; a critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back.
- Bernstein, N. (1966). The co-ordination and regulation of movements. *The co-ordination and regulation of movements*.
- Bigland-Ritchie, B., Johansson, R., Lippold, O. C., & Woods, J. J. (1983). Contractile speed and EMG changes during fatigue of sustained maximal voluntary contractions. *J Neurophysiol*, 50(1), 313-324. <https://doi.org/10.1152/jn.1983.50.1.313>
- Bigland-Ritchie, B., & Woods, J. (1984). Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 7(9), 691-699.
- Bilodeau, M., Bisson, É., DeGrâce, D., Després, I., & Johnson, M. (2009). Muscle activation characteristics associated with differences in physiological tremor amplitude between the dominant and non-dominant hand. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(1), 131-138.
- Birmingham, A., Wharrad, H., & Williams, E. (1985). The variation of finger tremor with age in man. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 48(8), 788-798.
- Bland, J. M., & Altman, D. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The lancet*, 327(8476), 307-310.
- Bolghanabadi, S., & Pour, M. (2014). The relationship between musculoskeletal disorders, stress and fatigue in the food industry employees. *Iranian Journal of Ergonomics*, 2(1), 54-63.
- Bolink, S. A. A. N., Naisas, H., Senden, R., Essers, H., Heyligers, I. C., Meijer, K., & Grimm, B. (2016). Validity of an inertial measurement unit to assess pelvic orientation angles during gait, sit-stand transfers and step-up transfers: Comparison with an optoelectronic motion capture system*. *Medical Engineering & Physics*, 38(3), 225-231. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.11.009>
- Borg, G. (1998). *Borg's perceived exertion and pain scales*. Human kinetics.
- Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine & science in sports & exercise*.
- Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Med Sci Sports Exerc*, 14(5), 377-381. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7154893>

- Bouffard, J., Yang, C., Begon, M., & Côté, J. (2018). Sex differences in kinematic adaptations to muscle fatigue induced by repetitive upper limb movements. *Biology of Sex Differences*, 9(1), 17. <https://doi.org/10.1186/s13293-018-0175-9>
- Brownstein, C. G., Rimaud, D., Singh, B., Fruleux-Santos, L.-A., Sorg, M., Micklewright, D., & Millet, G. Y. (2021). French Translation and Validation of the Rating-of-Fatigue Scale. *Sports Medicine - Open*, 7(1), 25. <https://doi.org/10.1186/s40798-021-00316-8>
- Burgess-Limerick, R. (2007). Ergonomics for manual tasks. *Australian Master of OHS and Environment Guide*, 261-278.
- Carignan, B., Daneault, J.-F., & Duval, C. (2010). Quantifying the importance of high frequency components on the amplitude of physiological tremor. *Experimental Brain Research*, 202(2), 299-306.
- Cavuoto, L., & Megahed, F. (2016). Understanding fatigue and the implications for worker safety. ASSE Professional Development Conference and Exposition,
- Cereatti, A., Della Croce, U., & Sabatini, A. M. (2017). Three-dimensional human kinematic estimation using magneto-inertial measurement units. *Handbook of human motion*, 1-24.
- Chan, V. C. H., Beaudette, S. M., Smale, K. B., Beange, K. H. E., & Graham, R. B. (2020). A Subject-Specific Approach to Detect Fatigue-Related Changes in Spine Motion Using Wearable Sensors. *Sensors*, 20(9), 2646. <https://www.mdpi.com/1424-8220/20/9/2646>
- Chandra, S., Hayashibe, M., & Thondiyath, A. (2018). Muscle fatigue induced hand tremor clustering in dynamic laparoscopic manipulation. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics: Systems*, 50(12), 5420-5431.
- Chandra, S., Hayashibe, M., Thondiyath, A., & Ramalingam, M. (2017). Differential analysis of muscle fatigue induced elbow and wrist tremor in controlled laparoscopic manoeuvring. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 13(3), e1772.
- Chiarotto, A., Maxwell, L. J., Ostelo, R. W., Boers, M., Tugwell, P., & Terwee, C. B. (2019). Measurement properties of visual analogue scale, numeric rating scale, and pain severity subscale of the brief pain inventory in patients with low back pain: a systematic review. *The Journal of Pain*, 20(3), 245-263.
- Cid, M. M., Côté, J. N., Zancanaro, L. L., & Oliveira, A. B. (2020). Sex differences in postures of the upper body during a simulated work task performed above shoulder level. *Journal of Biomechanics*, 107, 109855. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109855>
- Clermont, C. A., Pohl, A. J., & Ferber, R. (2020). Fatigue-Related Changes in Running Gait Patterns Persist in the Days Following a Marathon Race. *J Sport Rehabil*, 29(7), 934-941. <https://doi.org/10.1123/jsr.2019-0206>
- Cloete, T., & Scheffer, C. (2008). Benchmarking of a full-body inertial motion capture system for clinical gait analysis. 2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society,
- Colvin, A. C., Egorova, N., Harrison, A. K., Moskowitz, A., & Flatow, E. L. (2012). National trends in rotator cuff repair. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume.*, 94(3), 227.
- Côté, J. N. (2014). Adaptations to neck/shoulder fatigue and injuries. *Adv Exp Med Biol*, 826, 205-228. https://doi.org/10.1007/978-1-4939-1338-1_13

- Côté, J. N., Feldman, A. G., Mathieu, P. A., & Levin, M. F. (2008). Effects of fatigue on intermuscular coordination during repetitive hammering. *Motor control*, 12(2), 79-92.
- Côté, J. N., Mathieu, P. A., Levin, M. F., & Feldman, A. G. (2002). Movement reorganization to compensate for fatigue during sawing. *Exp Brain Res*, 146(3), 394-398. <https://doi.org/10.1007/s00221-002-1186-6>
- Côté, J. N., Raymond, D., Mathieu, P. A., Feldman, A. G., & Levin, M. F. (2005). Differences in multi-joint kinematic patterns of repetitive hammering in healthy, fatigued and shoulder-injured individuals. *Clinical Biomechanics*, 20(6), 581-590.
- Cowley, J. C., & Gates, D. H. (2017a). Proximal and distal muscle fatigue differentially affect movement coordination. *PLOS ONE*, 12(2), e0172835. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0172835>
- Cowley, J. C., & Gates, D. H. (2017b). Inter-joint coordination changes during and after muscle fatigue. *Human Movement Science*, 56, 109-118. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.10.015>
- Cutti, A. G., Giovanardi, A., Rocchi, L., Davalli, A., & Sacchetti, R. (2008). Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors. *Medical & biological engineering & computing*, 46(2), 169-178.
- Dal Maso, F., Marion, P., & Begon, M. (2016). Optimal Combinations of Isometric Normalization Tests for the Production of Maximum Voluntary Activation of the Shoulder Muscles. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 97(9), 1542-1551.e1542. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.12.024>
- Danion, F., Latash, M., Li, Z., & Zatsiorsky, V. (2000). The effect of fatigue on multifinger coordination in force production tasks in humans. *The Journal of physiology*, 523(2), 523-532.
- Danion, F., Latash, M. L., Li, Z. M., & Zatsiorsky, V. M. (2001). The effect of a fatiguing exercise by the index finger on single- and multi-finger force production tasks. *Exp Brain Res*, 138(3), 322-329. <https://doi.org/10.1007/s002210100698>
- Darling, W. G., & Cooke, J. D. (1987). Changes in the Variability of Movement Trajectories With Practice. *Journal of Motor Behavior*, 19(3), 291-309. <https://doi.org/10.1080/00222895.1987.10735414>
- David, G. C. (2005). Ergonomic methods for assessing exposure to risk factors for work-related musculoskeletal disorders. *Occupational medicine*, 55(3), 190-199.
- de Morree, H., & Marcora, S. (2011). Frowning muscle activity and perception of effort during constant-workload cycling. *European Journal of Applied Physiology*, 112, 1967-1972. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-2138-2>
- De Vries, W., Veeger, H., Cutti, A., Baten, C., & Van Der Helm, F. (2010). Functionally interpretable local coordinate systems for the upper extremity using inertial & magnetic measurement systems. *Journal of Biomechanics*, 43(10), 1983-1988.
- Dittner, A. J., Wessely, S. C., & Brown, R. G. (2004). The assessment of fatigue: a practical guide for clinicians and researchers. *Journal of psychosomatic research*, 56(2), 157-170.
- Djurić-Jovičić, M. D., Jovičić, N. S., Radovanović, S. M., Stanković, I. D., Popović, M. B., & Kostić, V. S. (2013). Automatic identification and classification of freezing of gait episodes in Parkinson's disease patients. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 22(3), 685-694.

- Dugan, S. A., & Frontera, W. R. (2000). Muscle fatigue and muscle injury. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 11(2), 385-403.
- Duguay, P., Boucher, A., Busque, M., Prud'homme, P., & Vergara, D. (2012). Lésions professionnelles indemnisées au Québec en 2005-2007: Profil statistique par industrie-catégorie professionnelle, Montréal, IRSST. *Études et recherches/Rapport R-749*. Montréal: IRSST, 202.
- Dupuis, F., Sole, G., Wassinger, C., Biemann, M., Bouyer, L. J., & Roy, J. S. (2021). Fatigue, induced via repetitive upper-limb motor tasks, influences trunk and shoulder kinematics during an upper limb reaching task in a virtual reality environment. *PLOS ONE*, 16(4), e0249403. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0249403>
- Elble, R. J. (1996). Central mechanisms of tremor. *Journal of clinical neurophysiology*, 13(2), 133-144.
- Enoka, R. M. (1995). Mechanisms of muscle fatigue: Central factors and task dependency. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 5(3), 141-149. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/1050-6411\(95\)00010-W](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/1050-6411(95)00010-W)
- Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *The Journal of physiology*, 586(1), 11-23.
- Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2016). Translating Fatigue to Human Performance. *Med Sci Sports Exerc*, 48(11), 2228-2238. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000000929>
- Enoka, R. M., & Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *J Appl Physiol* (1985), 72(5), 1631-1648. <https://doi.org/10.1152/jappl.1992.72.5.1631>
- Estes, C., Jackson, L., & Castillo, D. (2010). Occupational injuries and deaths among younger workers-United States, 1998-2007. *Morbidity and Mortality Weekly Report*, 59(15), 449-455.
- Euzénat, D. (2010). L'exposition des salariés aux maladies professionnelles en 2007.
- 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. *J Electromyogr Kinesiol*, 18(1), 16-25. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.08.005>
- Favre, J., Jolles, B., Aissaoui, R., & Aminian, K. (2008). Ambulatory measurement of 3D knee joint angle. *Journal of Biomechanics*, 41(5), 1029-1035.
- Ferber, R., & Pohl, M. B. (2011). Changes in joint coupling and variability during walking following tibialis posterior muscle fatigue. *Journal of Foot and Ankle Research*, 4(1), 1-8.
- Fieldtrip. (2021). <https://www.fieldtriptoolbox.org/>
- Forestier, N., & Nougier, V. (1998). The effects of muscular fatigue on the coordination of a multijoint movement in human. *Neurosci Lett*, 252(3), 187-190. [https://doi.org/10.1016/s0304-3940\(98\)00584-9](https://doi.org/10.1016/s0304-3940(98)00584-9)
- Forthomme, B., Kaux, J.-F., Crielaard, J.-M., & Croisier, J.-L. (2011). Les lésions tendineuses de la coiffe des rotateurs. Abstract book du Premier Symposium d'Axxon, Qualité en Kinésithérapie (Actualité en Kinésithérapie),
- 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>

- Fuller, J. R., Lomond, K. V., Fung, J., & Côté, J. N. (2009). Posture-movement changes following repetitive motion-induced shoulder muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(6), 1043-1052. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.10.009>
- Fusco, A., Sustercich, W., Edgerton, K., Cortis, C., Jaime, S. J., Mikat, R. P., Porcari, J. P., & Foster, C. (2020). Effect of Progressive Fatigue on Session RPE. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 5(1), 15. <https://www.mdpi.com/2411-5142/5/1/15>
- Gallagher, S., & Heberger, J. R. (2013). Examining the interaction of force and repetition on musculoskeletal disorder risk: a systematic literature review. *Human factors*, 55(1), 108-124.
- Gallagher, S., & Schall Jr, M. C. (2017). Musculoskeletal disorders as a fatigue failure process: evidence, implications and research needs. *Ergonomics*, 60(2), 255-269. <https://doi.org/10.1080/00140139.2016.1208848>
- Gaßner, H., Raccagni, C., Eskofier, B. M., Klucken, J., & Wenning, G. K. (2019). The Diagnostic Scope of Sensor-Based Gait Analysis in Atypical Parkinsonism: Further Observations [Original Research]. *Frontiers in Neurology*, 10(5). <https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00005>
- Gates, D. H., & Dingwell, J. B. (2011). The effects of muscle fatigue and movement height on movement stability and variability. *Exp Brain Res*, 209(4), 525-536. <https://doi.org/10.1007/s00221-011-2580-8>
- Gatti, U. C., Schneider, S., & Migliaccio, G. C. (2014). Physiological condition monitoring of construction workers. *Automation in Construction*, 44, 227-233. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.autcon.2014.04.013>
- Giansanti, D., Maccioni, G., Benvenuti, F., & Macellari, V. (2007). Inertial measurement units furnish accurate trunk trajectory reconstruction of the sit-to-stand manoeuvre in healthy subjects. *Medical & biological engineering & computing*, 45(10), 969-976.
- González-Izal, M., Malanda, A., Gorostiaga, E., & Izquierdo, M. (2012). Electromyographic models to assess muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(4), 501-512.
- Goodvin, C., Park, E. J., Huang, K., & Sakaki, K. (2006). Development of a real-time three-dimensional spinal motion measurement system for clinical practice. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 44(12), 1061-1075.
- Gorelick, M., Brown, J., & Groeller, H. (2003). Short-duration fatigue alters neuromuscular coordination of trunk musculature: implications for injury. *Applied Ergonomics*, 34(4), 317-325.
- Goubault, E., Bogard, S., Blanchet, P. J., Bézard, E., Vincent, C., Martino, D., Sarna, J., Monchi, O., & Duval, C. (2020). Parkinsonian Symptoms, Not Dyskinesia, Negatively Affect Active Life Participation of Dyskinetic Patients with Parkinson's Disease. *Tremor and Other Hyperkinetic Movements*, 10.
- Guignard, B., Rouard, A., Chollet, D., & Seifert, L. (2017). Behavioral Dynamics in Swimming: The Appropriate Use of Inertial Measurement Units [Review]. *Frontiers in Psychology*, 8(383). <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2017.00383>
- Halliday, D. M., Conway, B. A., Farmer, S. F., & Rosenberg, J. R. (1999). Load-independent contributions from motor-unit synchronization to human physiological tremor. *Journal of neurophysiology*, 82(2), 664-675.
- Hamill, J., Palmer, C., & Van Emmerik, R. E. (2012). Coordinative variability and overuse injury. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, 4(1), 1-9.

- Hintermeister, R. A., Lange, G. W., Schultheis, J. M., Bey, M. J., & Hawkins, R. J. (1998). Electromyographic Activity and Applied Load During Shoulder Rehabilitation Exercises Using Elastic Resistance. *The American Journal of Sports Medicine*, 26(2), 210-220. <https://doi.org/10.1177/03635465980260021001>
- Holtermann, A., Grönlund, C., Stefan Karlsson, J., & Roeleveld, K. (2008). Spatial distribution of active muscle fibre characteristics in the upper trapezius muscle and its dependency on contraction level and duration. *J Electromyogr Kinesiol*, 18(3), 372-381. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.12.003>
- Holtermann, A., Roeleveld, K., & Karlsson, J. S. (2005). Inhomogeneities in muscle activation reveal motor unit recruitment. *J Electromyogr Kinesiol*, 15(2), 131-137. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2004.09.003>
- Hu, B., & Ning, X. (2015). The influence of lumbar extensor muscle fatigue on lumbar–pelvic coordination during weightlifting. *Ergonomics*, 58(8), 1424-1432.
- Hwang, S., Seo, J., Ryu, J., & Lee, S. (2016). Challenges and opportunities of understanding construction workers' physical demands through field energy expenditure measurements using a wearable activity tracker. Construction Research Congress 2016,
- Ibrahim, A. A., Küderle, A., Gaßner, H., Klucken, J., Eskofier, B. M., & Kluge, F. (2020). Inertial sensor-based gait parameters reflect patient-reported fatigue in multiple sclerosis. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 17(1), 165. <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00798-9>
- Jaskot, K., & Babiarz, A. (2010). The inertial measurement unit for detection of position. *Przegląd Elektrotechniczny*, 86(11 A), 323-333.
- Jones, L. A., & Hunter, I. W. (1983). Effect of fatigue on force sensation. *Experimental Neurology*, 81(3), 640-650. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0014-4886\(83\)90332-1](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0014-4886(83)90332-1)
- Jun, D., Wexler, A. S., & Binder-Macleod, S. A. (2002). A predictive fatigue model. II. Predicting the effect of resting times on fatigue. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 10(1), 59-67. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2002.1021587>
- Kang, H. G., Mahoney, D. F., Hoenig, H., Hirth, V. A., Bonato, P., Hajjar, I., Lipsitz, L. A., Medicine, C. f. I. o., & Aged, I. T. W. G. o. A. A. t. P. M. f. t. (2010). In situ monitoring of health in older adults: technologies and issues. *Journal of the American Geriatrics Society*, 58(8), 1579-1586.
- Karantonis, D. M., Narayanan, M. R., Mathie, M., Lovell, N. H., & Celler, B. G. (2006). Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 10(1), 156-167. <https://doi.org/10.1109/TITB.2005.856864>
- Karvekar, S., Abdollahi, M., & Rashedi, E. (2019). A data-driven model to identify fatigue level based on the motion data from a smartphone. *bioRxiv*, 796854.
- Karvekar, S. B. (2019). Smartphone-based human fatigue detection in an industrial environment using gait analysis.
- Kennedy, C. A., Amick III, B. C., Dennerlein, J. T., Brewer, S., Catli, S., Williams, R., Serra, C., Gerr, F., Irvin, E., & Mahood, Q. (2010). Systematic review of the role of occupational health and safety interventions in the prevention of upper extremity musculoskeletal symptoms, signs, disorders, injuries, claims and lost time. *Journal of occupational rehabilitation*, 20(2), 127-162.

- Keogh, J., Morrison, S., & Barrett, R. (2004). Augmented visual feedback increases finger tremor during postural pointing. *Experimental Brain Research*, 159(4), 467-477.
- Kim, H., Lee, H. J., Lee, W., Kwon, S., Kim, S. K., Jeon, H. S., Park, H., Shin, C. W., Yi, W. J., & Jeon, B. S. (2015). Unconstrained detection of freezing of Gait in Parkinson's disease patients using smartphone. 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC),
- Kos, A., & Umek, A. (2019). Wearable Sensor Devices for Prevention and Rehabilitation in Healthcare: Swimming Exercise With Real-Time Therapist Feedback. *IEEE Internet of Things Journal*, 6, 1331-1341.
- Köster, B., Lauk, M., Timmer, J., Winter, T., Guschlbauer, B., Glocker, F., Danek, A., Deuschl, G., & Lücking, C. (1998). Central mechanisms in human enhanced physiological tremor. *Neuroscience letters*, 241(2-3), 135-138.
- Lakie, M., Walsh, E., Arblaster, L., Villagra, F., & Roberts, R. (1994). Limb temperature and human tremors. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 57(1), 35-42.
- Lamarre, Y. (1975). Tremorgenic mechanisms in primates.
- Latash, M. L. (2012). The bliss (not the problem) of motor abundance (not redundancy). *Experimental Brain Research*, 217(1), 1-5.
- Lebeau, M., Duguay, P., & Boucher, A. (2013). *Les coûts des lésions professionnelles au Québec, 2005-2007*. Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail.
- Lebel, K., Boissy, P., Hamel, M., & Duval, C. (2015). Inertial measures of motion for clinical biomechanics: comparative assessment of accuracy under controlled conditions—changes in accuracy over time. *PLOS ONE*, 10(3), e0118361.
- Lebel, K., Duval, C., Goubault, E., Bogard, S., & Blanchet, P. (2020). Can We Predict the Motor Performance of Patients With Parkinson's Disease Based on Their Symptomatology? *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, 8, 189.
- Ledoux, É., & Denis, D. (2011). Enquête québécoise sur des conditions de travail, d'emploi et de santé et de sécurité du travail (EQCOTESST). *Perspectives interdisciplinaires sur le travail et la santé*(13-2).
- Lippold, O. (1981). The tremor in fatigue. *Ciba Found Symp*, 82, 234-248. <https://doi.org/10.1002/9780470715420.ch14>
- Liu, T., Inoue, Y., & Shibata, K. (2009). Development of a wearable sensor system for quantitative gait analysis. *Measurement*, 42(7), 978-988. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.measurement.2009.02.002>
- Llinás, R. R. (1984). Rebound excitation as the physiological basis for tremor: a biophysical study of the oscillatory properties of mammalian central neurones in vitro. In *Movement disorders: tremor* (pp. 165-182). Springer.
- Lomond, K. V., & Côté, J. N. (2011). Differences in posture–movement changes induced by repetitive arm motion in healthy and shoulder-injured individuals. *Clinical Biomechanics*, 26(2), 123-129. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.09.012>
- Lomond, K. V., & Côté, J. N. (2011). Shoulder functional assessments in persons with chronic neck/shoulder pain and healthy subjects: reliability and effects of movement repetition. *Work*, 38(2), 169-180.

- Long, M. H., Johnston, V., & Bogossian, F. (2012). Work-related upper quadrant musculoskeletal disorders in midwives, nurses and physicians: A systematic review of risk factors and functional consequences. *Applied Ergonomics*, 43(3), 455-467.
- Looft, J. M., Herkert, N., & Frey-Law, L. (2018). Modification of a three-compartment muscle fatigue model to predict peak torque decline during intermittent tasks. *J Biomech*, 77, 16-25. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.06.005>
- Luinge, H. J., Veltink, P. H., & Baten, C. T. (2007). Ambulatory measurement of arm orientation. *Journal of Biomechanics*, 40(1), 78-85.
- Luttmann, A., Jäger, M., Griefahn, B., Caffier, G., Liebers, F., & Organization, W. H. (2004). La prévention des troubles musculo-squelettiques sur le lieu de travail.
- Madeleine, P. (2010). On functional motor adaptations: from the quantification of motor strategies to the prevention of musculoskeletal disorders in the neck-shoulder region. *Acta Physiologica*, 199, 1-46.
- Madeleine, P., & Farina, D. (2008). Time to task failure in shoulder elevation is associated to increase in amplitude and to spatial heterogeneity of upper trapezius mechanomyographic signals. *Eur J Appl Physiol*, 102(3), 325-333. <https://doi.org/10.1007/s00421-007-0589-2>
- Madeleine, P., Voigt, M., & Mathiassen, S. E. (2008). The size of cycle-to-cycle variability in biomechanical exposure among butchers performing a standardised cutting task. *Ergonomics*, 51(7), 1078-1095. <https://doi.org/10.1080/00140130801958659>
- Marcora, S. M., & Staiano, W. (2010). The limit to exercise tolerance in humans: mind over muscle? *Eur J Appl Physiol*, 109(4), 763-770. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1418-6>
- Marsden, C., Meadows, J., Lange, G., & Watson, R. (1969). The role of the ballistocardiac impulse in the genesis of physiological tremor. *Brain*, 92(3), 647-662.
- Mathiassen, S. E. (2006). Diversity and variation in biomechanical exposure: what is it, and why would we like to know? *Applied Ergonomics*, 37(4), 419-427.
- Mayer, J., Kraus, T., & Ochsmann, E. (2012). Longitudinal evidence for the association between work-related physical exposures and neck and/or shoulder complaints: a systematic review. *International archives of occupational and environmental health*, 85(6), 587-603.
- Mazilu, S., Blanke, U., Calatroni, A., Gazit, E., Hausdorff, J. M., & Tröster, G. (2016). The role of wrist-mounted inertial sensors in detecting gait freeze episodes in Parkinson's disease. *Pervasive and Mobile Computing*, 33, 1-16.
- Mazilu, S., Blanke, U., Hardegger, M., Tröster, G., Gazit, E., Dorfman, M., & Hausdorff, J. M. (2014, 24-28 March 2014). GaitAssist: A wearable assistant for gait training and rehabilitation in Parkinson's disease. 2014 IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communication Workshops (PERCOM WORKSHOPS),
- Mazilu, S., Hardegger, M., Zhu, Z., Roggen, D., Tröster, G., Plotnik, M., & Hausdorff, J. M. (2012). Online detection of freezing of gait with smartphones and machine learning techniques. 2012 6th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth) and Workshops,
- McAuley, J., Rothwell, J., & Marsden, C. (1997). Frequency peaks of tremor, muscle vibration and electromyographic activity at 10 Hz, 20 Hz and 40 Hz during human finger muscle contraction may reflect rhythmicities of central neural firing. *Experimental Brain Research*, 114(3), 525-541.

- Micklewright, D., St Clair Gibson, A., Gladwell, V., & Al Salman, A. (2017). Development and Validity of the Rating-of-Fatigue Scale. *Sports Medicine*, 47(11), 2375-2393. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0711-5>
- Moore, S. T., MacDougall, H. G., & Ondo, W. G. (2008). Ambulatory monitoring of freezing of gait in Parkinson's disease. *J Neurosci Methods*, 167(2), 340-348. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2007.08.023>
- Morrison, S., Kavanagh, J., Obst, S., Irwin, J., & Haseler, L. (2005). The effects of unilateral muscle fatigue on bilateral physiological tremor. *Experimental Brain Research*, 167(4), 609-621.
- Najafi, B., Aminian, K., Loew, F., Blanc, Y., & Robert, P. A. (2002). Measurement of stand-sit and sit-stand transitions using a miniature gyroscope and its application in fall risk evaluation in the elderly. *IEEE Trans Biomed Eng*, 49(8), 843-851. <https://doi.org/10.1109/tbme.2002.800763>
- Nardone, A., Tarantola, J., Giordano, A., & Schieppati, M. (1997). Fatigue effects on body balance. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, 105(4), 309-320. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0924-980X\(97\)00040-4](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0924-980X(97)00040-4)
- Niazmand, K., Tonn, K., Zhao, Y., Fietzek, U., Schroeteler, F., Ziegler, K., Ceballos-Baumann, A., & Lueth, T. (2011). Freezing of Gait detection in Parkinson's disease using accelerometer based smart clothes. 2011 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS),
- Nordander, C., Hansson, G., Ohlsson, K., Arvidsson, I., Balogh, I., Strömberg, U., Rittner, R., & Skerfving, S. (2016). Exposure-response relationships for work-related neck and shoulder musculoskeletal disorders--Analyses of pooled uniform data sets. *Appl Ergon*, 55, 70-84. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2016.01.010>
- Nordander, C., Ohlsson, K., Åkesson, I., Arvidsson, I., Balogh, I., Hansson, G.-Å., Strömberg, U., Rittner, R., & Skerfving, S. (2009). Risk of musculoskeletal disorders among females and males in repetitive/constrained work. *Ergonomics*, 52(10), 1226-1239. <https://doi.org/10.1080/00140130903056071>
- Nussbaum, M. A. (2001). Static and dynamic myoelectric measures of shoulder muscle fatigue during intermittent dynamic exertions of low to moderate intensity. *European Journal of Applied Physiology*, 85(3), 299-309. <https://doi.org/10.1007/s004210100454>
- Ohtaki, Y., Susumago, M., Suzuki, A., Sagawa, K., Nagatomi, R., & Inooka, H. (2005). Automatic classification of ambulatory movements and evaluation of energy consumptions utilizing accelerometers and a barometer. *Microsystem technologies*, 11(8-10), 1034-1040.
- Oostenveld, R., Fries, P., Maris, E., & Schoffelen, J.-M. (2011). FieldTrip: Open Source Software for Advanced Analysis of MEG, EEG, and Invasive Electrophysiological Data. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2011, 156869. <https://doi.org/10.1155/2011/156869>
- Oung, Q. W., Basah, S. N., Muthusamy, H., Vijejan, V., Lee, H., Khairunizam, W., Bakar, S. A., Razlan, Z. M., & Ibrahim, Z. (2018). Objective Evaluation of Freezing of Gait in Patients with Parkinson's Disease through Machine Learning Approaches. 2018 International Conference on Computational Approach in Smart Systems Design and Applications (ICASSDA),
- Pageaux, B. (2016). Perception of effort in Exercise Science: Definition, measurement and perspectives. *Eur J Sport Sci*, 16(8), 885-894. <https://doi.org/10.1080/17461391.2016.1188992>

- Pageaux, B., Marcora, S. M., Rozand, V., & Lepers, R. (2015). Mental fatigue induced by prolonged self-regulation does not exacerbate central fatigue during subsequent whole-body endurance exercise. *Front Hum Neurosci*, 9, 67. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2015.00067>
- Pardoel, S., Kofman, J., Nantel, J., & Lemaire, E. D. (2019). Wearable-Sensor-based Detection and Prediction of Freezing of Gait in Parkinson's Disease: A Review. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 19(23), 5141. <https://doi.org/10.3390/s19235141>
- Parijat, P., & Lockhart, T. E. (2008). Effects of lower extremity muscle fatigue on the outcomes of slip-induced falls. *Ergonomics*, 51(12), 1873-1884.
- Phillips, R. O. (2015). A review of definitions of fatigue—And a step towards a whole definition. *Transportation research part F: traffic psychology and behaviour*, 29, 48-56.
- Picerno, P., Cereatti, A., & Cappozzo, A. (2008). Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules. *Gait & posture*, 28(4), 588-595.
- Place, N., Maffiuletti, N. A., Martin, A., & Lepers, R. (2007). Assessment of the reliability of central and peripheral fatigue after sustained maximal voluntary contraction of the quadriceps muscle. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 35(4), 486-495.
- Poitras, I., Dupuis, F., Biemann, M., Campeau-Lecours, A., Mercier, C., Bouyer, L. J., & Roy, J.-S. (2019). Validity and Reliability of Wearable Sensors for Joint Angle Estimation: A Systematic Review. *Sensors*, 19(7), 1555. <https://www.mdpi.com/1424-8220/19/7/1555>
- Psek, J. A., & Cafarelli, E. (1993). Behavior of coactive muscles during fatigue. *J Appl Physiol* (1985), 74(1), 170-175. <https://doi.org/10.1152/jappl.1993.74.1.170>
- Punnett, L., & Wegman, D. H. (2004). Work-related musculoskeletal disorders: the epidemiologic evidence and the debate. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(1), 13-23.
- Raethjen, J., Pawlas, F., Lindemann, M., Wenzelburger, R., & Deuschl, G. (2000). Determinants of physiologic tremor in a large normal population. *Clinical neurophysiology*, 111(10), 1825-1837.
- Rezvanian, S., & Lockhart, T. E. (2016). Towards Real-Time Detection of Freezing of Gait Using Wavelet Transform on Wireless Accelerometer Data. *Sensors*, 16(4), 475. <https://www.mdpi.com/1424-8220/16/4/475>
- Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Larue, C., & Plamondon, A. (2017). Validation of inertial measurement units with an optoelectronic system for whole-body motion analysis. *Medical & biological engineering & computing*, 55(4), 609-619.
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. (2013). *Research methods in biomechanics*. Human kinetics.
- Rodríguez-Martín, D., Pérez-López, C., Samà, A., Català, A., Moreno Arostegui, J. M., Cabestany, J., Mestre, B., Alcaine, S., Prats, A., & Cruz Crespo, M. D. I. (2017). A waist-worn inertial measurement unit for long-term monitoring of Parkinson's disease patients. *Sensors*, 17(4), 827.
- Rohmert, W. (1973). Problems of determination of rest allowances Part 2: Determining rest allowances in different human tasks. *Applied Ergonomics*, 4(3), 158-162.
- Santos, J., Baptista, J. S., Monteiro, P. R. R., Miguel, A. S., Santos, R., & Vaz, M. A. P. (2016). The influence of task design on upper limb muscles fatigue during low-load repetitive work: A

- systematic review. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 52, 78-91. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ergon.2015.09.010>
- Sassenhagen, J., & Draschkow, D. (2019). Cluster-based permutation tests of MEG/EEG data do not establish significance of effect latency or location. *Psychophysiology*, 56(6), e13335.
- Sedighi Maman, Z., Alamdar Yazdi, M. A., Cavuoto, L. A., & Megahed, F. M. (2017). A data-driven approach to modeling physical fatigue in the workplace using wearable sensors. *Applied Ergonomics*, 65, 515-529. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.02.001>
- Seel, T., Raisch, J., & Schauer, T. (2014). IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis. *Sensors*, 14(4), 6891-6909. <https://www.mdpi.com/1424-8220/14/4/6891>
- Seifert, L., Leblanc, H., Chollet, D., & Delignières, D. (2010). Inter-limb coordination in swimming: Effect of speed and skill level. *Human Movement Science*, 29(1), 103-113. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.humov.2009.05.003>
- Sekine, M., Tamura, T., Togawa, T., & Fukui, Y. (2000). Classification of waist-acceleration signals in a continuous walking record. *Med Eng Phys*, 22(4), 285-291. [https://doi.org/10.1016/s1350-4533\(00\)00041-2](https://doi.org/10.1016/s1350-4533(00)00041-2)
- Silverstein, B. A., Bao, S. S., Fan, Z. J., Howard, N., Smith, C., Spielholz, P., Bonauto, D., & Viikari-Juntura, E. (2008). Rotator cuff syndrome: personal, work-related psychosocial and physical load factors. *Journal of occupational and environmental medicine*, 50(9), 1062-1076.
- Simoneau, S., St-Vincent, M., & Chicoine, D. (2013). *Les TMS des membres supérieurs: mieux les comprendre pour mieux les prévenir*. ASPHME.
- Singh, T., SKM, V., Zatsiorsky, V. M., & Latash, M. L. (2010). Fatigue and motor redundancy: adaptive increase in finger force variance in multi-finger tasks. *Journal of neurophysiology*, 103(6), 2990-3000.
- Sjøgaard, G., Kiens, B., Jørgensen, K., & Saltin, B. (1986). Intramuscular pressure, EMG and blood flow during low-level prolonged static contraction in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 128(3), 475-484.
- Sjøgaard, G., Lundberg, U., & Kadefors, R. (2000). The role of muscle activity and mental load in the development of pain and degenerative processes at the muscle cell level during computer work. *Eur J Appl Physiol*, 83(2-3), 99-105. <https://doi.org/10.1007/s004210000285>
- Sommerich, C. M., McGlothlin, J. D., & Marras, W. S. (1993). Occupational risk factors associated with soft tissue disorders of the shoulder: a review of recent investigations in the literature. *Ergonomics*, 36(6), 697-717. <https://doi.org/10.1080/00140139308967931>
- Sparto, P. J., Parnianpour, M., Reinsel, T. E., & Simon, S. (1997). The effect of fatigue on multijoint kinematics and load sharing during a repetitive lifting test. *Spine (Phila Pa 1976)*, 22(22), 2647-2654. <https://doi.org/10.1097/00007632-199711150-00013>
- Srinivasan, D., & Mathiassen, S. E. (2012). Motor variability in occupational health and performance. *Clinical Biomechanics*, 27(10), 979-993. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.08.007>
- Statistique-Canada-CoC. (2016, 2020-12-29). *Canadian Community Health Survey (2015-2016) – Annual component (CCHS)*. <https://www.statcan.gc.ca/eng/survey/household/3226>
- Statistique-Canada-CoC. (2021). *Postes vacants, employés salariés, taux de postes vacants et moyenne du salaire offert selon les provinces et territoires, données trimestrielles non*

désaisonnalisées.

Retrieved

2021-09-21

from

<https://www150.statcan.gc.ca/t1/tbl1/fr/tv.action?pid=1410032501>

- Stiles, R. N., & Randall, J. (1967). Mechanical factors in human tremor frequency. *Journal of Applied Physiology*, 23(3), 324-330.
- Stock, S., Nicolakakis, N., Messing, K., Turcot, A., & Raiq, H. (2013). Quelle est la relation entre les troubles musculo-squelettiques (TMS) liés au travail et les facteurs psychosociaux?. Survol de diverses conceptions des facteurs psychosociaux du travail et proposition d'un nouveau modèle de la genèse des TMS. *Perspectives interdisciplinaires sur le travail et la santé*(15-2).
- Sturman, M. M., Vaillancourt, D. E., & Corcos, D. M. (2005). Effects of aging on the regularity of physiological tremor. *Journal of neurophysiology*, 93(6), 3064-3074.
- Tahafchi, P., Molina, R., Roper, J. A., Sowalsky, K., Hass, C. J., Gunduz, A., Okun, M. S., & Judy, J. W. (2017, 11-15 July 2017). Freezing-of-Gait detection using temporal, spatial, and physiological features with a support-vector-machine classifier. 2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC),
- Takanokura, M., Kokuzawa, N., & Sakamoto, K. (2002). The origins of physiological tremor as deduced from immersions of the finger in various liquids. *European Journal of Applied Physiology*, 88(1), 29-41.
- Takanokura, M., Makabe, H., Kaneko, K., Mito, K., & Sakamoto, K. (2007). Coordination of the upper-limb segments in physiological tremor with various external loads. *Medical Science Monitor*, 13(9), CR379-CR385.
- Tao, W., Liu, T., Zheng, R., & Feng, H. (2012). Gait analysis using wearable sensors. *Sensors*, 12(2), 2255-2283.
- Tomita, Y., Rodrigues, M. R., & Levin, M. F. (2017). Upper limb coordination in individuals with stroke: poorly defined and poorly quantified. *Neurorehabilitation and neural repair*, 31(10-11), 885-897.
- U.S. Department of Labor, B. o. L. S. (2008). *Current population survey, 1998--2007 (microdata files) and labor force, employment, and unemployment from the current population survey.*
- Vaillancourt, D. E., & Newell, K. M. (2000). Amplitude changes in the 8–12, 20–25, and 40 Hz oscillations in finger tremor. *Clinical neurophysiology*, 111(10), 1792-1801.
- Van Beers, R. J., Haggard, P., & Wolpert, D. M. (2004). The role of execution noise in movement variability. *Journal of neurophysiology*, 91(2), 1050-1063.
- Van Buskirk, C., Wolbarsht, M., & Stecher, K. (1966). The nonnervous causes of normal physiologic tremor. *Neurology*, 16(2 Part 1), 217-217.
- Vignais, N., Miezal, M., Bleser, G., Mura, K., Gorecky, D., & Marin, F. (2013). Innovative system for real-time ergonomic feedback in industrial manufacturing. *Applied Ergonomics*, 44(4), 566-574. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.apergo.2012.11.008>
- Vøllestad, N. K. (1997). Measurement of human muscle fatigue. *Journal of Neuroscience Methods*, 74(2), 219-227. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0165-0270\(97\)02251-6](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0165-0270(97)02251-6)
- Wang, Z., Zhou, R., He, Y., & Guo, X. (2020). Functional Integration and Separation of Brain Network Based on Phase Locking Value During Emotion Processing. *IEEE Transactions on Cognitive and Developmental Systems*, 1-1. <https://doi.org/10.1109/TCDS.2020.3001642>

- Watanabe, Y., Evengard, B., Kuratsune, H., Jason, L. A., & Natelson, B. H. (2008). *Fatigue science for human health*. Springer.
- Waters, T. R. (2012). Ergonomics in design: interventions for youth working in the agricultural industry. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, *13*(2), 270-285.
- Xia, T., & Frey Law, L. A. (2008). A theoretical approach for modeling peripheral muscle fatigue and recovery. *J Biomech*, *41*(14), 3046-3052. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.07.013>
- Xsens. (2020). *Xsens Tutorial*. <https://tutorial.xsens.com>
- Yang, C., Bouffard, J., Srinivasan, D., Ghayourmanesh, S., Cantú, H., Begon, M., & Côté, J. N. (2018). Changes in movement variability and task performance during a fatiguing repetitive pointing task. *Journal of Biomechanics*, *76*, 212-219. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.05.025>
- Yang, C., Leitkam, S., & Côté, J. N. (2020). Effects of different fatigue locations on upper body kinematics and inter-joint coordination in a repetitive pointing task. *PLOS ONE*, *14*(12), e0227247. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0227247>
- Yap, C., & Boshes, B. (1967). The frequency and pattern of normal tremor. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, *22*(3), 197-203.
- Yung, M. (2016). Fatigue at the workplace: Measurement and temporal development.
- Zach, H., Janssen, A. M., Snijders, A. H., Delval, A., Ferraye, M. U., Auff, E., Weerdesteyn, V., Bloem, B. R., & Nonnekes, J. (2015). Identifying freezing of gait in Parkinson's disease during freezing provoking tasks using waist-mounted accelerometry. *Parkinsonism Relat Disord*, *21*(11), 1362-1366. <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2015.09.051>
- Zemková, E., Poór, O., & Pecho, J. (2019). Peak rate of force development and isometric maximum strength of back muscles are associated with power performance during load-lifting tasks. *American journal of men's health*, *13*(1), 1557988319828622.
- Zhang, L., Diraneyya, M. M., Ryu, J., Haas, C. T., & Abdel-Rahman, E. M. (2019). Jerk as an indicator of physical exertion and fatigue. *Automation in Construction*, *104*, 120-128. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.autcon.2019.04.016>
- Zhang, M., Sparer, E. H., Murphy, L. A., Dennerlein, J. T., Fang, D., Katz, J. N., & Caban-Martinez, A. J. (2015). Development and validation of a fatigue assessment scale for US construction workers. *American journal of industrial medicine*, *58*(2), 220-228.
- Zhao, J. (2018). A Review of Wearable IMU (Inertial-Measurement-Unit)-based Pose Estimation and Drift Reduction Technologies. *Journal of Physics: Conference Series*, *1087*, 042003. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1087/4/042003>
- Zhao, Y., Tonn, K., Niazmand, K., Fietzek, U. M., Angelo, L. T. D., Ceballos-Baumann, A., & Lueth, T. C. (2012, 5-7 Jan. 2012). Online FOG Identification in Parkinson's disease with a time-frequency combined Algorithm. Proceedings of 2012 IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics,