



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-memoires-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

Master « Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives »

Spécialité : **Evaluation de la Performance et des
Adaptations Motrices et Physiologiques**

Mémoire de fin d'études présenté pour l'obtention du grade de master

Modélisation des contraintes musculo-articulaires du membre supérieur au cours de gestes répétitifs

présenté par

Nicolas BALTHAZARD

Maître de stage : Jean-Marie DIROUX, Directeur, TEA, Vandœuvre-lès-Nancy.

Guidant universitaire : Guillaume MORNIEUX, Maître de Conférences, UFR STAPS,
Villers-lès-Nancy.

Juin 2016

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier tout particulièrement les personnes suivantes :

- ✓ Messieurs Yvon VINCENT et Jean-Marie DIROUX, dirigeants de la Société TEA qui m'ont permis de réaliser ce stage de fin d'études au sein de leur entreprise.
- ✓ Nicolas FERVEUR pour son aide et ses conseils tout au long du stage.
- ✓ L'ensemble des salariés de la Société TEA pour la bonne ambiance de travail.
- ✓ Corentin, Alexis, David, Guillaume et Jobrane, qui ont accepté de servir de sujets pour mes enregistrements.
- ✓ L'ensemble des enseignants et intervenants du Master EPAMP, notamment Gérôme GAUCHARD pour avoir accepté ma candidature et Guillaume MORNIEUX pour sa disponibilité.
- ✓ Marie mon épouse, Arthur et Elise mes enfants, pour le temps que ce travail m'a demandé et que je n'ai pas passé avec vous.
- ✓ Vous toutes et vous tous, lecteurs de ce mémoire.

SOMMAIRE

SOMMAIRE DES FIGURES	I
SOMMAIRE DES TABLEAUX	II
LISTE DES ABREVIATIONS	III
INTRODUCTION.....	1
I. CADRE THEORIQUE	3
1.1. Histoire des conceptions de l'Homme au travail	3
1.2. Les contraintes musculo-squelettiques au travail.....	4
1.3. Modèles explicatifs de la genèse des TMS	5
1.3.1. Le modèle biomécanique	5
1.3.2 Le modèle physiologique	6
1.3.3. Le modèle d'auto-immunité.....	6
1.3.4. Le modèle psycho-social.....	7
1.4 Apport de l'ergonomie : le mouvement et le geste	8
1.5. Le modèle d'Armstrong	9
1.6. Les normes en ergonomie	10
1.7. Cadre théorique : synthèse	11
II. QUESTION DE RECHERCHE	12
2.1 Les contraintes biomécaniques pour le dos.....	12
2.2 Les contraintes biomécaniques pour l'épaule	14
2.3. Hypothèses	15
2.4. Proposition d'un indice de risque globale : l'Indice TEA.....	16

III. MATERIEL ET METHODES	19
3.1. Population.....	19
3.2. Protocole expérimental.....	20
3.2.1. Tâche à exécuter.....	20
3.2.2. Conditions expérimentales.....	21
3.3. Outils utilisés et traitement des signaux	23
3.3.1. Electromyographie et tests de normalisation	23
3.3.2. Analyse cinématique et détermination des angles articulaires.....	24
3.3.3. Evaluation de l'effort	25
3.6. Plan statistique.....	26
IV. RESULTATS	27
4.1. Effet de la masse de la charge manutentionnée	27
4.2. Effet de la hauteur de prise/dépose de la charge	28
4.3. Effet de la fréquence de mouvement	30
4.4. Effet d'interaction : Masse x Hauteur	31
4.5. Effet d'interaction : Masse x Fréquence	33
4.6. Effet d'interaction : Hauteur x Fréquence	36
4.7. Corrélation des Indices TEA et OCRA.....	38
V. DISCUSSION	40
CONCLUSION ET PERSPECTIVES	41
BIBLIOGRAPHIE	42
ANNEXE A : POSITION DES ELECTRODES EMG ET TESTS DE MVIC.....	49
ANNEXE B : ECHELLE DE BORG CR-10.....	50

SOMMAIRE DES FIGURES

Figure 1 : Représentation du modèle d'Armstrong – INRS (1996)

Figure 2 : Pourcentage de temps passé en zones verte/orange/rouge pour la rotation du bras

Figure 3 : Représentation de la tâche à effectuer.

Figure 4 : Hauteurs de prise/dépose de la charge d'après NF X 35-119

Figure 5 : Document TEA pour le placement de capteurs T-MOTION sur le bras.

Figure 6 : Document TEA pour le placement des capteurs T-MOTION dans le dos.

Figure 7 : Effet de la charge sur l'activation musculaire, l'amplitude articulaire et l'effort perçu.

Figure 8 : Effet de la hauteur sur l'activation musculaire, l'amplitude articulaire et l'effort perçu.

Figure 9 : Effet de la fréquence sur l'activation musculaire, l'amplitude articulaire et l'effort perçu.

Figure 10 : Activation musculaire en fonction de la masse et de la hauteur

Figure 11 : Amplitude articulaire et effort perçu en fonction de la masse et de la hauteur

Figure 12 : Activation musculaire en fonction de la masse et de la fréquence

Figure 13 : Activation musculaire en fonction de la masse et de la fréquence

Figure 14 : Activation musculaire en fonction de la hauteur et de la fréquence

Figure 15 : Activation musculaire en fonction de la masse et de la fréquence

Figure 16 : Concordance des indices OCRA et TEA (méthode de Bland & Altman)

SOMMAIRE DES TABLEAUX

Tableau I : Données anthropométriques des sujets.

Tableau II : Effet de la charge sur l'activation musculaire, l'amplitude articulaire et l'effort perçu

Tableau III : Effet de la hauteur sur l'activation musculaire, l'amplitude articulaire et l'effort perçu.

Tableau IV : Effet de la fréquence sur l'activation musculaire, l'amplitude articulaire et l'effort perçu.

Tableau V : Activation musculaire en fonction de la masse et de la hauteur

Tableau VI : Amplitude articulaire et effort perçu en fonction de la masse et de la hauteur

Tableau VII : Activation musculaire en fonction de la masse et de la fréquence

Tableau VIII : Amplitude articulaire et effort perçu en fonction de la masse et de la fréquence

Tableau IX : Activation musculaire en fonction de la hauteur et de la fréquence

Tableau X : Amplitude articulaire et effort perçu en fonction de la masse et de la fréquence

Tableau XI : Corrélation de l'Indice TEA avec les variables dépendantes

Tableau XII : Corrélation de l'Indice OCRA avec l'Indice TEA

Tableau XIII : Positions des électrodes EMG et tests de MVIC pour chaque muscle étudié.

LISTE DES ABREVIATIONS

ANACT : Agence Nationale pour l'Amélioration des Conditions de Travail

CVM : Contraction Volontaire Maximale

CTD : Cumulative Trauma Disorders

EMGAO : Electro-Myo-Graphie par Approche Optimisée

FMV : Force Maximale Volontaire

IMU : Inertial Measurement Unit

INSERM : Institut National de la Santé Et de la Recherche Médicale

IRR : Institut Régional de médecine physique et de Réadaptation

LATR : Lésions Attribuables les au Travail Répétitif

mV : Millivolts

MVC : Maximum Voluntary Contraction

MVIC : Maximum Voluntary Isometric Contraction

MP : Maladie Professionnelle

NIOSH : National Institut for Occupational Safety and Health

OOS : Occupational Overuse Syndrome

RMS : Root Mean Square

RPE : Rating of Perceived Exertion

RSI : Repetitive Strain Injuries

SENIAM : Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles

TER : Travail d'Etude et de Recherche

TMS : Troubles Musculo-Squelettiques

TMS-MS : Troubles Musculo-Squelettiques du Membre Supérieur

VD : Variable Dépendante

VI : Variable Indépendante

WRULD : Work-Related Upper Limb Disorders

INTRODUCTION

Ce mémoire est le fruit d'un travail de recherche entrepris en parallèle de mon activité professionnelle de consultant et formateur en ergonomie. J'ai souhaité suivre les cours de ce Master en Evaluation de la Performance et des Adaptations Motrices et Physiologiques, afin d'acquérir des connaissances et compétences en mesures de l'individu en activité, et de pouvoir faire le lien avec les interventions « terrain » en entreprises, dans le domaine de la prévention des risques professionnels. Ces mesures doivent ainsi permettre de comprendre l'activité humaine, ses contraintes et ses éventuelles conséquences pour la santé de l'individu.

La Société TEA m'a sollicité afin de développer l'activité de prestation et de formation en ergonomie, en direction des entreprises. Simultanément, il est proposé un sujet de stage, dans la continuité du travail de TER (Travail d'Etude et de Recherche) de l'année scolaire passée (2014/2015), dont le thème était : « *mesure biomécanique du geste et de l'activation neuromusculaire [qui] permettrait de quantifier les contraintes musculo-squelettiques des membres supérieurs d'un sujet dans le cadre de son activité* ». Ainsi, il s'agissait de proposer une démarche d'analyse d'une situation de travail qui soit globale et au sein de laquelle l'évaluation des contraintes biomécaniques s'appuie sur des outils de mesures qui permettent une quantification objective, fiable et reproductible.

Cette analyse pouvait se faire avec le produit de la Société TEA, CAPTIV, qui fournit déjà des seuils de risque. Toutefois, cette classification est effectuée séparément pour les efforts musculaires, la fréquence cardiaque et les angles articulaires. L'objectif est donc de proposer un indice de risque global, qui tienne compte de ces différents facteurs (physiologiques et biomécaniques). Nous avons donc proposé d'analyser un geste répétitif, afin de mesurer les contraintes musculo-articulaires, de proposer des seuils de confort/risque voir de permettre une classification des postes en termes de pénibilité.

La reformulation de la thématique retenue est ainsi la suivante : « Modélisation des contraintes musculo-articulaires du membre supérieur au cours de gestes répétitifs ». Par « modélisation », il faut comprendre « *non pas la volonté de représenter fidèlement la réalité d'une situation (...) mais le déploiement de son interprétation par les acteurs de l'entreprise pour faciliter la compréhension de la complexité à des fins d'actions* » (définition donnée par Christophe Schmitt dans son ouvrage de 2015, au sujet de la modélisation de l'agir entrepreneurial).

En d'autres termes, il ne s'agit pas seulement de représenter le mouvement et ses contraintes, mais également de faciliter l'élaboration de pistes de prévention au travers d'une analyse de ce que les ergonomes appellent « le réel » de l'activité de travail. Le terme de « réalité » est à comprendre dans une perspective constructiviste (au sens épistémologique du terme). En effet, de nombreuses normes et grilles d'évaluation du risque TMS (Troubles Musculo-Squelettiques) prennent en compte les caractéristiques théoriques (le « prescrit » en ergonomie) des postes de travail mais pas les contraintes qui s'exercent réellement au niveau de l'individu. Or cette réalité de la situation de travail existent et se construit par l'interaction que vont avoir les opérateurs avec leurs postes de travail.

Ainsi, pour plagier le titre du livre de Guérin, Laville, Daniellou, Duraffourg et Kerguelen (2007), l'objectif de ce travail de mémoire est également de contribuer à « *comprendre le travail pour le transformer* ».

I. CADRE THEORIQUE

1.1. Histoire des conceptions de l'Homme au travail

Au XVII^e-XVIII^e siècle, on commence à s'intéresser au fonctionnement de l'Homme en activité. La première approche est essentiellement mécanique, puisque dès le XVI^e Leonardo da Vinci s'intéresse aux mouvements des segments de membre, ainsi qu'aux déplacements du centre de gravité.

Au siècle suivant, Jean Borelli s'intéresse aux forces transmises par les bras de levier osseux, Vauban aux niveaux de charges supportables et Guillaume Amontons à la puissance mécanique maximale de l'Homme au cours de travaux physiques.

Puis, au XVIII^e siècle, Daniel Bernoulli développe une formule mathématique pour définir la force maximale de l'individu au travail et Edme Régnier élabore le premier dynamomètre elliptique à ressort. C'est également au cours de ce siècle que les ingénieurs et médecins hygiénistes s'intéressent aux liens entre travail et fatigue avec les travaux de Charles-Auguste Coulomb et Adam Smith.

Avec l'évolution de la pensée scientifique qui est passée progressivement de la physique à la chimie, la conception de l'Homme en activité change également. En effet, à la fin du XVIII^e siècle, les travaux d'Antoine de Lavoisier sur la combustion cellulaire permettent les premières mesures sur la dépense énergétique chez l'Homme.

Au siècle suivant, c'est l'émergence de la physiologie et l'on peut citer, entre autre, les travaux de Claude Bernard, d'Etienne-Jules Marey, d'Eadweard Muybridge, de Thomas Eakins et surtout de Jean-Baptiste Chauveau qui démontre que l'oxydation du glucose se produit au cours de la contraction musculaire.

A la fin du XIX^e et au début du XX^e siècle, le taylorisme et le fordisme posent les prémices de la psychologie du travail, appelée alors « psychologie industrielle ». Le courant des relations humaines, avec les travaux de Mayo, explique l'importance du climat psychologique sur le comportement et la performance des travailleurs. Puis, Maslow, à l'origine de l'approche humaniste, propose une hiérarchisation des besoins et conjecture leurs rôles dans le monde de l'entreprise. C'est au cours du XX^e siècle que l'on voit véritablement naître la psychologie du travail avec une succession de divers courants, notamment l'approche formelle des organisations (avec Woodward et Mintzberg) et l'approche sociotechnique (avec Emery et Trist). Enfin, on peut citer l'émergence de la psychodynamique du travail, proposé par Christophe Dejours, dont l'objet d'étude sont les relations entre plaisir et souffrance au travail et organisation du travail ; et la clinique de l'activité avec les travaux d'Yves Clot.

1.2. Les contraintes musculo-squelettiques au travail

En fonction des pays, les pathologies qui résultent de contraintes musculo-squelettiques possèdent diverses dénominations. Selon les cas, celles-ci indiquent que ces pathologies sont liées à l'activité de travail et/ou à des gestes répétitifs. En France, lorsqu'elles sont reconnues comme Maladies Professionnelles (MP) elles sont appelées « affections périarticulaires ». Ainsi, dans la littérature, elles portent le nom de Work Related Upper Limb Disorders ou WRULD (Cooper & Baker, 1996 ; Buckle, 1997), Cumulative Trauma Disorders ou CTD (Putz-Anderson, 1988) et pathologies d'hypersollicitation (Pujol, 1993). On retrouve également les termes « Occupational Overuse Syndrome ou OOS » en Australie et en Nouvelle-Zélande, « Repetitive Strain Injuries ou RSI » en Grande-Bretagne et « Lésions Attribuables au Travail Répétitif ou LATR » au Québec. Toutefois, le terme le plus couramment utilisé en France est celui que nous utiliserons dans ce mémoire : « Troubles Musculo-Squelettiques » ou TMS.

Cette diversité des appellations, tantôt associées aux structures anatomiques touchées, tantôt aux situations à l'origine de ces pathologies, traduit une certaine méconnaissance des processus d'apparition de celles-ci. Alors de quoi parle-t-on ? Le rapport européen SALTSA (Meyer *et al.*, 2002) a référencé dix-huit pathologies considérées comme « TMS spécifiques », auxquelles s'ajoutent les formes précoces et légères de celles-ci ainsi que les processus douloureux chroniques qui touchent les tissus mous (muscles, tendons, nerfs et cartilages), regroupés alors sous le terme de « TMS non spécifiques ».

En France, les TMS sont surtout associés à des pathologies professionnelles, notamment les MP des tableaux 57 et 98 (du régime général de la Sécurité Social). Le tableau 98 correspond aux « Affections chroniques du rachis lombaire provoquées par la manutention manuelle de charges lourdes » et sont passées de 2338 cas reconnus en 2008 à 3208 cas reconnus en 2012. Elles représentent la troisième cause de MP en France. Les pathologies du tableau 57 sont la première cause de MP : « Affections périarticulaires provoquées par certains gestes et postures de travail », qui sont quant à elle passées de 3165 cas reconnus en 1993 à 43 359 cas reconnus en 2011 (Aptel, Aublet-Cuvelier & Cail, 2011).

1.3. Modèles explicatifs de la genèse des TMS

De l'évolution des conceptions de l'Homme au travail, évoquée ci-avant, plusieurs modèles explicatifs du processus de survenu des TMS ont émergés. Toutefois, ces modèles restent (au moins en partie) hypothétiques. Nous allons aborder successivement le modèle biomécanique, le modèle physiologique, le modèle d'auto-immunité et le modèle psycho-social.

1.3.1. Le modèle biomécanique

Il s'agit du modèle le plus ancien et le plus répandu pour expliquer les TMS. Ce modèle part du principe que les structures musculo-squelettiques, tels que les muscles, tendons, nerfs et cartilages, possèdent une capacité de travail mécanique (force exercée, répétitivité, durée d'exposition, posture adoptée) limitée. Si l'activité physique implique de dépasser cette limite, il y a alors sursollicitation puis pathologie.

La simplicité de ce modèle biomécanique lui est généralement reprochée car il est unicausal, dans la mesure où il suppose que seules les causes « mécaniques » sont à l'origine des TMS.

1.3.2 Le modèle physiologique

Il existe différentes tentatives d'explication de la genèse des TMS via des processus physiologiques.

En 1991, Hägg propose le modèle des fibres Cendrillon : le recrutement musculaire se ferait de telle manière à ce que ce soit toujours les mêmes fibres qui soient recrutées en premières et qui le resteraient tout au long de l'activité, quand bien même celle-ci serait sous-maximale.

Une autre hypothèse porte sur l'activation sélective des unités motrices. Dans le cadre d'une activité physique monotone, ce serait toujours les mêmes unités motrices qui seraient activées. Ceci aboutirait à une hypersollicitation de ces dernières engendrant gênes, douleurs, pathologies.

Enfin, certains modèles sont basés sur la composition du muscle. Par exemple, on a remarqué (Mazis *et al.*, 2009) que chez des patients lombalgiques le muscle multifidus lumborum présentait une quantité plus importante de fibres de type II, qui elles-mêmes possédaient un diamètre réduit en comparaison de ce même muscle chez des patients sains.

1.3.3. Le modèle d'auto-immunité

Le stress provoquerait une activation du système immunitaire qui engendrerait la sécrétion de cytokines qui sont des substances pro-inflammatoires, or les TMS résultent de processus inflammatoires. Ce modèle n'a toutefois pas été validé.

1.3.4. Le modèle psycho-social

Lors d'échanges avec les divers acteurs de l'entreprise, on constate que les TMS sont fréquemment associés au stress, quelle que soit la personne (direction, encadrement, salarié...). Trois mécanismes principaux ont été décrits pour expliquer les liens entre stress et TMS. Le premier concerne la stimulation du système nerveux végétatif en situation de stress (Aptel & Cnockaert, 2002 ; Aptel & Gaudez, 2005). Ceci engendrerait la sécrétion de catécholamines qui provoquent une baisse de la circulation sanguine dans les muscles et tendons alors même que le tonus musculaire est augmenté. Le deuxième implique une activation du cortex surrénalien (Aptel & Cnockaert, 2002 ; Aptel & Gaudez, 2005) qui provoque la sécrétion de corticoïdes ayant pour effet un déséquilibre hydrominéral à l'origine de syndromes canaux, comme le syndrome du canal carpien. Le troisième concerne le modèle d'auto-immunité et déjà présenté ci-avant. Par ailleurs, le stress à l'origine de ces trois mécanismes est décrit dans de nombreux modèles. Les deux plus utilisés sont ceux de Karasek (Karasek, 1979 ; Karasek & Theorell, 1990 ; Karasek, Baker, Marxer, Ahlbom, & Theorell, 1981 ; Karasek *et al.*, 1998) et de Siegrist (Siegrist, 1996 ; Siegrist *et al.*, 2004).

Ainsi, une situation perçue comme « stressante » le sera non seulement en fonction de la personne mais également en fonction du contexte et notamment des facteurs psychosociaux. Diverses enquêtes épidémiologiques ont tenté d'objectiver les liens entre TMS et facteurs psychosociaux décrits, de façon empirique, par les médecins du travail et les ergonomes. On peut citer l'enquête INSERM-ANACT menée par Annette Leclerc et ses collègues en 1996, dans laquelle deux facteurs ont été retenus pour estimer leur liens avec les TMS, via un questionnaire : la dépendance organisationnelle et le manque de satisfaction au travail. D'après cette enquête, la dépendance organisationnelle représente un facteur de risque certain de TMS. De plus, 38% des individus enquêtés se déclarent être « non satisfaits au travail » et sont aussi « exposés à des gestes répétitifs », contre 22% de « non satisfaits au travail » chez les « non exposés ».

Ces résultats renforcent l'idée qu'un geste n'est pas toxique en soi, mais qu'il peut le devenir lorsque les mouvements sont répétitifs et le travail monotone.

1.4 Apport de l'ergonomie : le mouvement et le geste

Il y a souvent confusion entre les termes de « mouvement » et « geste ». D'après Fabrice Bourgeois *et al.* (2006) un mouvement est toujours orienté vers un but mais ne correspond souvent qu'à une description de la partie visible de l'activité. Le geste, quant à lui comporte trois composantes : biologique, cognitive et psychique. Ainsi, « *le mouvement fait partie du geste dans la mesure où il est sa partie visible. Il représente un élément de description, mais lorsqu'il est coupé du geste, il n'a que peu de valeur interprétative* ».

Les ergonomes se sont intéressés aux notions d'autonomie, de marge de manœuvre et de monotonie. Les deux premières seraient essentielles à l'acquisition de gestes pertinents et adaptés aux situations (professionnelles ou sportives). La monotonie, quant à elle, serait à l'origine d'inconforts, de douleurs, voire de pathologies musculosquelettiques. Elle naîtrait de la conjugaison de mouvements répétitifs et d'absence de marge de manœuvre.

Enfin, pour de nombreux ergonomes, les TMS ne résultent pas uniquement de contraintes biomécaniques, mais d'un ensemble de facteurs de risques.

1.5. Le modèle d'Armstrong

En 1993, Armstrong propose un modèle d'explication des TMS, qui fait globalement consensus aujourd'hui parmi les professionnels de la prévention des risques professionnels. Ce modèle intègre, en plus des facteurs biomécaniques, les facteurs organisationnels et psycho-sociaux. Ce serait la conjugaison de ces divers facteurs qui causerait l'apparition de TMS.

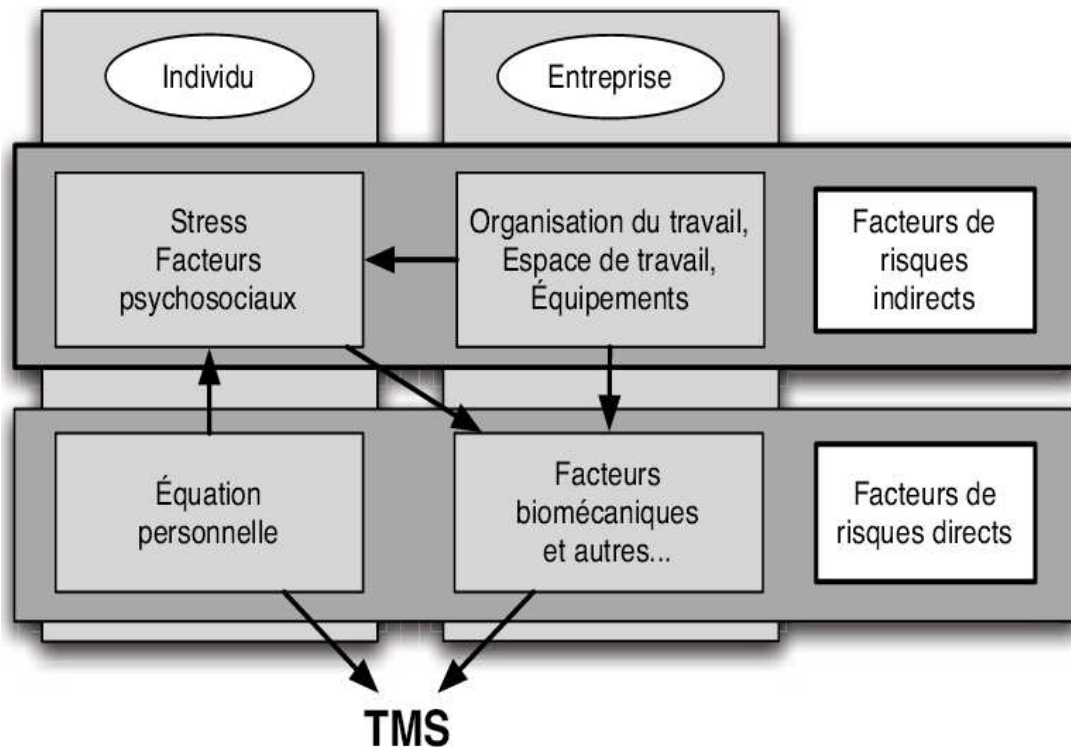


Figure 1 : Représentation du modèle d'Armstrong – INRS (1996)

Néanmoins, même si ce modèle fait consensus, la démonstration de certains liens causaux reste faible.

1.6. Les normes en ergonomie

De nombreuses normes (cf. bibliographie, normes AFNOR et ISO) s'appuient sur des critères biomécaniques, comme par exemple les amplitudes articulaires, la fréquence de mouvement ou la force à exercer, pour fixer des seuils de risque.

On peut citer par exemple les normes suivantes :

- ✓ NF X 35-109, relative à la « Manutention manuelle de charge pour soulever, déplacer et pousser/tirer » et qui fournit une « Méthodologie d'analyse et valeurs seuils ». Elle est uniquement valable pour les charges supérieures à 3kg et sur sol plat (pas de pente, escalier...). Elle donne un niveau de risque en fonction de la charge (unitaire ou tonnage journalier) à transporter ou à pousser/tirer, ainsi qu'un classement en trois zones : « *acceptable* », « *acceptable sous conditions* » et « *inacceptable* ». Ce classement se fait sur la base d'un calcul à partir de valeurs seuils multipliées par des coefficients de correction (hauteur de prise/dépose de la charge, distance de déplacement, conditions d'exécution, d'environnement et d'organisation de la tâche).
- ✓ NF EN 1005-3, relative aux « Limites des forces recommandées pour l'utilisation de machines ». Le calcul des forces limites se fait via la force isométrique maximale multipliée par des coefficients de correction. Ce calcul permet un classement en trois zones : « *recommandée : le risque de troubles ou de blessures est négligeable* », « *non recommandée : le risque de troubles ou de blessures ne peut être négligé* » et « *à éviter : le risque de troubles ou de blessures est évident* ».
- ✓ NF EN 1005-4, relative à l' « Evaluation des postures et mouvements lors du travail en relation avec les machines ». Cette norme donne les amplitudes articulaires « *acceptables* », « *acceptables sous conditions* » et « *inacceptables* » pour les différentes articulations, en fonction du type d'activité : statique, dynamique à fréquence faible (moins de 2 mouvements par minute) ou à fréquence élevée (plus de 2 mouvements par minute).

- ✓ NF EN 1005-5, relative à l' « appréciation du risque relatif à la manutention répétitive à fréquence élevée ». Son objectif est de permettre une évaluation et une prévention des risques pour la santé et la sécurité due à une manipulation répétitive. Cette évaluation se fait grâce au calcul de l'indice OCRA (OCcupational Repetitive Actions) qui « *correspond au rapport entre le nombre d'actions techniques (effectuées au cours de tâches manuelles répétitives) effectivement exécutées pendant la durée du poste et le nombre d'actions techniques de référence* ». Ce dernier dépend des facteurs de risque liés aux postures, aux actes répétitifs, à la force et à des facteurs additionnels. Cette norme propose également une classification en trois zones : « *aucun risque de TMS-MS* », « *risque très faible de TMS-MS* » et « *existence d'un risque de TMS-MS* ».

Enfin, citons la norme ISO 11228-3 relative à la « manipulation de charges faibles à fréquence de répétition élevée » et qui précise, de même que la NF EN 1005-5, que le risque de TMS-MS augmente en même temps que la répétitivité.

1.7. Cadre théorique : synthèse

Il existe ainsi plusieurs modèles pour expliquer la genèse des TMS mais aucun n'a été réellement validé. Le modèle plurifactoriel fait aujourd'hui consensus, néanmoins la présence de facteurs biomécaniques apparaît comme indispensable pour la survenue de TMS. Nous nous intéresserons donc, dans la suite de ce mémoire, à la modélisation des contraintes musculo-articulaires du membre supérieur au cours de gestes répétitifs, afin d'évaluer le risque de pathologie. Cette compréhension du mouvement, via la modélisation, pourrait permettre d'élaborer des pistes d'amélioration pour la prévention des risques.

II. QUESTION DE RECHERCHE

Nous n'avons pas constaté une littérature particulièrement abondante en matière d'évaluation des contraintes biomécaniques au cours de gestes répétitifs du membre supérieur, d'après les recherches bibliographiques que nous avons entreprises. Nous allons ainsi voir les données issues de quelques études concernant d'une part les contraintes musculo-articulaires du dos, d'autre part celles concernant l'épaule.

2.1 Les contraintes biomécaniques pour le dos

En 2009, une étude a comparé deux modèles biomécaniques pour évaluer la charge lombaire. Le premier est un modèle de biomécanique articulaire (appelé EMGAO) développé par Denis Gagnon et son équipe de l'Université de Sherbrooke, le second est un modèle cinématique (appelé CINAO) élaboré par l'équipe d'Aboufazel Shirazi-Ald de l'École Polytechnique de Montréal. Les sujets devaient effectuer trois tâches isométriques. Les données pour l'étude ont été relevées à partir d'un système optoélectronique, d'enregistrements EMG de surface, d'une plateforme de force et d'un dynamomètre capable d'enregistrer l'activité musculaire des muscles du dos lors d'efforts maximaux. Les résultats de cette étude portent sur la comparaison des deux modèles : le modèle EMGAO serait plus pertinent pour l'activité locale des muscles, le modèle CINAO quant à lui devrait être privilégié pour l'étude de l'activité globale des muscles.

En 2014, Jay P. Mehta *et al.* se sont intéressés aux effets d'une répétition prolongée de levé de charge. Dans cette étude, ils ont mesuré l'oxygénation des tissus, via imagerie spectroscopique proche infrarouge, ainsi qu'à la cinématique du dos au cours de cette tâche. Les auteurs ont ainsi remarqué que l'oxygénation des tissus des muscles du dos diminuait avec l'activité répétitive et prolongée. Par ailleurs, les données cinématiques montrent qu'avec la répétition prolongée des levées de charge, la quantité de flexion vers l'avant, la vitesse d'extension et de la vitesse de flexion latérale augmentent, et le moment de flexion latéral diminue. Ces modifications seraient associées à un risque de troubles lombaires.

Un rapport de l'IRSST de 2015 (Plamondon *et al.*, 2015) présente un projet de recherche en quatre volets. L'objectif était de fournir une estimation du chargement lombaire (les « extrants ») à partir de mesures externes (les « intrants ») et de différents modèles biomécanique articulaires : EMGAO et CINAO (cf. supra). Les extrants étaient composés des forces musculaires, des tensions ligamentaires et des forces de compression et cisaillement. Le volet 1 a cherché à vérifier si différentes forces externes (dont les orientations, positions et amplitudes étaient différentes mais produisant le même moment en L5/S1) produisaient le même effet sur le chargement lombaire et sollicitaient les mêmes groupes musculaires. Ce volet a permis de démontrer l'importance de la hauteur et de la force d'orientation sur le chargement lombaire. Le volet 2 a permis de fournir des informations sur les forces internes suite à des perturbations du tronc (susceptibles d'être à l'origine de pathologies), grâce au modèle CINAO. Le volet 3, via le modèle CINAO, a permis d'établir des équations de régression et d'établir une relation entre le chargement lombaire et quatre variables indépendantes (la charge dans les mains, la distance horizontale entre épaules et charge, l'angle du tronc en flexion et le ratio rotation lombaire/rotation pelvienne). Enfin, le volet 4 a mis en avant, grâce au modèle EMGAO, que les experts (pour une tâche donnée) étaient plus efficaces que les novices pour se protéger au cours de ports de charges.

Enfin, certains auteurs (Coté, Antle, Emery & Ngomo, 2015) se sont intéressés aux effets de la posture de travail (assis, debout ou assis-debout) sur la charge lombaire au cours du travail répétitif. Ils ont cherché à établir le lien entre les co-activations musculaires lombo-pelviennes (qui dépendraient, selon eux, de la posture de travail) et l'inconfort. Cette étude a été menée en laboratoire et en situation de travail. Dans le premier cas, les auteurs ont remarqué que la posture assise entraînait une co-activation plus importante. En revanche, leur étude n'a pas permis de démontrer un impact de la posture sur ces co-activations, en situation réelle de travail.

2.2 Les contraintes biomécaniques pour l'épaule

Marchand & Giguère en 2012, se sont intéressés à l'évaluation des contraintes musculaires au cours de différentes tâches associées à diverses angulation de l'épaule. Ils ont procédé à des mesures EMG, cinématique et au calcul des moments de force grâce au logiciel de l'Université du Michigan. Ils ont observé que, qu'elle que soit la tâche, le pourcentage de contraction maximale volontaire (CMV ou MVC en anglais) augmentait avec l'angulation de l'épaule, en flexion comme en abduction. Ils ont par ailleurs remarqué que les contraintes musculaires pour l'épaule étaient principalement dues au degré d'angulation de l'épaule, plus qu'au poids de l'outil utilisé.

Desmoulins, Michaud, Allard, Plamondon & Begon en 2014, ont effectué des mesures cinématique pour la modélisation de l'épaule au cours de tâches de manutention. Les sujets devaient déplacer une caisse, soit entre la hauteur du bassin et celle des épaules, soit entre la hauteur du bassin et celle des yeux. Les auteurs ont enregistré l'activité musculaire à l'aide d'EMG de surface et la force musculaire via une caisse instrumentée. Par ailleurs, un système optoélectronique a permis une analyse cinématique du mouvement. Ils ont constaté que la force et l'activation musculaire était plus importante pour déplacer une charge en hauteur qu'au niveau du bassin.

En 2015, Blache, Desmoulins, Allard, Plamondon & Begon, ont démontré que l'augmentation de la masse de la charge et de la hauteur de dépose augmentait le travail mécanique des muscles de la coiffe des rotateurs de l'épaule, du trapèze et du deltoïde antérieur.

2.3. Hypothèses

En dépit de certains modèles plurifactoriels et du faible nombre d'étude sur le lien entre TMS et contraintes biomécaniques, ces dernières sont toujours présentes lorsque la pathologie s'installe. Certaines études se sont intéressées aux contraintes musculo-squelettiques pour le dos au cours d'activités répétitives, d'autres à ces mêmes contraintes pour l'épaule mais sans le facteur répétitivité. Nous nous sommes donc intéressés à caractériser ces contraintes musculo-squelettiques pour l'épaule, au cours d'une activité physique de travail qui soit répétitive.

Nous nous sommes ainsi interrogés sur l'impact de trois facteurs biomécaniques simultanés (la masse de la charge à déplacer, la hauteur de prise/dépose de la charge et la fréquence de mouvements) sur l'activation musculaire, l'amplitude articulaire et sur l'effort perçu.

Nous conjecturons qu'une augmentation de la masse de la charge ou de la hauteur de prise/dépose ou de la fréquence de mouvements, au cours d'une activité répétitive, entraînera une augmentation de l'activation musculaire des muscles de l'épaule, de l'amplitude articulaire de l'épaule au cours du mouvement et de l'effort perçu. Cette augmentation serait encore plus importante quand plusieurs facteurs biomécaniques seraient associés (effet d'interaction).

2.4. Proposition d'un indice de risque globale : l'Indice TEA

Différents outils et normes utilisés en ergonomie et dans l'évaluation et la conception des postes de travail proposent un calcul de score.

Ce score peut être :

- ✓ un score de « Charge Maximale Admissible » : comme le prévoit l'équation du NIOSH (Institut National de Santé, Sécurité au Travail américain). Ce score est établi à partir de la distance entre l'individu et la charge à manutentionner, la fréquence de mouvement et la « qualité de la prise ».
- ✓ un niveau de risque, lié aux manutentions, qualifié « d'acceptable » ou « d'inacceptable » par la norme NF X 35-109. Celui-ci est établi à partir d'une valeur seuil et de coefficients liés à la distance à parcourir, la hauteur de prise/dépose, l'environnement physique, l'organisation du travail et la présence de « facteurs défavorables ».
- ✓ une « valeur seuil de référence pour la fréquence des actions techniques », telle que définie par la norme NF X 35-119. Cette valeur est calculée en multipliant une « valeur seuil de référence » par différents coefficients de correction (liés à la posture, à l'effort perçu, à l'alternance temps de travail/temps de repos et aux contraintes d'exécution).

Tous ces scores se basent (au moins en grande partie) sur le « prescrit » du poste de travail, i.e. les éléments théoriques et fixes, quel que soit l'individu. Dans le cadre de ce stage, nous avons alors proposé de calculer un indice de risque global (appelé dans ce mémoire « Indice TEA ») qui se base sur les mesures des contraintes musculo-articulaires du sujet, au cours de son activité. Nous nous sommes appuyés sur le calcul de l'indice OCRA (présent dans la norme NF EN 1005-5) pour proposer la formule de l'Indice TEA.

Le lecteur trouvera ci-après les formules des indices OCRA et TEA :

Indice OCRA=Facteur prévisible/Facteur de référence

- ✓ Facteur prévisible = (Nombre d'actions technique par cycle x 60)/Durée du cycle
- ✓ Facteur de référence = 30 x différents coefficients (liés à l'angle avant-bras/poignet, à la répétitivité, à l'effort perçu)

Indice TEA = (Score articulaire x Score musculaire x Effort perçu) x 10⁻¹¹

- ✓ Score articulaire = Intégrale du signal cinématique (cf. infra, partie « 3.3. Outils utilisés et traitement des signaux ») normalisé sur 8 heures.
- ✓ Score musculaire = Intégrale du signal EMG (cf. infra, partie « 3.3. Outils utilisés et traitement des signaux ») normalisé sur 8 heures.
- ✓ Effort perçu = Score à l'échelle de Borg CR-10 (cf. infra, partie « 3.3. Outils utilisés et traitement des signaux »).

Remarques : D'une part, les signaux sont normalisés sur 8 heures, qui est la durée de référence dans le Code du Travail pour calculer l'exposition à certains facteurs de risques professionnels, comme le bruit ou les vibrations, et également dans le Décret n° 2014-1159 du 9 octobre 2014 « relatif à l'exposition des travailleurs à certains facteurs de risque professionnel au-delà de certains seuils de pénibilité et à sa traçabilité ».

D'autre part, l'indice TEA comprend une multiplication par 10⁻¹¹, afin de ramener la valeur à un chiffre aisément manipulable.

Par ailleurs, le logiciel CAPTIV, développé par la Société TEA, propose de fournir une analyse « de force » et « articulaire » pour les enregistrements effectués respectivement avec les EMG et les IMU. L'analyse de force, permet de connaître pour chaque muscle dont l'activité est enregistrée, le pourcentage de temps passé en zones « verte, orange et rouge », en fonction de seuils définis dans le logiciel. De même, l'analyse articulaire, permet de connaître pour une articulation donnée, le pourcentage de temps passé dans chacune de ces trois zones pour chaque mouvement de cette articulation.

Par exemple : Si l'on enregistre l'activité musculaire du biceps brachial, et que l'on s'intéresse à la cinématique du coude, le logiciel fournira trois analyses :

- ✓ Une analyse de force pour l'EMG du biceps brachial
- ✓ Une analyse articulaire pour le mouvement de « flexion/extension » du coude
- ✓ Une analyse articulaire pour le mouvement de « rotation » du coude (correspond à la pronosupination)

Ainsi, la figure 2 présente un exemple d'analyse fournie par le logiciel CAPTIV, pour le mouvement de rotation du bras. Le même type d'analyse existe pour chacun des différents mouvements et chacune des articulations, ainsi que pour l'activité EMG et ECG.

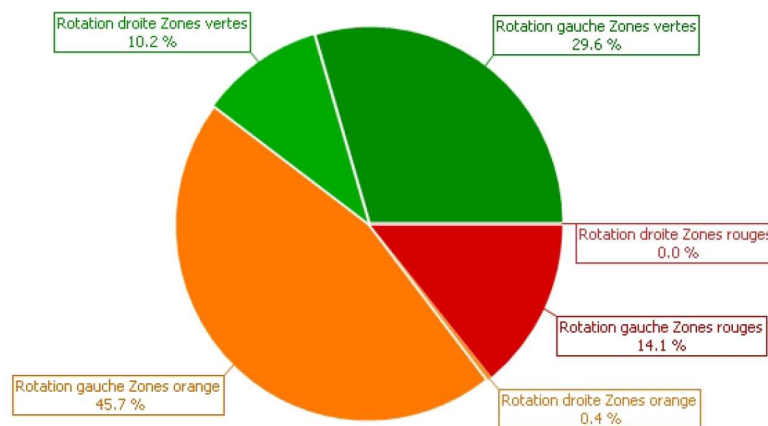


Figure 2 : Pourcentage de temps passé en zones verte/orange/rouge pour la rotation du bras

Ainsi, un autre intérêt de cet Indice TEA, est de fournir un unique indice de risque pour une articulation donnée, et de savoir si la situation évaluée soumet l'articulation considérée à un risque ou non.

Pour cela, nous avons cherché à établir des seuils de confort/de risque pour cet Indice TEA :

- ✓ Un premier seuil : en-dessous duquel la situation de travail peut être qualifiée de « sans risque » pour l'articulation considérée (ici l'épaule) ; et qui délimite la « zone verte ».
- ✓ Un second seuil : au-dessus duquel la situation de travail peut être qualifiée de « à risque » pour l'articulation considérée ; et qui délimite la « zone rouge ».
- ✓ Entre ces deux seuils : entre lesquels la situation de travail peut être qualifiée de « à risque probable » pour l'articulation considérée ; et qui délimite la « zone orange ».

III. MATERIEL ET METHODES

3.1. Population

L'échantillon pour cette étude est constitué de cinq hommes. Aucun d'entre eux ne travaille sur un poste comprenant habituellement des manutentions. Ils sont donc considérés comme « novices » en termes de manutention. La plupart des participants (4 sur 5) ne présentaient aucun antécédent de pathologie évoquant des TMS. Un seul possédait un antécédent de pathologie au niveau de l'épaule, mais sans séquelle. Aucun participant ne possédait d'inconfort/douleur/pathologie évoquant des TMS des membres supérieurs ou du dos et qui auraient pu affecter leur façon d'effectuer normalement leur travail. Leurs caractéristiques anthropométriques sont résumées dans le Tableau I.

Tableau I : Données anthropométriques des sujets.

Age (moyenne ± écart-type)	Taille (m) (moyenne ± écart-type)	Masse (kg) (moyenne ± écart-type)	Temps de pratique sportive (h/semaine) (moyenne ± écart-type)
29,40±5,94	1,84±0,07	85,80±9,91	3,80±2,02

La plupart des sujets (3 sur 5) étaient des salariés de la Société TEA. Ils ont été informés que des mesures d'enregistrements EMG de surface et d'amplitudes articulaires allaient être effectuées. De simples consentements oraux ont été recueillis pour ce travail.

Le protocole expérimental a été approuvé par mon responsable de stage universitaire. Les mesures biomécaniques ont porté sur le membre supérieur dominant uniquement.

3.2. Protocole expérimental

Le protocole expérimental proposé s'inspire des études de Desmoulins, *et al.* (2014) et de Blache, *et al.* (2015).

3.2.1. Tâche à exécuter

Les sujets devaient effectuer des gestes répétitifs de prise/dépose d'une charge (un haltère) avec une seule main dans le plan sagittal.

La tâche, représentée sur la figure 3, consistait en une alternance entre phases de repos et phases de travail :

- ✓ Phase de repos : le sujet se tient debout, dos droit, face au plan de travail, bras le long du corps.
- ✓ Phase de travail : au signal sonore, le sujet saisit l'haltère et le monte ou le descend, puis le relâche et revient à sa position de repos.



Repos

Saisie de la charge

Dépose de la charge

Figure 3 : Représentation de la tâche à effectuer.

3.2.2. Conditions expérimentales

Pour chaque condition d'enregistrement, la masse de la charge, la hauteur de prise/dépose et la fréquence de mouvement étaient fixes. En revanche, elles variaient d'une condition à l'autre. Dix-huit conditions au totale ont été effectuées par chaque sujet. Chaque condition a été enregistrée durant trois minutes. Un temps de repos de trois minutes a été respecté entre chaque condition. Tous les sujets ont passé toutes les conditions. L'ordre de passage des conditions était randomisé.

La masse de la charge possédait trois modalités (2kg, 4kg et 6kg) établies grâce à la norme NF X 35-109. Un signal sonore était émis à fréquence constante. Cette fréquence possédait trois modalités différentes, établies grâce à la norme NF EN 1005-5 et à l'ED6161 de l'INRS : un signal toutes les vingt secondes (soit 3/min), un signal toutes les dix secondes (soit 6/min) et un signal toutes les cinq secondes (soit 12/min).

La hauteur de prise/dépose possédait deux modalités et étaient définies d'après la norme NF X 35-119 :

« Les trois zones de travail sont définies comme suit :

- ✓ zone optimale (gris foncé) : comprise entre le niveau des hanches et des coudes, en avant du tronc et à une distance de moins de 400 mm en avant du tronc [appelée ici « hauteur de repos »]
- ✓ zone acceptable (gris moyen) : comprise entre par les genoux et les épaules [appelée ici « hauteur coude »]
- ✓ zone à éviter (gris clair) : située en dehors de la zone acceptable [appelée ici « hauteur épaule »]

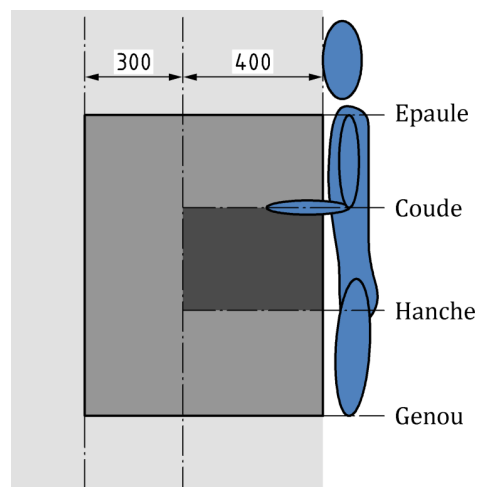


Figure 4 : Hauteurs de prise/dépose de la charge d'après NF X 35-119

Ainsi, dans le cadre de ce mémoire la hauteur de repos (comprise entre hanche et coude) était égale à 95cm ; la modalité n°1, hauteur coude (comprise entre le coude et l'épaule) était égale à 132cm ; et la modalité n°2, hauteur épaule (au-dessus des épaules) était égale à 170cm.

Enfin, la position des pieds du sujet était marquée au sol, de façon à ce que la charge se trouve à une distance de 400mm du tronc et soit centrée par rapport à lui.

3.3. Outils utilisés et traitement des signaux

La chaîne d'acquisition mise en place lors de cette étude permettait de collecter simultanément l'activité EMG de trois muscles ainsi que la cinématique de l'épaule du sujet lors de tâches de manutention. L'ensemble des acquisitions était synchronisée avec le logiciel CAPTIV (TEA, Vandœuvre-lès-Nancy, FR).

3.3.1. Electromyographie et tests de normalisation

Au préalable, la peau était simplement nettoyée avec des lingettes imbibées d'alcool à 70° puisque l'objectif de cette étude est de permettre une utilisation terrain (en entreprises) et qu'il n'est pas systématiquement possible de raser la peau. Puis, trois électrodes EMG de surface sans fil, T-SENS (TEA, Vandœuvre-lès-Nancy, FR), étaient placées sur les muscles de l'épaule (cf. Annexe A, Tableau XIII), conformément aux recommandations du site *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM). Un filtre passe-bande entre 15 et 723 Hz et d'ordre 2 était effectué directement par les capteurs T-SENS (norme du constructeur). Ainsi les signaux d'EMG étaient collectés à une fréquence de 128 Hz. L'amplitude de la moyenne quadratique (RMS) a été calculée sur une fenêtre glissante de 258 ms. Le traitement du signal a été réalisé avec le logiciel CAPTIV. Le même traitement du signal a été utilisé pour les enregistrements de normalisation EMG et pour les enregistrements des diverses conditions expérimentales.

Tout d'abord, lors d'un échauffement, les participants étaient informés et familiarisés avec les différentes consignes et conditions expérimentales. Cet échauffement consistait à réaliser autant de levées d'haltère que le sujet le désirait aux différentes hauteurs et avec les différentes masses. Puis, les sujets réalisaient une série de tests de contraction maximale volontaire isométrique (MVIC) pour la normalisation du signal EMG. Trois essais de MVIC par muscles étaient effectués. Les tests de MVIC sont spécifiés en Annexe A, Tableau XIII. Les activités EMG étaient collectées à chaque essai durant trois secondes, avec un temps de repos de trente secondes. La valeur RMS pic des tests de MVIC obtenue pour chaque muscle et chaque sujet était conservée et correspondait à l'activité maximale (100 %) EMG de ce muscle et de ce sujet.

Le signal EMG ainsi normalisé en intensité grâce à la valeur pic de MVIC était également normalisé temporellement sur une durée de 180 secondes, afin que les diverses conditions soient comparables entre elles. Enfin, la valeur de l'intégrale du signal était calculée.

3.3.2. Analyse cinématique et détermination des angles articulaires

Une fois les tests de normalisation EMG réalisés, deux centrales inertielles (IMU), T-MOTION (TEA, Vandœuvre-lès-Nancy, FR), étaient placées dans le dos et sur le bras du sujet conformément aux recommandations du constructeur (cf. figures 3 et 4), afin d'effectuer l'analyse cinématique.



Figure 5 : Document TEA pour le placement de capteurs T-MOTION sur le bras.

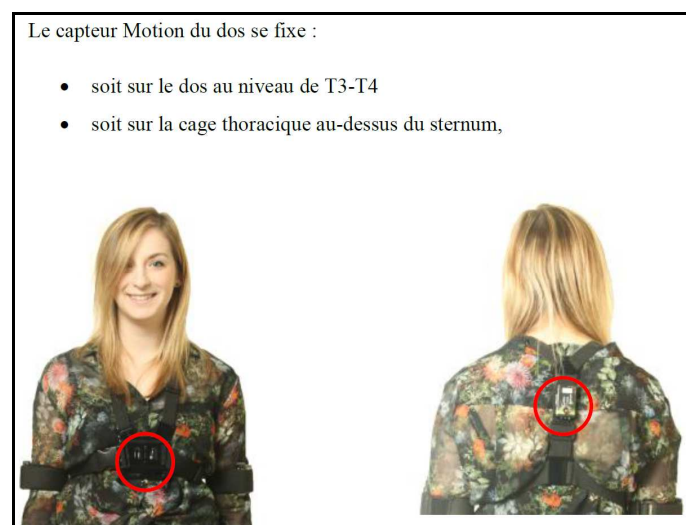


Figure 6 : Document TEA pour le placement des capteurs T-MOTION dans le dos.

Les données cinématiques issues des IMU ont permis de calculer l'angle de l'épaule pour un mouvement, que le logiciel CAPTIV appelle « rotation verticale ». Ceci correspond aux mouvements d'élévation du bras, tant dans le plan frontal que sagittal (i.e. à une flexion et/ou une abduction d'épaule).

Le signal cinématique, correspondant aux rotations verticales de l'épaules était ensuite filtré à l'aide d'un filtre passe-bas 8Hz d'ordre 4. Puis, le signal cinématique était également normalisé temporellement sur une durée de 180 secondes, afin que les diverses conditions soient comparables entre elles. Enfin, la valeur de l'intégrale du signal était calculée.

3.3.3. Evaluation de l'effort

A l'issue de chacune des conditions, le sujet devait évaluer l'effort qu'il venait de fournir. Cette évaluation subjective était réalisée via l'échelle de Borg (cf. Annexe B). Celle-ci possède une version « RPE scale », ou échelle d'effort perçu, et une version « CR-10 » (Borg, 1970). La version RPE est corrélée avec la fréquence cardiaque (Gamberale, 1972 ; Sumtok, Skrinar & Pandolf, 1980 ; Shephard, Kavanagh, Mertens & Yacoub, 1996 ; Li & Yu, 2011 ; Pierret, Desbrosses, Paysant & Meyer, 2014) et la version CR-10 avec la Force Maximale Volontaire ou FMV (Deeb, 1994 ; Larsson, Björk, Elert & Gerdle, 2000 ; Spielholz, 2006 ; McGorry, Lin, Dempsey & Casey, 2010).

Dans le cadre de cette étude, c'est la version CR-10 qui a été retenue, puisque d'après Monod & Kapitaniak (2003) et Monod, Flandrois & Vandewalle (2007), la fréquence cardiaque n'est pas un indicateur pertinent pour l'activité musculaire locale (i.e. que moins de 30% de la masse musculaire est impliquée, ce qui est le cas dans la tâche prévue dans ce protocole).

3.6. Plan statistique

Les conditions expérimentales de notre étude font apparaître un plan statistique avec trois variables indépendantes intra-sujets :

- ✓ la masse, qui comprend trois modalités
- ✓ la hauteur, qui comprend deux modalités
- ✓ la fréquence, qui comprend trois modalités

Les variables dépendantes sont au nombre de cinq :

- ✓ les trois signaux EMG, qui correspondent à l'activation musculaire des trois muscles enregistrés
- ✓ le signal cinématique, qui correspond à l'amplitude articulaire de l'épaule
- ✓ le score de l'échelle de Borg CR-10, pour évaluer l'effort perçu

La taille de notre échantillon ($n=5$) de sujets est trop faible pour proposer un traitement statistique inférentiel. Nous présentons donc dans la partie « Résultats » des statistiques descriptives.

Toutefois, si l'effectif l'avait permis, nous aurions pu proposer d'effectuer des ANOVA à mesures répétées avec trois facteurs, après avoir vérifié la normalité des données grâce au test de Shapiro-Wilk ainsi que la sphéricité des données via le test de Mauchly. Puis, si les effets avaient été significatifs, un test post-hoc HSD de Tukey aurait pu être réalisé. D'autre part, la taille des effets aurait pu être vérifiée grâce à l'éta-deux. En revanche, si la normalité et/ou la sphéricité des données n'avait pas été satisfaite, nous aurions procédé à des tests non-paramétriques. L'effet de la masse et de la fréquence (qui comprennent chacune trois modalités) sur les diverses variables dépendantes, aurait été évalué grâce au test de Friedman et l'effet de la hauteur (qui comprend deux modalités) sur les différentes variables dépendantes, aurait été évalué grâce au test de Wilcoxon. Enfin, si les effets s'étaient avérés significatifs, nous aurions pu réaliser des comparaisons deux à deux grâce au test de Wilcoxon.

Par ailleurs, nous souhaitons comparer l'Indice TEA à OCRA et avons donc réalisé un test de corrélation de rang, car l'indice OCRA ne suit pas une loi Normale. C'est donc le calcul du coefficient de corrélation ρ de Spearman qui a été effectué. Enfin, dans l'optique de vérifier la concordance des deux indices, la méthode de Bland & Altman a été réalisée.

IV. RESULTATS

Dans cette partie, les valeurs présentées correspondent :

- ✓ Pour l'activation musculaire : à l'intégrale du signal de pourcentage de MVC
- ✓ Pour l'amplitude articulaire : à l'intégrale du signal de mouvement « rotation verticale » de l'épaule
- ✓ Pour l'effort perçu : au score de l'échelle de Borg CR-10

4.1. Effet de la masse de la charge manutentionnée

Afin d'examiner si, conformément à nos hypothèses, l'augmentation de la masse a un effet sur l'activation musculaire, l'amplitude articulaire et l'effort perçu, nous nous proposons de décrire les résultats présents dans la figure 7 et représentés dans le tableau II, ci-après.

Le tableau II et la figure 7, présentent les moyennes (\pm écart-type, dans le tableau II) de l'ensemble des sujets ($n=5$) pour chacune des variables dépendantes pour les trois modalités de la variable « masse de la charge » (qu'elle que soit les conditions de « hauteur de prise/dépose » et de « fréquence de mouvements »).

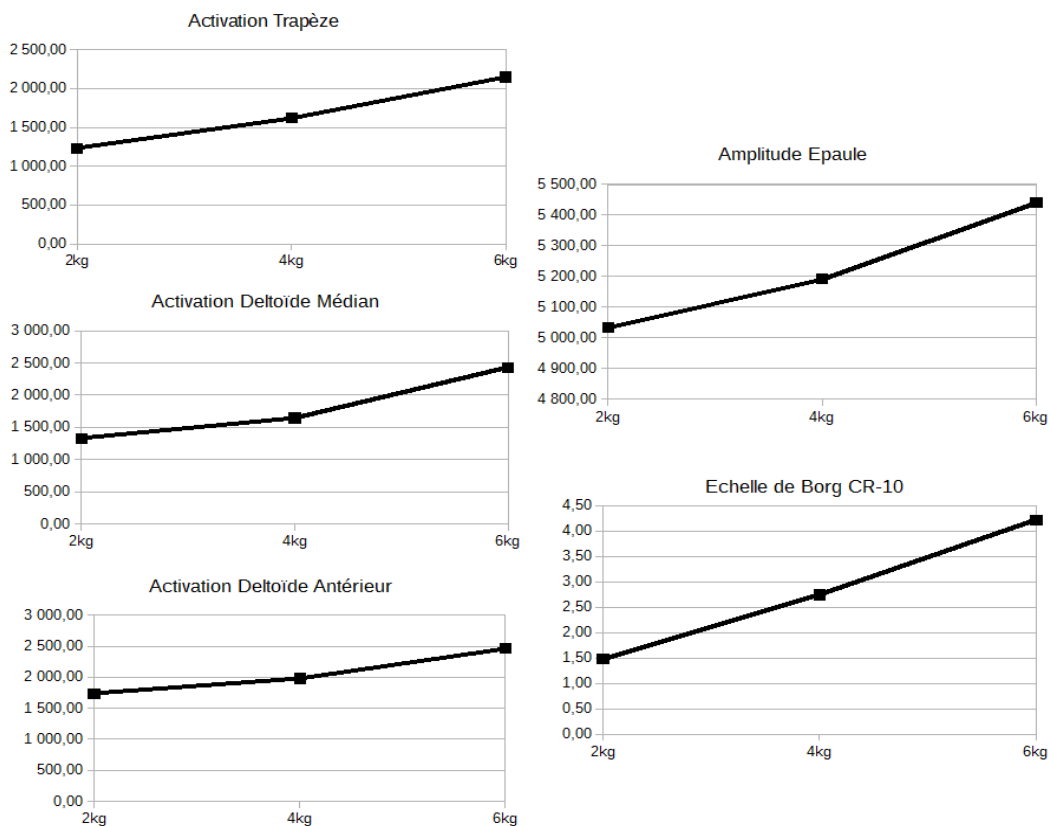


Figure 7 : Effet de la charge sur l'activation musculaire, l'amplitude articulaire et l'effort perçu.

*Tableau II : Effet de la charge sur l'activation musculaire,
l'amplitude articulaire et l'effort perçu*

	2kg	4kg	6kg
	(moyenne ± écart-type)	(moyenne ± écart-type)	(moyenne ± écart-type)
Activation Trapèze	1229,45 ± 601,90	1621,88 ± 860,78	2150,13 ± 1075,78
Activation Deltoïde Médian	1325,15 ± 784,01	1646,32 ± 1025,96	2426,85 ± 1391,71
Activation Deltoïde Antérieur	1735,52 ± 797,96	1979,69 ± 991,40	2465,42 ± 1109,56
Amplitude Epaule	5032,90 ± 1410,49	5191,62 ± 1632,19	5440,37 ± 1814,30
Borg CR-10	1,48 ± 1,25	2,75 ± 0,96	4,22 ± 1,64

D'après ces résultats, nous observons que les moyennes de l'activation musculaire, de l'amplitude articulaire et de l'effort perçu augmentent quand la masse de la charge s'accroît. De plus, la pente de la courbe semble s'accroître davantage entre les modalités 4kg et 6kg qu'entre 2kg et 4kg, pour les enregistrements des Deltoïdes Médian et Antérieur. De ce fait, l'activation musculaire serait d'autant plus importante que l'augmentation de la masse est grande.

Ainsi, il semblerait que notre hypothèse soit confirmée et nous pouvons supputer un effet de la masse de la charge sur les diverses variables dépendantes.

4.2. Effet de la hauteur de prise/dépose de la charge

Afin d'examiner si, conformément à nos hypothèses, l'augmentation de la hauteur a un effet sur l'activation musculaire, l'amplitude articulaire et l'effort perçu, nous nous proposons de décrire les résultats présents dans le tableau III et représentés dans la figure 8, ci-après.

Le tableau III et la figure 8, présentent les moyennes (± écart-type, dans le tableau III) de l'ensemble des sujets (n=5) pour chacune des variables dépendantes pour les deux modalités de la variable « hauteur de prise/dépose de la charge » (qu'elle que soit les conditions de « masse de la charge » et de « fréquence de mouvements »).

Tableau III : Effet de la hauteur sur l'activation musculaire, l'amplitude articulaire et l'effort perçu.

	Coude (moyenne ± écart-type)	Epaule (moyenne ± écart-type)
Activation Trapèze	1252,18 ± 642,44	2082,13 ± 965,82
Activation Deltoïde Médian	1317,56 ± 657,44	2281,32 ± 1333,95
Activation Deltoïde Antérieur	1690,65 ± 669,84	2429,78 ± 1110,31
Amplitude Epaule	4649,38 ± 1036,42	5793,88 ± 1793,89
Borg CR-10	2,43 ± 1,62	3,20 ± 1,76

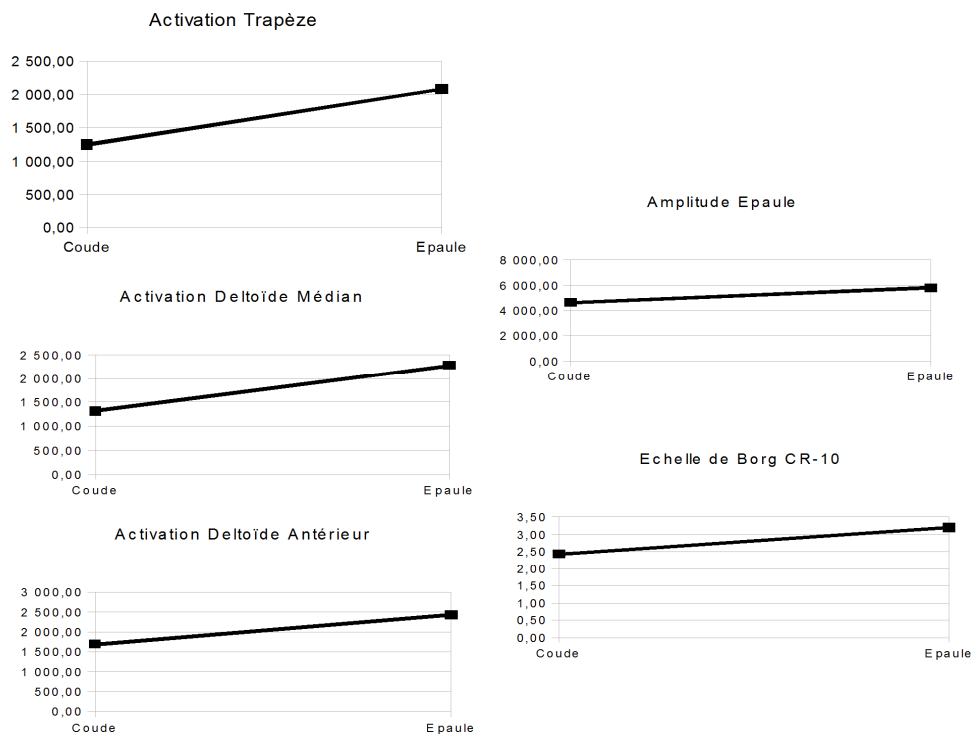


Figure 8 : Effet de la hauteur sur l'activation musculaire, l'amplitude articulaire et l'effort perçu.

D'après ces résultats, nous observons que les moyennes de l'activation musculaire, de l'amplitude articulaire et de l'effort perçu augmentent quand la hauteur de prise/dépose s'accroît.

Ainsi, il semblerait que notre hypothèse soit confirmée et nous pouvons conjecturer un effet de la hauteur de prise/dépose de la charge sur les diverses variables dépendantes.

4.3. Effet de la fréquence de mouvement

Afin d'examiner si, conformément à nos hypothèses, l'augmentation de la fréquence a un effet sur l'activation musculaire, l'amplitude articulaire et l'effort perçu, nous nous proposons de décrire les résultats présents dans le tableau IV et représentés dans la figure 9, ci-après.

Le tableau IV et la figure 9, présentent les moyennes (\pm écart-type, dans le tableau IV) de l'ensemble des sujets ($n=5$) pour chacune des variables dépendantes pour les trois modalités de la variable « fréquence de mouvement » (qu'elle que soit les conditions de « masse de la charge » et de « hauteur de prise/dépose »).

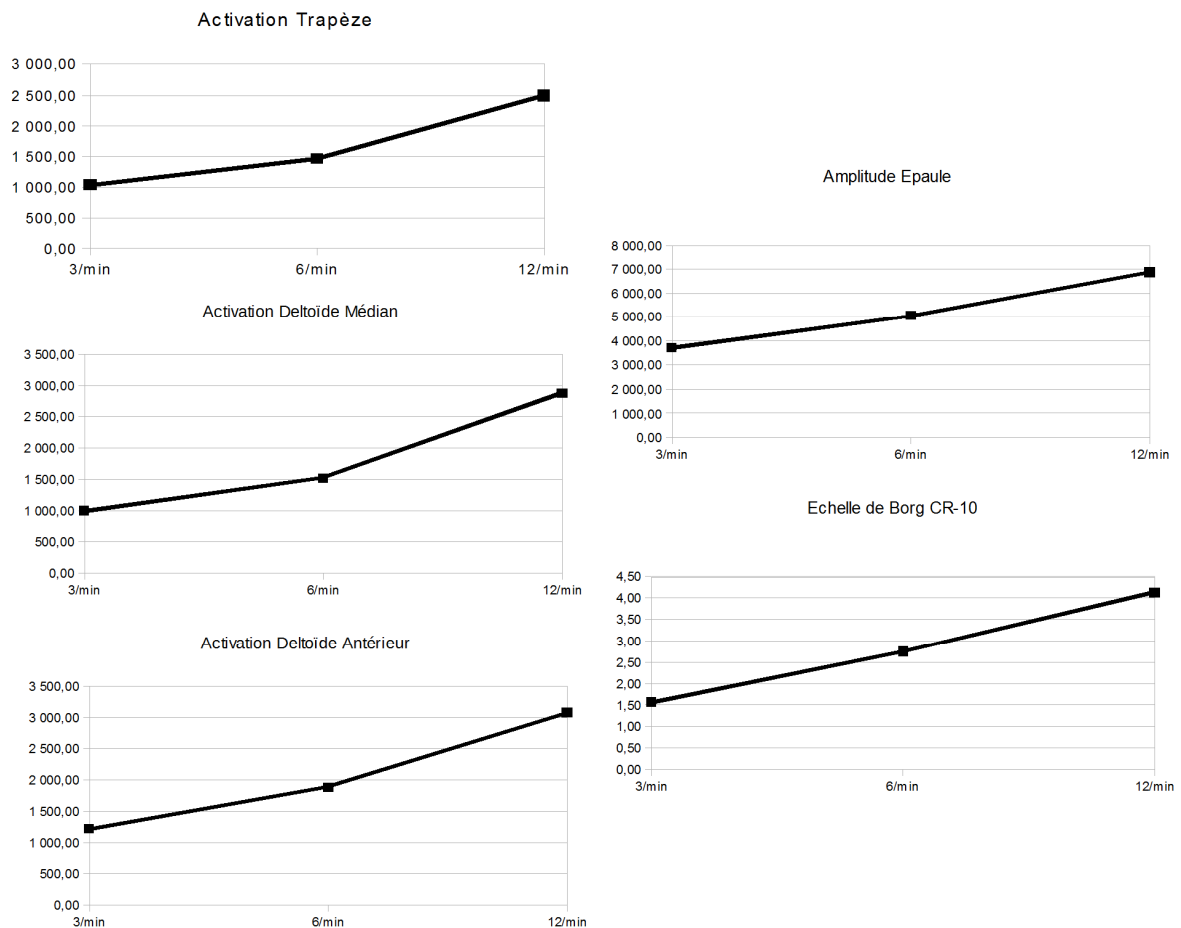


Figure 9 : Effet de la fréquence sur l'activation musculaire, l'amplitude articulaire et l'effort perçu.

*Tableau IV : Effet de la fréquence sur l'activation musculaire,
l'amplitude articulaire et l'effort perçu.*

	3/min	6/min	12/min
	(moyenne ± écart-type)	(moyenne ± écart-type)	(moyenne ± écart-type)
Activation Trapèze	1042,78 ± 301,62	1463,67 ± 512,10	2495,01 ± 1039,07
Activation Deltoïde Médian	999,36 ± 380,61	1522,58 ± 591,59	2876,38 ± 1275,87
Activation Deltoïde Antérieur	1219,18 ± 258,30	1886,17 ± 445,26	3075,29 ± 891,89
Amplitude Epau	3725,76 ± 307,94	5062,61 ± 600,11	6876,52 ± 1260,79
Borg CR-10	1,57 ± 0,97	2,75 ± 1,62	4,13 ± 1,47

D'après ces résultats, nous observons que les moyennes de l'activation musculaire, de l'amplitude articulaire et de l'effort perçu augmentent quand la fréquence de mouvement s'accroît. De plus, la pente de la courbe semble s'accroître davantage entre les modalités « 6/min » et « 12/min » qu'entre « 3/min » et « 6/min », pour les enregistrements des trois muscles. De ce fait, l'activation musculaire serait d'autant plus importante que l'augmentation de la masse est grande.

Ainsi, il semblerait que notre hypothèse soit confirmée et nous pouvons supputer un effet de la fréquence de mouvement sur les diverses variables dépendantes.

4.4. Effet d'interaction : Masse x Hauteur

Afin d'examiner si, conformément à nos hypothèses, il existe un effet d'interaction entre la masse et la hauteur, sur l'activation musculaire, l'amplitude articulaire et l'effort perçu, nous nous proposons de décrire les résultats présents dans les tableaux V et VI et représentés dans les figures 9 et 10, ci-après.

Le tableau V et la figure 9, présentent les moyennes (± écart-type, dans le tableau V) de l'ensemble des sujets (n=5) de l'activation musculaire de chacun des muscles, en fonction de la masse de la charge et de la hauteur de prise/dépose (indépendamment de la fréquence de mouvement).

Tableau V : Activation musculaire en fonction de la masse et de la hauteur

	<i>Trapèze</i>		<i>Deltoïde Médian</i>		<i>Deltoïde Antérieur</i>	
	(moyenne ± écart-type)		(moyenne ± écart-type)		(moyenne ± écart-type)	
	Coude	Epaule	Coude	Epaule	Coude	Epaule
2kg	850,28 ±232,25	1608,62 ±648,42	975,49 ±532,53	1674,82 ±941,43	1408,64 ±482,80	2062,40 ±1018,92
4kg	1156,17 ±446,15	2087,58 ±1001,32	1178,76 ±484,23	2113,88 ±1319,54	1593,40 ±670,43	2365,99 ±1249,01
6kg	1750,08 ±877,48	2550,18 ±469,28	1798,43 ±812,14	3055,28 ±472,21	2069,92 ±873,46	2860,93 ±493,76

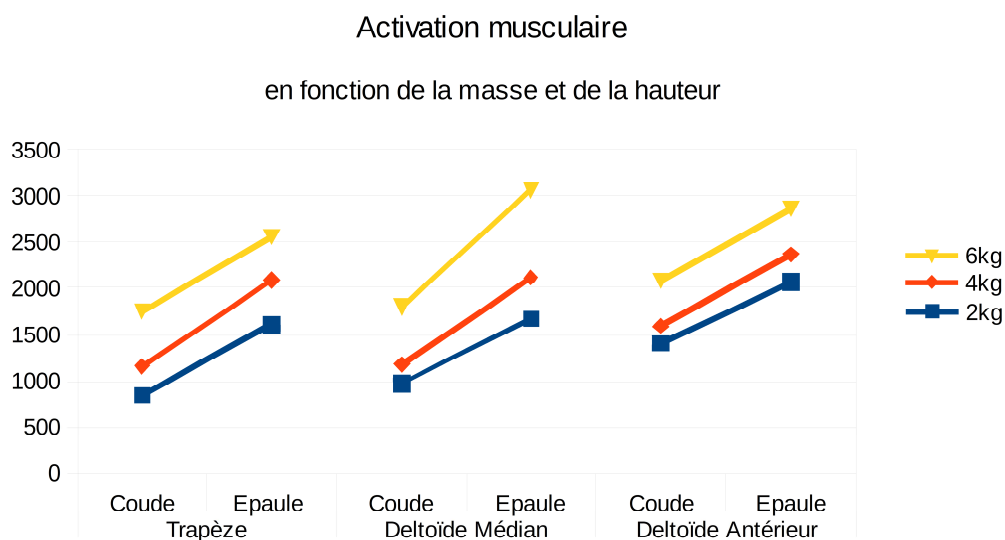


Figure 10 : Activation musculaire en fonction de la masse et de la hauteur

D'après le tableau V et la figure 9, on observe que, quel que soit le muscle, l'activation musculaire augmente lorsque la masse et/ou la hauteur augmente. De plus, pour le muscle Deltoïde Médian, la pente de la courbe avec une masse de 6kg, semble plus importante que pour les modalités 2kg et 4kg. De ce fait, il semblerait qu'il y ait une interaction entre la masse et la hauteur pour l'activation musculaire de ce muscle.

Le tableau VI et la figure 10, présentent les moyennes (± écart-type, dans le tableau VI) de l'ensemble des sujets (n=5) de l'amplitude articulaire et de l'effort perçu, en fonction de la masse de la charge et de la hauteur de prise/dépose (indépendamment de la fréquence de mouvement).

Tableau VI : Amplitude articulaire et effort perçu en fonction de la masse et de la hauteur

	Amplitude Epaule		Borg CR-10	
	(moyenne ± écart-type)		(moyenne ± écart-type)	
	Coude	Epaule	Coude	Epaule
2kg	4623,69±1018,37	5442,10±1853,18	1,17±1,07	1,80±1,57
4kg	4538,66±1239,57	5844,59±1960,77	2,43±1,19	3,07±0,76
6kg	4785,78±1294,55	6094,96±315,33	3,70±1,75	4,73±0,71

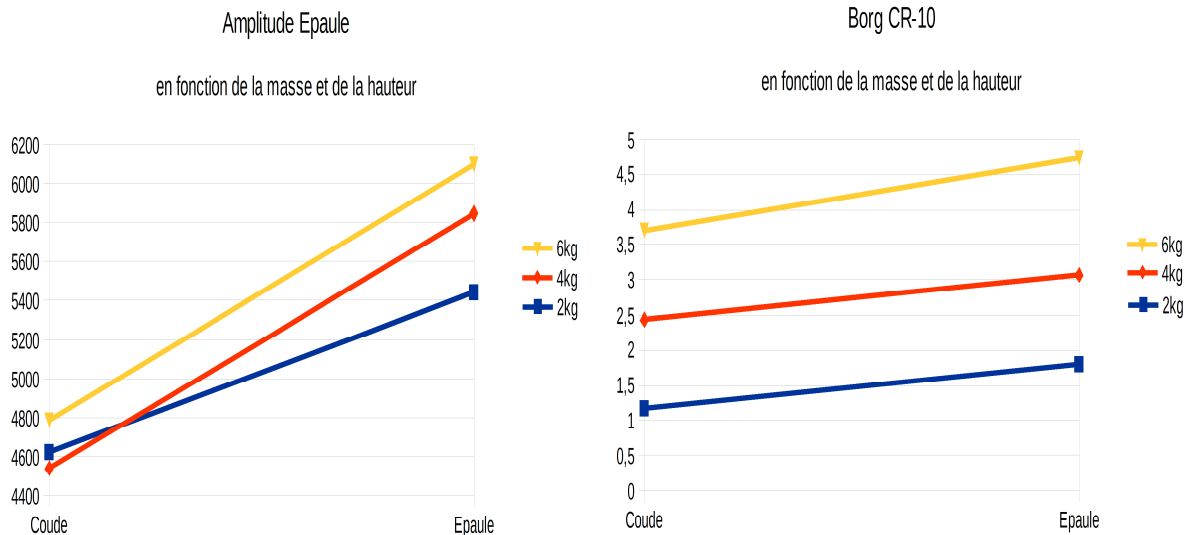


Figure 11 : Amplitude articulaire et effort perçu en fonction de la masse et de la hauteur

D'après le tableau VI et la figure 10, on observe que l'amplitude articulaire et l'effort perçu augmentent, lorsque la masse et/ou la hauteur augmente. De plus, pour l'amplitude articulaire, la pente des courbes avec une masse de 4kg et 6kg, semble plus importante que pour la modalité 2kg. De ce fait, il semblerait qu'il y ait une interaction entre la masse et la hauteur pour l'amplitude articulaire.

4.5. Effet d'interaction : Masse x Fréquence

Afin d'examiner si, conformément à nos hypothèses, il existe un effet d'interaction entre la masse et la fréquence, sur l'activation musculaire, l'amplitude articulaire et l'effort perçu, nous nous proposons de décrire les résultats présents dans les tableaux VII et VIII et représentés dans les figures 11 et 12, ci-après.

Le tableau VII et la figure 11, présentent les moyennes (\pm écart-type, dans le tableau VII) de l'ensemble des sujets ($n=5$) de l'activation musculaire de chacun des muscles, en fonction de la masse de la charge et de la fréquence de mouvement (indépendamment de la hauteur de prise/dépose).

Tableau VII : Activation musculaire en fonction de la masse et de la fréquence

	Trapèze			Deltoïde Médian			Deltoïde Antérieur		
	(moyenne \pm écart-type)			(moyenne \pm écart-type)			(moyenne \pm écart-type)		
	3/min	6/min	12/min	3/min	6/min	12/min	3/min	6/min	12/min
2kg	867,97 $\pm 273,60$	1101,19 $\pm 478,61$	1719,19 $\pm 856,48$	743,55 $\pm 294,99$	1078,54 $\pm 359,68$	2153,36 $\pm 828,82$	1022,52 $\pm 137,16$	1666,82 $\pm 364,29$	2517,21 $\pm 885,40$
4kg	987,03 $\pm 323,03$	1468,72 $\pm 562,18$	2409,88 $\pm 1090,61$	893,52 $\pm 206,76$	1400,78 $\pm 444,51$	2644,65 $\pm 1332,41$	1158,91 $\pm 224,15$	1745,82 $\pm 405,77$	3034,35 $\pm 1009,01$
6kg	1273,34 $\pm 319,39$	1821,09 $\pm 497,77$	3355,96 $\pm 880,11$	1361,02 $\pm 423,90$	2088,42 $\pm 598,83$	3831,13 $\pm 1643,46$	1476,10 $\pm 218,89$	2245,86 $\pm 547,30$	3674,31 $\pm 911,81$

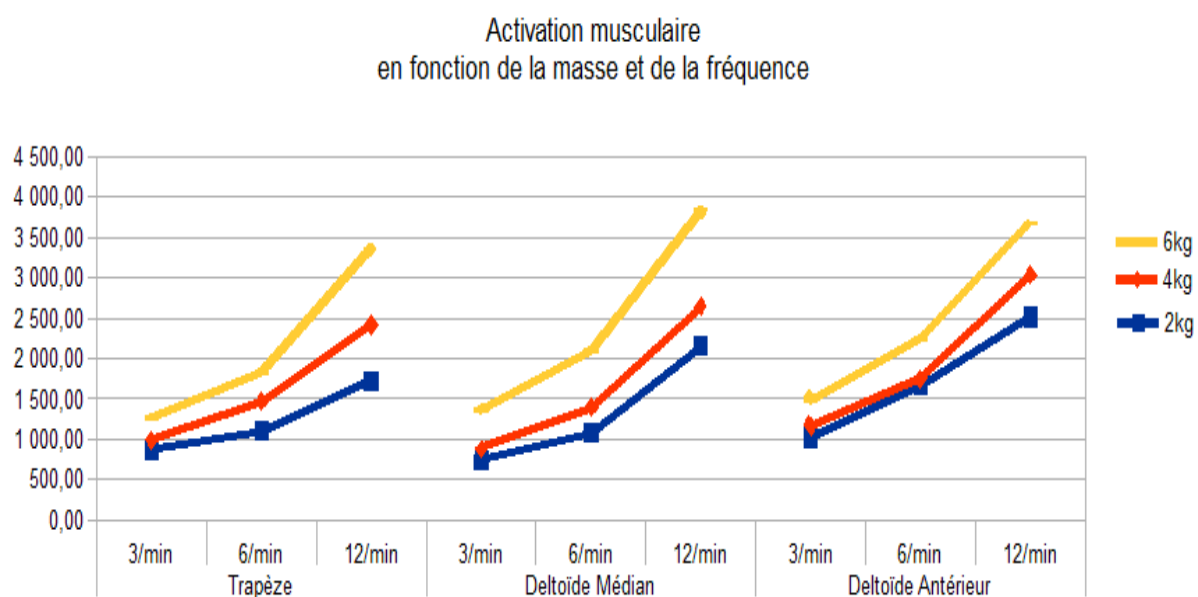


Figure 12 : Activation musculaire en fonction de la masse et de la fréquence

D'après le tableau VII et la figure 11, on observe que, quel que soit le muscle, l'activation musculaire augmente lorsque la masse et/ou la fréquence augmentent. De plus, pour les muscle Trapèze et Deltoïde Antérieur, la pente de la courbe avec des masses de 4kg et 6kg, semble plus importante que pour la modalité 2kg. De ce fait, il semblerait qu'il y ait une interaction entre la masse et la fréquence pour l'activation musculaire de ces deux muscles.

Le tableau VIII et la figure 12, présentent les moyennes (\pm écart-type, dans le tableau VIII) de l'ensemble des sujets ($n=5$) de l'amplitude articulaire et de l'effort perçu, en fonction de la masse de la charge et de la fréquence de mouvement (indépendamment de la hauteur de prise/dépose).

Tableau VIII : Amplitude articulaire et effort perçu en fonction de la masse et de la fréquence

	Amplitude Epaule			Borg CR-10		
	(moyenne \pm écart-type)			(moyenne \pm écart-type)		
	3/min	6/min	12/min	3/min	6/min	12/min
2kg	3596,97 $\pm 170,85$	5090,95 $\pm 163,91$	6410,77 $\pm 1401,37$	0,60 $\pm 0,14$	0,85 $\pm 0,35$	3,00 $\pm 0,85$
4kg	3695,15 $\pm 201,99$	5036,69 $\pm 1277,12$	6843,04 $\pm 1291,17$	1,65 $\pm 0,78$	3,10 $\pm 0,42$	3,50 $\pm 0,14$
6kg	3885,16 $\pm 564,15$	5060,19 $\pm 373,90$	7375,76 $\pm 1839,14$	2,45 $\pm 0,78$	4,30 $\pm 0,71$	5,90 $\pm 0,71$

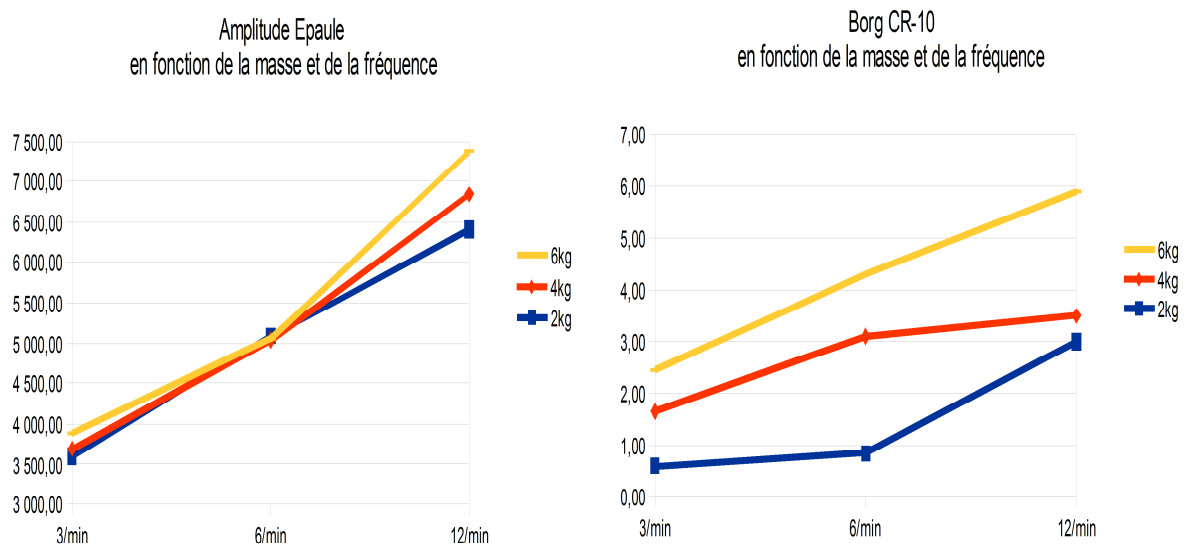


Figure 13 : Activation musculaire en fonction de la masse et de la fréquence

D'après le tableau VIII et la figure 12, on observe que l'amplitude articulaire et l'effort perçu augmentent, lorsque la masse et/ou la fréquence augmente. De plus, pour l'amplitude articulaire, lorsque la fréquence augmente de 6 mouvements par minute à 12 mouvements par minute, la pente de la courbe de la masse à 6kg semble supérieure de celle de la masse à 4kg, elle-même supérieure à celle de la masse à 2kg. De ce fait, il semblerait qu'il y ait une interaction entre la masse et la fréquence pour l'amplitude articulaire.

4.6. Effet d'interaction : Hauteur x Fréquence

Afin d'examiner si, conformément à nos hypothèses, il existe un effet d'interaction entre la hauteur et la fréquence, sur l'activation musculaire, l'amplitude articulaire et l'effort perçu, nous nous proposons de décrire les résultats présents dans les tableaux IX et X et représentés dans les figures 13 et 14, ci-après.

Le tableau IX et la figure 13, présentent les moyennes (\pm écart-type, dans le tableau IX) de l'ensemble des sujets ($n=5$) de l'activation musculaire de chacun des muscles, en fonction de la hauteur de prise/dépose et de la fréquence de mouvement (indépendamment de la masse de la charge).

Tableau IX : Activation musculaire en fonction de la hauteur et de la fréquence

	Trapèze			Deltoïde Médian			Deltoïde Antérieur		
	(moyenne \pm écart-type)			(moyenne \pm écart-type)			(moyenne \pm écart-type)		
	3/min	6/min	12/min	3/min	6/min	12/min	3/min	6/min	12/min
Coude	826,87 $\pm 195,63$	1101,02 $\pm 354,12$	1828,63 $\pm 826,56$	781,19 $\pm 264,79$	1191,88 $\pm 430,18$	1979,61 $\pm 600,87$	1082,42 $\pm 210,25$	1575,66 $\pm 246,51$	2413,86 $\pm 574,88$
Epaule	1258,69 $\pm 222,05$	1826,31 $\pm 139,23$	3161,39 $\pm 826,92$	1217,54 $\pm 386,33$	1853,28 $\pm 569,17$	3773,16 $\pm 1138,40$	1355,93 $\pm 257,85$	2196,67 $\pm 202,23$	3736,72 $\pm 587,96$

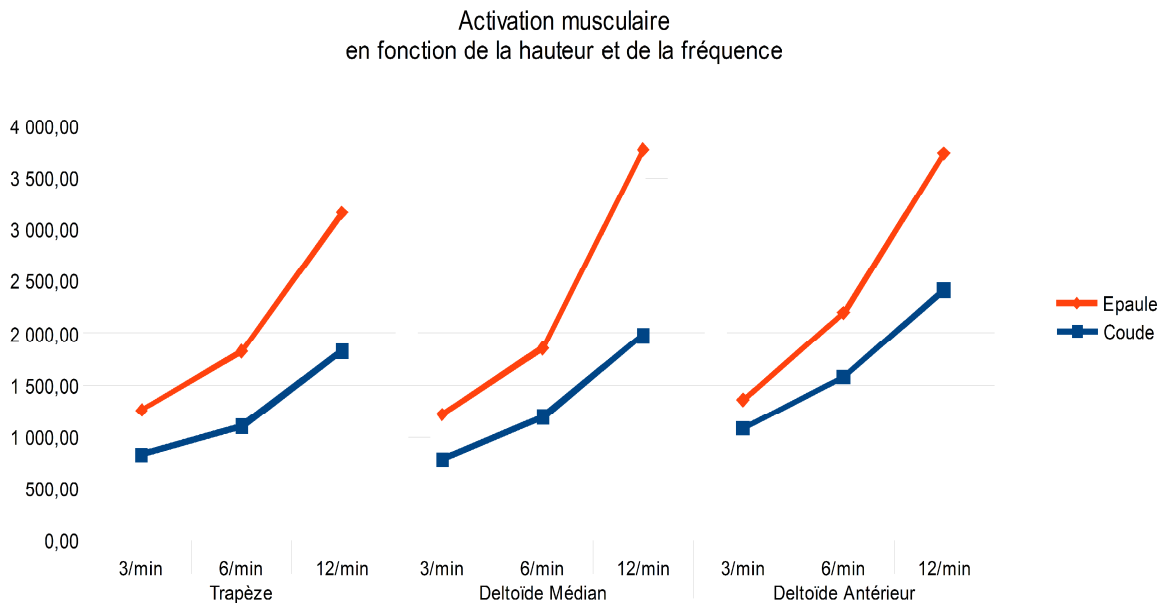


Figure 14 : Activation musculaire en fonction de la hauteur et de la fréquence

D'après le tableau IX et la figure 13, on observe que, quel que soit le muscle, l'activation musculaire augmente lorsque la hauteur et/ou la fréquence augmentent. De plus, pour les trois muscles, la pente de la courbe lors des prises/déposes à hauteur d'épaule semble plus importante que celle des courbes lors des prises/déposes à hauteur de coude. De ce fait, il semblerait qu'il y ait une interaction entre la hauteur et la fréquence pour l'activation musculaire de ces trois muscles.

Le tableau X et la figure 14, présentent les moyennes (\pm écart-type, dans le tableau X) de l'ensemble des sujets ($n=5$) de l'amplitude articulaire et de l'effort perçu, en fonction de la hauteur de prise/dépose et de la fréquence de mouvement (indépendamment de la masse de la charge).

Tableau X : Amplitude articulaire et effort perçu en fonction de la masse et de la fréquence

	Amplitude Epaule			Borg CR-10		
	(moyenne \pm écart-type)			(moyenne \pm écart-type)		
	3/min	6/min	12/min	3/min	6/min	12/min
Coude	3504,91 $\pm 41,36$	4634,83 $\pm 443,21$	5808,40 $\pm 344,24$	1,17 $\pm 0,70$	2,40 $\pm 1,64$	3,73 $\pm 1,53$
Epaule	3946,61 $\pm 298,37$	5490,39 $\pm 547,12$	7944,65 $\pm 657,87$	1,97 $\pm 1,17$	3,10 $\pm 0,72$	4,53 $\pm 1,62$

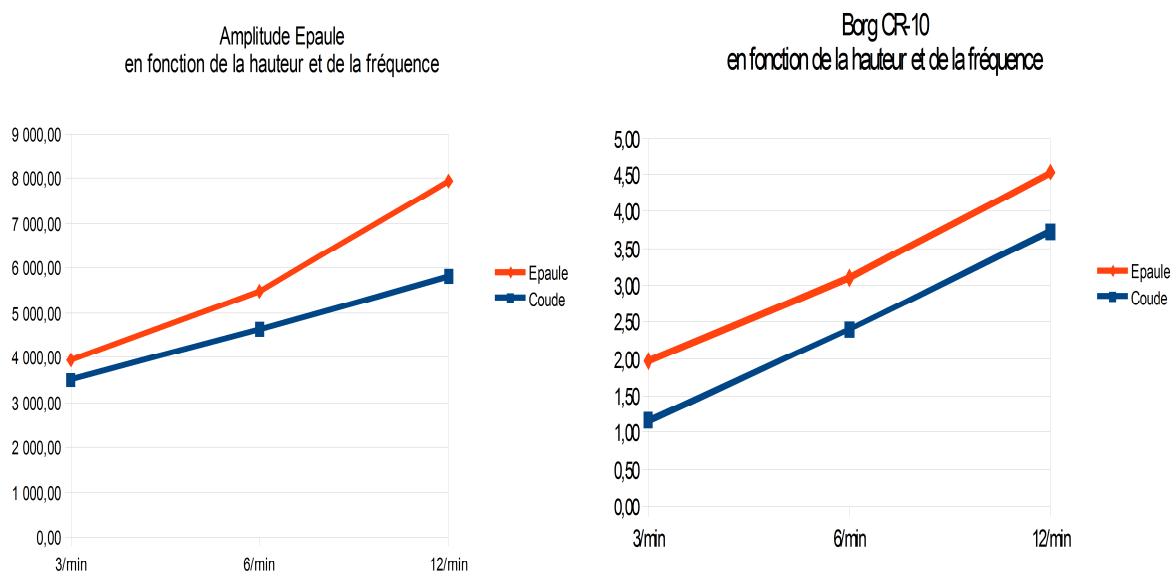


Figure 15 : Activation musculaire en fonction de la masse et de la fréquence

D'après le tableau X et la figure 14, on observe que l'amplitude articulaire et l'effort perçu augmentent, lorsque la hauteur et/ou la fréquence augmente. De plus, pour l'amplitude articulaire, la pente de la courbe de la hauteur « épaule » semble supérieure de celle de la hauteur « coude ». De ce fait, il semblerait qu'il y ait une interaction entre la hauteur et la fréquence pour l'amplitude articulaire.

4.7. Corrélation des Indices TEA et OCRA

Afin d'examiner si, conformément à notre proposition d'indice de risque global, l'Indice TEA est corrélé à un indice de risque existant, nous proposons de décrire les résultats des tableaux XI et XII.

Dans un premier temps, nous nous intéressons à la corrélation de l'Indice TEA avec les données EMG, cinématique et d'effort perçu, recueillies au cours des différentes conditions. Le tableau XI présente les différents coefficients de corrélation (r de Bravais-Pearson pour un $p < 0,05$) entre l'indice TEA et les cinq variables dépendantes.

Tableau XI : Corrélation de l'Indice TEA avec les variables dépendantes

Corrélation (r de Bravais-Pearson) à $p < 0,05$				
EMG_Tr	EMG_DM	EMG_DA	Epaule	Borg
0,94	0,96	0,91	0,85	0,81

D'après les données du tableau XI, on observe que l'Indice TEA apparaît comme étant fortement corrélé ($r > 0,5$ et $p < 0,05$) avec ces cinq variables dépendantes.

Dans un second temps, nous nous intéressons à la corrélation de l'Indice TEA avec l'indice OCRA. Le tableau XII présente la corrélation entre l'indice OCRA et la valeur de l'Indice TEA obtenu par chaque sujet (et la moyenne des cinq sujets).

Tableau XII : Corrélation de l'Indice OCRA avec l'Indice TEA

Corrélation (rhô de Spearman) à $p < 0,05$					
Sujet01	Sujet02	Sujet03	Sujet04	Sujet05	Moyenne
0,95	0,92	0,94	0,94	0,93	0,95

D'après ces données, l'indice OCRA apparaît comme étant fortement corrélé ($\text{rhô} > 0,5$ et $p < 0,05$) avec l'indice TEA pour les cinq sujets.

La méthode de Bland & Altman permet de décrire la concordance entre les deux indices qui, bien qu'étant corrélés, ne sont pas forcément liés par un lien de causalité. La figure 13 présente le graphique correspondant, qui présente en abscisse les différences deux à deux des valeurs des deux indices et en ordonnées, la moyenne deux à deux des valeurs des deux indices.

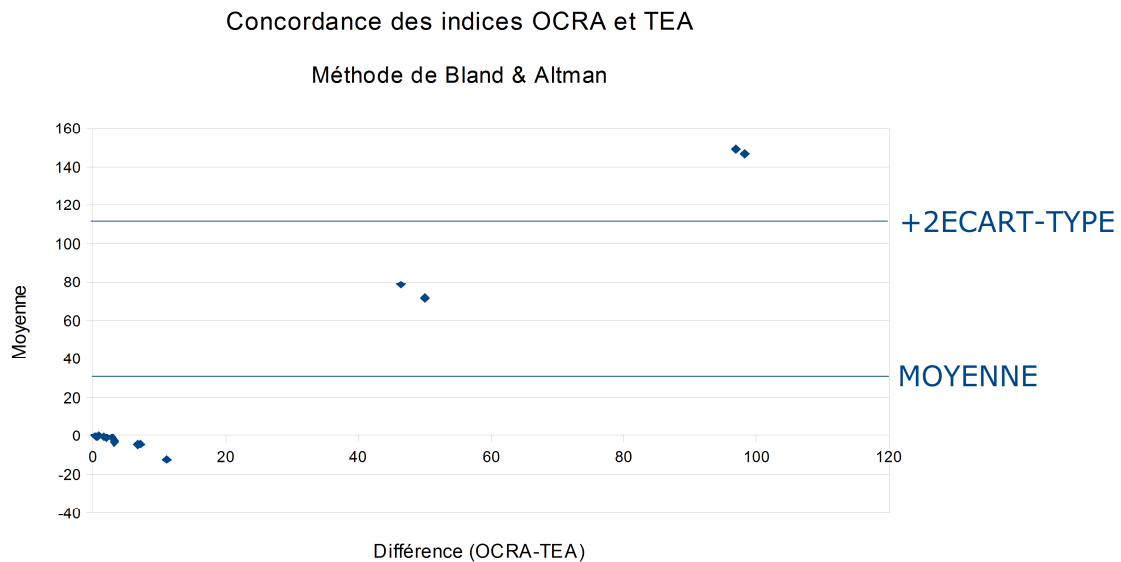


Figure 16 : Concordance des indices OCRA et TEA (méthode de Bland & Altman)

D'après la figure 13, nous observons que deux points (sur dix-huit) diffèrent de plus de deux écart-type et deux autres de plus d'un écart-type. Ainsi environ 78% des données divergent de moins d'un écart-type. Les deux indices semblent donc être en concordance.

Enfin, nous proposons un seuil de confort et un seuil de risque, pour l'Indice TEA. Ces seuils ont été élaborés de la manière suivante :

- ✓ Seuil « vert » TEA : Premier quartile des valeurs de l'indice TEA, pour la moyenne des cinq sujets
- ✓ Seuil « rouge » TEA : Troisième quartile des valeurs de l'indice TEA, pour la moyenne des cinq sujets

On propose ainsi :

- ✓ Zone verte : Indice TEA < 2
- ✓ Zone orange : 2 < Indice TEA < 13
- ✓ Zone rouge : Indice TEA > 13

V. DISCUSSION

L'objectif de cette étude était de comprendre les contraintes musculo-articulaires qui s'exercent sur l'épaule au cours de gestes répétitifs, en faisant varier la masse de la charge, la hauteur de prise/dépose et la fréquence de mouvement.

Une première hypothèse supposait que l'augmentation de la masse, de la hauteur et/ou de la fréquence entraînerait une augmentation de l'activation musculaire, de l'amplitude articulaire et de l'effort perçu. Dans les conditions expérimentales de cette étude et pour notre échantillon (n=5), nous avons pu constater que les moyennes de ces trois variables dépendantes augmentaient lorsque les modalités des diverses variables indépendantes augmentaient. Néanmoins, la taille de notre échantillon ne nous a pas permis d'effectuer de statistiques inférentielles, et il nous est impossible de conclure à une significativité de l'effet de la masse, de la hauteur et/ou de la fréquence. Une seconde hypothèse supposait l'existence d'un effet d'interaction entre les trois variables indépendantes. Ainsi, l'augmentation de l'activation musculaire, de l'amplitude articulaire et de l'effort perçu serait encore accentuée lorsque deux de ces variables indépendantes étaient associées. Dans les conditions expérimentales de cette étude et pour notre échantillon (n=5), nous avons pu constater qu'il semblait y avoir un effet d'interaction entre la masse et la hauteur sur l'activation du deltoïde médian et sur l'amplitude articulaire ; il semblerait également y avoir un effet d'interaction entre la masse et la fréquence sur l'activation des muscles trapèze et deltoïde médian et sur l'amplitude articulaire ; enfin, il semblerait y avoir un effet d'interaction entre la fréquence et la hauteur, pour l'activation musculaire des muscles trapèze, deltoïde médian et deltoïde antérieur et sur l'amplitude articulaire. Par ailleurs, il faut noter que les différents effets d'interaction, pour l'amplitude articulaire, ne concernent que les valeurs élevées de masse, hauteur et fréquence. Ainsi, peut-on se poser la question de savoir si les conditions de la tâche étaient suffisamment discriminantes. Seul un nombre plus important de sujets, permettrait d'effectuer des statistiques inférentielles et ainsi de conclure à des effets d'interaction.

Enfin, nous avons voulu proposer un indice de risque global, l'Indice TEA, et vérifier s'il était corrélé à un indice existant, l'indice OCRA. Dans les conditions expérimentales de cette étude et pour notre échantillon (n=5), nous avons effectivement constaté que les deux indices étaient corrélés entre eux et étaient en concordance. Nous avons proposé des seuils de confort/de risque que seules des données épidémiologiques permettront de valider.

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Les Troubles Musculo-Squelettiques du membre supérieur sont passés de 3165 cas reconnus en 1993 à 43 359 cas reconnus en 2011 (Aptel, Aublet-Cuvelier & Cail, 2011), représentant près de 75% de l'ensemble des Maladies Professionnelles. Les pathologies de l'épaule, reconnues au titre de la Maladie Professionnelle représentent près du tiers (32%) des TMS. De plus, d'après le « Rapport de Risque AT 2014 : statistiques de sinistralité » de la Caisse Nationale d'Assurance Maladie, les « manutentions manuelles » représentent la première cause (51%) d'Accident du Travail, toute branche d'activité confondues. Ainsi, la thématique des TMS et du travail répétitif constitue plus que jamais un enjeu économique et de Santé Publique.

En dépit de plusieurs modèles explicatifs de la genèse des TMS, et de l'utilisation d'un modèle plurifactoriel pour la prévention en entreprises, l'explication de l'apparition de la pathologie reste liée à la présence de facteurs biomécaniques. Ainsi, la compréhension des contraintes biomécaniques qui s'exercent sur le membre supérieur au cours de gestes répétitifs, demeure essentielle pour proposer des pistes de prévention concrètes. Les résultats de notre étude laissent ainsi penser à un effet de l'augmentation de la masse de la charge, de la hauteur de prise/dépose et de la fréquence de mouvement sur les contraintes musculo-articulaires de l'épaule au cours de manutentions répétitives. Ainsi, la prévention des TMS passe par la réduction de ces contraintes, en trouvant des solutions tant techniques qu'organisationnelles.

En amont des préconisations, une étude du poste de travail et des contraintes auxquelles est soumis l'individu doit être réalisée. L'indice de risque TEA proposé dans cette étude contribue à la cotation des postes en termes de risques professionnels et au diagnostic des situations de travail. Il pourrait être intéressant pour la Société TEA d'enrichir cet indice grâce à des données cinétiques, puis d'étendre cet indice à l'ensemble des articulations, afin d'obtenir un modèle « corps complet » de cotation du risque musculo-articulaire.

Enfin, il serait intéressant d'étudier ces contraintes musculo-articulaires d'un point de vue global en analysant les mécanismes neuromusculaires à l'origine du contrôle postural et des interactions posture-mouvement, au cours de gestes répétitifs.

BIBLIOGRAPHIE

AFNOR. Ergonomie – Manutention manuelle de charge pour soulever, déplacer et pousser/tirer – Méthodologie d'analyse et valeurs seuils. NF X 35-109, Paris: AFNOR, 2011, 11 p.

AFNOR. Ergonomie — Manipulation à fréquence élevée — Évaluation et valeurs seuils de la contrainte biomécanique de tâches répétitives des membres supérieurs. NF X 35-119, Paris: AFNOR, 2015, 25 p.

AFNOR. Performance physique humaine Partie 5 : Appréciation du risque relatif à la manipulation répétitive à fréquence élevée. NF EN 1005-5, Paris: AFNOR, 2007, 77 p.

AFNOR. Sécurité des machines – Mesures du corps humain – Partie 3 : données anthropométriques. NF EN 547-3+A1, Paris: AFNOR, 2008, 13 p.

AFNOR. Sécurité des machines – Performance physique humaine – Partie 2 : manutention manuelle de machines et d'éléments de machines. NF EN 1005-2+A1, Paris: AFNOR, 2008, 32 p.

AFNOR. Sécurité des machines – Performance physique humaine – Partie 3 : limites des forces recommandées pour l'utilisation de machines. NF EN 1005-3+A1, Paris: AFNOR, 2008, 27 p.

AFNOR. Sécurité des machines – Performance physique humaine – Partie 4 : évaluation des postures et mouvements lors du travail en relation avec les machines. NF EN 1005-4+A1, Paris: AFNOR, 2008, 24 p.

AFNOR. Sécurité des machines – Principes ergonomiques de conception – Partie 1 : terminologie et principes généraux. NF EN 614-1+A1, Paris: AFNOR, 2009, 25 p.

AFNOR. Sécurité des machines – Principes ergonomiques de conception – Partie 2 : interactions entre la conception des machines et les tâches du travail. NF EN 614-2+A1, Paris: AFNOR, 2008, 31 p.

AFNOR. Sécurité des machines – Partie 3 : principes ergonomiques pour la conception de machines mobiles. FD CEN/TR 614-3, Paris: AFNOR, 2011, 28p.

Armstrong, T.J., et al. (1993). A conceptual model for work-related neck and upper-limb musculoskeletal disorders. *Scandinavian Journal of Work, Environment and Health*, 19(2), 73-84.

Aptel, M. & Cnockaert, C. (2002). Liens entre TMS du membre supérieur et stress. *Le stress au travail*, numéro spécial BTS n°19/20.

Aptel, M. & Gaudez, C. (2005). Plausibilité biologique du lien entre TMS et stress. *Les Actes du 1^{er} congrès francophone sur les TMS*. Nancy.

Aptel, M., Aublet-Cuvelier, A. & Cail, F. (2011). Facteurs responsables de l'accroissement des TMS-MS. *Les troubles musculo-squelettiques du membre supérieur : Guide pour les préventeurs*. (pp. 24-26). Paris : INRS ED 957.

Blache, Y., Desmoulins, L., Allard, P., Plamondon, A. & Begon, M. (2015). Effects of height and load weight on shoulder muscle work during overhead lifting task. In *Ergonomics*, 58(5), 748-761.

Borg, G. (1970). Perceived exertion as an indicator of somatic stress. In *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 2(2), 92-98.

Bourgeois, F. et al. (2006). Le geste et le mouvement signifient-ils la même chose ? In : *Troubles musculosquelettiques et travail. Quand la santé interroge l'organisation* (pp. 150-153). Lyon : ANACT.

Buckle, P. (1997). Upper Limb Disorders and work: the importance of physical and psychosocial factors. In *Journal of Psychosomatic Research*, 43(1), 17-25.

Cooper, C. & Baker, P. D. (1996). Upper Limb Disorders. In *Occupational Medecine*, vol. 46, n°6, pp. 435-437.

Coté, J., Antle, D., Emery, K. & Ngomo, S. (2015). *Effets de la posture de travail sur les patrons musculaires de la région lombaire lors d'une tâche répétitive* (Rapport R-866). Montréal, Québec : IRSST.

Deeb, J.M. (1999). Muscular fatigue and its effects on weight perception. In *International Journal of Industrial Ergonomics*, 24(2),223-233.

Desliles, A. et al. (2016). *Estimation du chargement au dos. Développement d'une méthode ambulatoire intégrant la cinématique du dos et de l'électromyographie* (Rapport R-904). Montréal, Québec : IRSST.

Desmoulins, L. et al. (2014). *Cinématique et modélisation biomécanique de l'épaule lors de tâches de manutention* (Rapport n°R-828). Montréal, Québec : IRSST.

Gagnon, D., Shirazi-Ald, A., et al. (2009). *Comparaison de deux modèles biomécaniques articulaires dans l'évaluation du chargement lombaire* (Rapport n°R-620). Montréal, Québec: IRSST.

Gamberale, F. (1972). Perceived exertion, heart rate, oxygen uptake and blood lactate in different work operations. In *Ergonomics*, 15(5), 545-554.

Guérin, F., Laville, A., Daniellou, F., Duraffourg, J. & Kerguelen, A. (2007). *Comprendre le travail pour le transformer : La pratique de l'ergonomie*. Lyon : ANACT.

Hägg, G.M. (1991). Static work and occupational myalgia – a new explanation model. In: Anderson, P., Hobart, D., Danoff, J. (Eds.), *Electromyographical Kinesiology* (pp. 141-144). Amsterdam : Elsevier.

Halaki, M. & Ginn, K. (2012). Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to ?. In: Naik, G.R. (Ed), *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges* (pp. 175-194). InTech.

ISO. Définitions des mesures de base du corps humain pour la conception technologique - Partie 1 : définitions des mesures du corps et repères. NF EN ISO 7250-1, Genève : ISO, 2010, 34 p.

ISO. Exigences générales pour la création de bases de données anthropométriques. NF EN ISO 15535, Genève : ISO, 2013, 34 p.

ISO. Manutention manuelle Partie 3 : Manipulation de charges faibles à fréquence de répétition élevée. NF ISO 11228-3, Genève : ISO, 2007, 87 p.

ISO. Principes de choix et d'utilisation de sujets d'essai pour l'essai des aspects anthropométriques des produits industriels et leur conception. NF EN ISO 15537, Genève : ISO, 2005, 19p.

ISO. Principes ergonomiques de la conception des systèmes de travail. NF EN ISO 6385, Genève : ISO, 2004, 19 p.

ISO. Sécurité des machines – Prescriptions anthropométriques relatives à la conception des postes de travail sur les machines. NF EN ISO 14738, Genève : ISO, 2008, 43 p.

Karasek, R. (1979). Job demands, job decision latitude, and mental strain: implications for job redesign. *Administrative Science Quarterly*, 24, 285-308.

Karasek, R. & Theorell, T. (1990). *Healthy work: stress, productivity, and the reconstruction of working life*. New-York: Basic Books.

Karasek, R., Baker, D., Marxer, F., Ahlbom, A. & Theorellm T. (1981). Job decision latitude, job demands, and cardiovascular disease: a prospective study of Swedish men. *American Journal of Public Health*, 71, 694-705.

Karasek, R., et al. (1998). The Job Content Questionnaire (JCQ): an instrument for internationally comparative assessments of psychosocial job characteristics. *Journal of Occupational Health Psychology*, 3, 322-355.

Larsson, B., Björk, J., Elert, J. & Gerdle, B. (2000). Mechanical performance and electromyography during repeated maximal isokinetic shoulder forward flexions in female cleaners with and without myalgia of the trapezius muscle and in healthy controls. In *European Journal of Applied Physiology*, 83(4-5), 257-267.

Leclerc, A. (1996). Affections périarticulaires des membres supérieurs et organisation du travail. Résultats de l'enquête épidémiologique nationale. *Documents pour le médecin du travail*, 65, 13-31.

Li, K.W. & Yu, R. (2011). Assessment of grip force and subjective hand force exertion under handedness and postural conditions. In *Applied Ergonomics*, 42(6), 929-933.

Marchand, D., & Giguère, D. (2012). *Contraintes biomécaniques exercées aux membres supérieurs lors de l'utilisation de petits outils dans le secteur des services à l'automobile* (Rapport n°R-726). Montréal, Québec: IRSST.

Mazis, N. et al. (2009). The effect of different physical activity levels on muscle fiber size and type distribution of lumbar multifidus. A biopsy study on low back pain patient groups and healthy control subjects. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 45(4), 459-467.

Mehta J.P. et al. (2014). Physiological and biomechanical responses to a prolonged repetitive asymmetric lifting activity. *Ergonomics*, 57(4), 575-588.

Meyer, J-P. et al. (2002). Troubles musculo-squelettiques du membre supérieur liés au travail. Consensus clinique pour le repérage des formes précoces de TMS. *Archives des maladies professionnelles*, 63(1), 32-45.

Mc Gorry, R.W., Lin, J.H., Dempsey, P.G. & Casey, J.S. (2010). Accuracy of the Borg CR10 scale for estimating grip forces associated with hand tool tasks. In *Journal of Occupational and Environmental Medicine*, 7(5), 298-306.

Monod, H. Flandrois, R. & Vandewalle, H. (2007). *Physiologie du sport : Bases physiologiques des activités physiques et sportives*. Paris : Masson.

Monod, H. & Kapitaniak, B. (2003). *Ergonomie*. Paris : Masson.

Pierret, B., Desbrosses, K., Paysant, J. & Meyer, J.P. (2014). Cardio-respiratory and subjective strains sustained by paraplegic subjects, when travelling on a cross slope in a manual wheelchair. In *Applied Ergonomics*, 45(4), 1056-1062.

Plamondon, A. et al. (2015). *Estimation du chargement lombaire au moyen de modèles biomécaniques articulaires. Evaluation et application*. (Rapport n°R-866). Montréal, Québec: IRSST.

Pujol, M. (1993). *Pathologie professionnelle d'hypersollicitation. Atteinte périarticulaire du membre supérieur*. Paris : Masson.

Putz-Anderson, V. (1988). *Cumulative trauma disorders – A manual for musculoskeletal diseases of the upper limbs*. Londres: Taylor & Francis.

Schmitt, C. (2015). *L'agir entrepreneurial*. Québec : Presses de l'Université de Québec.

Shephard, R.J., Kavanagh, T., Merteins, D.J. & Yacoub, M. (1996). The place of perceived exertion ratings in exercise prescription for cardiac transplant patients before and after training. In *British Journal of Sports Medicine*, 30(2), 116-121.

Siegrist, J. (1996). Adverse health effects of high-effort/low-reward conditions. *Journal of Occupational Health Psychology*, 1, 27-41.

Siegrist, J., et al. (2004). The measurement of effort-reward imbalance at work: European comparisons. *Social Science & Medicine*, 58, 1483-1499.

Smutok, M.A., Skrinar, G.S., Pandolf, K.B. (1980). Exercise intensity : subjective regulation bu perceived exertion. In *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 61(12), 569-574.

Spielholz, P. (2006). Calibrating Borg scale ratings of hand force exertion. In *Applied Ergonomics*, 37(5), 615-618.

ANNEXE A : POSITION DES ELECTRODES EMG ET TESTS DE MVIC

Tableau XIII : Positions des électrodes EMG et tests de MVIC pour chaque muscle étudié.

<i>Muscle</i>	<i>Test de contraction maximale volontaire</i>	<i>Position des électrodes</i>
<i>Trapèze supérieur (Tr)</i>	Abduction du bras résistée à 90° d'élévation	Mi-distance entre l'acromion et l'épine de C7
<i>Deltoïde Médian (DM)</i>	Abduction du bras résistée à 90° d'élévation	Partie la plus bombée entre l'acromion et l'épicondyle latéral de l'humérus
<i>Deltoïde Antérieur (DA)</i>	Flexion du bras résistée à 90° d'élévation	Une largeur de doigt distale et antérieure à l'acromion

ANNEXE B : ECHELLE DE BORG CR-10

- 0 rien
- 0,5 très très faible
- 1 très faible
- 2 faible
- 3 modéré
- 4 un peu dur
- 5 dur
- 6
- 7 très dur
- 8
- 9
- 10 très très dur
- maximal

MODELISATION DES CONTRAINTES MUSCULO-ARTICULAIRES DU MEMBRE SUPERIEUR AU COURS DE GESTES REPETITIFS.

BALTHAZARD Nicolas

UNIVERSITE DE LORRAINE

JUIN 2016

MOTS CLES

Ergonomie – Biomécanique – Troubles Musculosquelettiques – Gestes Répétitifs –EMG – IMU

RESUME

Les Troubles Musculo-Squelettiques représentent plus de 75% des Maladies Professionnelles en France. La compréhension de la pathologie impose une compréhension des contraintes musculo-articulaires. Nous nous sommes ainsi interrogés sur l'impact de plusieurs facteurs de risques biomécaniques (masse de la charge, hauteur de prise/dépose et fréquence de mouvement), séparément et collectivement, sur les contraintes musculo-articulaires de l'épaule, au cours de gestes répétitifs. Les statistiques descriptives pour notre échantillon (n=5) semblent montrer qu'une augmentation de ces facteurs biomécaniques engendrerait une augmentation de l'activation musculaire, de l'amplitude articulaire et de l'effort perçu. Enfin, nous avons proposé un indice de risque global pour l'épaule, qui intègre les mesures EMG et cinématique. Cet « Indice TEA » permet ainsi une mesure des contraintes qui s'exercent sur l'individu, une cotation des postes de travail en termes de risques professionnels et contribue à l'élaboration de pistes de prévention.

KEYWORDS

Ergonomics – Biomechanics – Musculoskeletal Disorders – Repetitive Tasks – EMG – IMU

ABSTRACT

The musculoskeletal disorders account for over 75% of the Occupational Diseases in France. Understanding the pathology requires an understanding of musculo-articular stress. We wondered about the impact of several biomechanical risk factors (mass of the load, height of taking/depositing and movement frequency), individually and collectively, on shoulder's musculo-articular constraints during repetitive tasks. Descriptive statistics for our sample (n = 5) appear to show that an increase in these biomechanical factors would generate an increase in muscle activation, range of motion and perceived exertion. Finally, we proposed a comprehensive risk index for the shoulder, which integrates the EMG measurements and kinematic. This "TEA Index" allows a measurement of the stresses exerted on the individual, a listing of workstations in terms of occupational risks and contributes to the development of prevention runs.