

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL

QUANTIFICATION DES PARAMETRES BIOMECANIQUES QUI AFFECTENT
LE SYSTEME MAIN-BRAS LORS DE LA SIMULATION DE LA TENUE
D'OUTILS EXERÇANT DIFFERENTES VIBRATIONS ET MOMENTS DE
FORCE

MÉMOIRE

PRÉSENTÉ

COMME EXIGENCE PARTIELLE

DE LA MAÎTRISE EN KINANTHROPOLOGIE

PAR

VINCENT MANDEVILLE-GAUTHIER

NOVEMBRE 2012

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL
Service des bibliothèques

Avertissement

La diffusion de ce mémoire se fait dans le respect des droits de son auteur, qui a signé le formulaire *Autorisation de reproduire et de diffuser un travail de recherche de cycles supérieurs* (SDU-522 – Rév.01-2006). Cette autorisation stipule que «conformément à l'article 11 du Règlement no 8 des études de cycles supérieurs, [l'auteur] concède à l'Université du Québec à Montréal une licence non exclusive d'utilisation et de publication de la totalité ou d'une partie importante de [son] travail de recherche pour des fins pédagogiques et non commerciales. Plus précisément, [l'auteur] autorise l'Université du Québec à Montréal à reproduire, diffuser, prêter, distribuer ou vendre des copies de [son] travail de recherche à des fins non commerciales sur quelque support que ce soit, y compris l'Internet. Cette licence et cette autorisation n'entraînent pas une renonciation de [la] part [de l'auteur] à [ses] droits moraux ni à [ses] droits de propriété intellectuelle. Sauf entente contraire, [l'auteur] conserve la liberté de diffuser et de commercialiser ou non ce travail dont [il] possède un exemplaire.»

REMERCIEMENTS

Je désire d'abord remercier l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et sécurité au travail pour la bourse de recherche qu'il m'a accordée. Cette bourse m'a permis de concentrer mes efforts sur le projet de recherche.

J'aimerais ensuite remercier les membres de mon comité d'évaluation, soit Marc Bélanger Ph.D., professeur-directeur du département de kinanthropologie à l'UQAM, Pierre Marcotte Ph.D., chercheur à l'IRSST et spécialement mon directeur de mémoire Denis Marchand, Ph.D., qui m'ont accompagné tout au long du processus. Leurs conseils ont été précieux à la réalisation du mémoire.

Je tiens à souligner l'implication de Jérôme Boutin, professionnel scientifique à l'IRSST ainsi que celle de Carole Roy, technicienne à l'UQAM. Leur support technique et pratique a permis qu'un protocole qui s'annonçait complexe se déroule sans problèmes. À ce chapitre, j'aimerais aussi remercier messieurs Bordeleau, Brien-Breton et Kelly, collaborateurs au jour le jour qui ont été d'une aide inestimable pour mener le protocole à terme.

D'énormes remerciements à ma famille et mes amis qui m'ont apporté un soutien indéfectible à travers toutes les étapes de ce mémoire.

TABLE DES MATIÈRES

LISTE DES TABLEAUX.....	vi
LISTE DES FIGURES.....	vii
RÉSUMÉ	xii
CHAPITRE I	
INTRODUCTION	1
CHAPITRE II	
RECENSION DES ÉCRITS	3
2.1 Anatomie, physiologie et structures pertinentes	3
2.2 Moments de force exercés par le segment et l'outil.....	9
2.3 Réflexe tonique vibratoire.....	12
2.4 Caractéristiques de certains outils vibrants	17
2.5 Force de poussée	19
2.6 Somatotype.....	19
2.7 Description des atteintes et troubles musculosquelettiques	22
CHAPITRE III	
METHODOLOGIE.....	29
3.1 Participants.....	29
3.2 Conditions expérimentales.....	31
3.2.1 Vibration.....	31
3.2.2 Moment de force.....	32
3.2.3 Forces de poussée	33
3.2.4 Résumé des conditions expérimentales.....	34
3.3 Procédure.....	34
3.4 Prise de données	35
3.4.1 Électromyographie	35
3.4.2 Contrôle de la fatigue	40
3.4.3 Analyse cinématique de la position du membre supérieur	40
3.5 Analyses statistiques	42
3.6 Hypothèses	42
CHAPITRE IV	
RÉSULTATS ET DISCUSSION.....	44

4.1	Résultats sur les angles de travail.....	44
4.2	Résultats et discussion associées à la force de préhension.....	48
4.3	Influence des variables biomécaniques sur l'amplitude de vibration transmise	49
4.3.1	Effets principaux	49
4.3.2	Effets d'interaction	51
4.4	Discussion sur l'influence des variables biomécaniques sur la force de préhension et l'amplitude de vibration transmise	53
4.5	Influence des paramètres de vibration sur l'amplitude de vibration transmise	55
4.5.1	Effets principaux	55
4.5.2	Effets d'interaction	59
4.6	Discussion de l'influence des paramètres de vibration sur l'amplitude de vibration transmise	66
4.7	Résultats et discussion de l'influence du somatotype sur l'amplitude de vibration transmise	68
4.8	Influence des variables biomécaniques sur les mesures électromyographiques	70
4.8.1	Effets principaux	70
4.8.2	Effets d'interaction	75
4.9	Discussion de l'influence des variables biomécaniques sur les mesures électromyographiques	79
4.10	Influence des paramètres de vibration sur les mesures électromyographiques	83
4.10.1	Effets principaux	83
4.10.2	Effets d'interaction	88
4.11	Discussion de l'influence des variables biomécaniques sur les mesures électromyographiques	90
4.12	Influence du somatotype sur les mesures électromyographiques	92
4.12.1	Effets principaux	93
4.12.2	Effets d'interaction	94
4.13	Discussion de l'influence du somatotype sur les mesures électromyographiques	97
CHAPITRE V		
DISCUSSION GÉNÉRALE		99
CHAPITRE VI		
LIMITATIONS DE L'ÉTUDE.....		102

ANNEXE 1	
CATEGORIES D'EMPLOIU DES PROVINCES DE L'EST DU CANADA	104
ANNEXE 2	
ECHELLES DE CLASSIFICATION DU SYNDROME DE RAYNAUD	105
ANNEXE 3	
FORMULAIRES DE CONSENTEMENT	106
ANNEXE 4	
CHARTRE DE SOMATOTYPE HEATH AND CARTER	110
ANNEXE 5	
VARIABLES SIGNIFICATIVES (ANOVA SELON TUKEY-KRAMER.....)	115
CHAPITRE VII	
BIBLIOGRAPHIE	117

LISTE DES TABLEAUX

2.1	Amplitude de vibration (m/s^2) de certaines catégories d'outils énergisés.....	18
2.2	Limites d'exposition à la vibration pondérée temporellement, selon l'ACGIH (2201)	18
2.3	Période de latence avant apparition de symptômes dy syndrome de Raynaud selon diverses professions (CCHST, 2008).....	25
3.1	Poids et taille des participants	30
3.2	Cotes de somatotype de Heath & Carter de chacun des participants	30
4.1	Angles de travail en degrés aux différents segments en fonction des différentes conditions	47
A1	p-values des valeurs d'accélération et de préhension.....	115
A2	p-values des valeurs électromyographiques	116

LISTE DES FIGURES

2.1	Structure et orientation des tendons (Netter, 2004)	3
2.2	Structure d'un organe tendineux de Golgi (OTG) (Purves, 2005).....	4
2.3	Coupe transversale d'un muscle (Chaffin, 2006) et fonctionnement du complexe actine-myosine (McArdle, 2001)	5
2.4	Fuseau neuromusculaire et ses afférences (Purves, 2005)	7
2.5	Un neurone myélinisé (Purves, 2005)	9
2.6	Moments de force qualitatifs à l'épaule nul (1), important (2) et très important (3)	10
2.7	Situation fictive de moment de force exercé au poignet en manipulation d'outil sans contact avec la surface de travail	11
2.8	Fréquences occasionnant le plus de dommages au système main-bras (CCHST, 2008).....	13
2.9	Normes de la directive européenne 2002/44/CE d'exposition aux vibrations	19
2.10	Axes de vibration utilisés lors de l'expérimentation (Z : axe principal).....	20
2.11	Mécanismes de blessures selon McGill (1997).....	26
3.1	Exemples de moments de force induits par le pot vibrant	33
3.2	Forces de poussées appliquées sur la poignée	34
3.3	Représentation schématique du trapèze supérieur (Trapezius superior)	36
3.4	Représentation schématique de deltoïde antérieur (Deltoideus anterior).....	37
3.5	Représentation schématique du biceps brachial (biceps brachii).....	37
3.6	Représentation schématique du triceps brachial (triceps brachii).....	37
3.7	Représentation schématique du long extenseur radial du carpe (Extensor carpi radialis longus)	38
3.8	Représentation schématique de l'extenseur commun des doigts (Extensor digitorum).....	38
3.9	Représentation schématique du fléchisseur superficiel des doigts (Flexor digitorum superficialis)	38
3.10	Représentation schématique du fléchisseur ulnaire du carpe (Flexor carpi ulnaris).....	38
3.11	Position des marqueurs pour l'analyse cinématique	41
4.1	Démonstration de la mesure des angles absolus	45

4.2	Démonstration de la mesure des angles relatifs	46
4.3	Force de préhension (N) enregistrée en fonction des variables de moments de force (Nm) ou de fréquences de vibrations (Nm)	48
4.4	Amplitude de vibration (m/s^2) en fonction du moment de force (Nm).....	50
4.5	Amplitude de vibration (m/s^2) en fonction de la force de poussée	51
4.6	Interaction entre la force de poussée (N) et du moment de force (Nm) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) à l'avant-bras dans l'axe des Z	52
4.7	Interaction entre la force de poussée (N) et du moment de force (Nm) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) pour le poignet dans l'axe des Z	53
4.8	Amplitude de vibration (m/s^2) en fonction des fréquences de vibration	57
4.9	Amplitude de vibration (m/s^2) à l'avant-bras dans l'axe des Z en fonction de l'amplitude de vibration à la poignée (m/s^2)	58
4.10	Interaction entre l'amplitude de vibration (m/s^2) à la poignée et du moment de force (Nm) à l'avant-bras sur l'amplitude de vibration (m/s^2) dans l'axe des Z	59
4.11	Interaction entre la fréquence de vibration (Hz) et du moment de force (Nm) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) à l'avant-bras dans l'axe des Z	60
4.12	Interaction entre l'amplitude de vibration à la poignée (m/s^2) et du moment de force (Nm) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) pour le poignet dans l'axe des Z	61
4.13	Interaction entre le moment de force (Nm) et de la fréquence de vibration (Hz) sur l'amplitude de vibration pour le poignet (m/s^2) dans l'axe des Z	62
4.14	Interaction entre la force de poussée (N) et de la fréquence de vibration (Hz) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) pour le poignet dans l'axe des Z	63
4.15	Interaction entre l'amplitude de vibration à la poignée (m/s^2) et de la fréquence de vibration (Hz) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) pour le poignet dans l'axe des Z	64
4.16	Interaction entre le moment de force (Nm) et de l'amplitude de vibration à la poignée (m/s^2) sur l'amplitude de vibration pour le poignet (m/s^2) dans l'axe des Y.....	65
4.17	Interaction entre moment de force (Nm) et de la fréquence de vibration (Hz) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) pour le poignet dans l'axe des Y	66
4.18	Pourcentage de contraction volontaire maximale moyen ($\%CVM_{moy}$) de l'ensemble des muscles en fonction du moment de force (Nm)	72

4.19	Pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM _{moy}) des muscles en fonction de la force de poussée (N)	74
4.20	Interaction entre la force de poussée (N) et du moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM _{moy}) du deltoïde antérieur	75
4.21	Interaction entre la force de poussée (N) et du moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM _{moy}) du biceps brachial	76
4.22	Interaction entre la force de poussée (N) et du moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM _{moy}) du triceps brachial.	77
4.23	Interaction entre force de poussée (N) et du moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM _{moy}) du muscle long extenseur radial du carpe	78
4.24	Interaction entre la force de poussée (N) et du moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM _{moy}) muscle extenseur commun des doigts	79
4.25	Pourcentage de contraction musculaire (%CVM _{moy}) en fonction des fréquences de vibration sur les muscles étudiés	85
4.26	Pourcentage de contraction volontaire maximale moyen %CVM _{moy} du muscle biceps brachial en fonction des différentes amplitudes de vibration (m/s ²)	87
4.27	Interaction entre l'amplitude (m/s ²) et de la force de poussée (N) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM _{moy}) du muscle deltoïde antérieur	88
4.28	Interaction entre la force de poussée (N) et de la fréquence de vibration (Hz) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM _{moy}) du muscle extenseur commun des doigts.	89
4.29	Pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM _{moy}) des muscles en fonction du groupe	93
4.30	Interaction entre le somatotype et de la fréquence (Hz) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM _{moy}) du muscle trapèze supérieur	94
4.31	Interaction entre le somatotype et de la force de poussée (N) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM _{moy}) du biceps brachial	95

4.32	Interaction entre le groupe et les moments de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM) du long extenseur radial du carpe	96
4.33	Interaction entre le groupe et les moments de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM _{moy}) du muscle fléchisseur superficiel des doigts	97

RÉSUMÉ

Les vibrations main-bras sont spécifiquement reconnues pour être la cause du syndrome des vibrations, une maladie atteignant les doigts et la main à des niveaux vasculaires, musculo-squelettiques et neurosensoriels. De longues durées et de fortes intensités de vibration peuvent accélérer l'apparition des symptômes. De plus, des muscles soumis à la vibration ont tendance se contracter involontairement de façon plus intense que sans vibration: c'est le réflexe tonique vibratoire. Or, une plus grande rigidité musculaire est associée à une plus grande transmission de vibration aux structures corporelles. Le but de cette étude était de mesurer la transmission de vibration et mesurer le taux de contraction des muscles par électromyographie en fonction de différents paramètres de force de poussée, de moment de force, de fréquence et d'amplitude de vibration. De plus, les somatotypes ectomorphes et mésomorphes ont été comparés afin de déterminer si des gens de avec plus ou moins de masse musculaire obtenaient des résultats différents.

Douze participants (six ectomorphes et six mésomorphes) ont participé à cette expérimentation. Cette expérimentation durait environ 3h et comportait 81 essais en fonction d'une combinaison des trois niveaux de chacune des quatre variables (poussée, moment de force, amplitude de vibration et fréquence de vibration).

Le somatotype n'a pas eu d'effet notable ni sur la vibration et peu sur le réflexe tonique vibratoire. Les variables biomécaniques (moment de force, force de poussée) ont généralement eu pour effet d'augmenter la transmission de vibration ainsi que les scores d'EMG. Les variables de vibration ont permis de déceler la présence d'un réflexe tonique vibratoire significatif mais de faible importance.

MOTS-CLÉS : Électromyographie, outils vibrants, réflexe tonique vibratoire, somatotype, moment de force.

CHAPITRE I INTRODUCTION

Cette étude fait partie du projet de recherche portant sur la « Quantification des paramètres biomécaniques, somesthésiques, proprioceptifs et moteurs qui affectent les composantes musculaires du système main-bras lors de l'utilisation d'outils vibrants. » Il s'agit d'un projet de recherche en deux phases qui est subventionné par l'Institut de Recherche Robert-Sauvé en Santé et Sécurité au travail (IRSST). Cette étude, menée par le professeur Denis Marchand, vise à réaliser la phase II du projet.

Les paramètres biomécaniques et sensorimoteurs qui seront contrôlés seront le moment de force induit par l'outil vibrant, la force de poussée appliquée sur la poignée, l'amplitude de vibration, la fréquence de vibration et le somatotype du participant (ectomorphe ou mésomorphe). La « réponse biodynamique » est le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM_{moy}) des muscles concernés, qui seront analysés par électromyographie (EMG). Cette réponse devrait être influencée par l'interaction des différents facteurs présentés précédemment.

Ce projet trouve sa raison d'être par le fait que la vibration main-bras peut induire de nombreux problèmes de santé, dont la perte de sensation dans les doigts ; des attaques de blanchiment alors qu'ils sont exposés au froid ; la perte de sensibilité kinesthésique ; la perte de force de préhension ; des kystes sur les os des doigts et des poignets. Le syndrome des « doigts blancs » appelé aussi le « Phénomène de Raynaud » peut aussi être causées ou aggravées par la vibration main-bras (Centre Canadien d'Hygiène et de Sécurité au Travail, 2008, Bovenzi et al., 2006).

Si l'apparition du Syndrome de Raynaud ou de l'atteinte vasculaire suite à l'exposition aux vibrations est relativement bien documentée, il reste qu'un lien de

cause à effet n'est pas clairement établi pour les troubles musculosquelettiques. Or, de nombreux secteurs d'activités sont concernés par les effets sur la santé des outils vibrants, vu l'importance relative de ces derniers lors de la réalisation d'une multitude de tâches: secteur de l'automobile, secteur des mines, secteur de la construction, secteur de la fabrication de meubles, secteur de la fabrication de produits métalliques et le secteur de l'exploitation forestière.

Au Canada et au Québec, la répartition des secteurs n'est pas divisée exactement de cette façon. Les secteurs dont les ouvriers seraient touchés par les vibrations seraient ceux-ci : Agriculture (Can : 303 400 ; Qc : 53 300), Forêts, pêches, pétrole et gaz (Can : 330 900 ; Qc : 30 600), Construction (Canada : 1225 800 ; Qc : 232 500), Industries manufacturières (Can : 1 752 800 ; Qc : 501 900). Cela nous fait un total de 3,61 millions de travailleurs potentiellement exposés aux vibrations au Canada, contre 1,13 millions de travailleurs au Québec. À noter qu'au Canada, il y a 17,12 millions de travailleurs et 3,92 millions de travailleurs au Québec. À noter qu'il y a environ 33,7 millions d'habitants au Canada (Statistique Canada, 2010). De plus amples statistiques sont disponibles à l'annexe 1.

Il n'est cependant pas raisonnable de penser que 3,612M de personnes sont exposées aux vibrations au travail à travers le Canada. Cependant, les outils vibrants sont partout : les perceuses, marteaux pneumatiques, boulonneuses, marteaux piqueurs, sableuses orbitales et autres outils se retrouvent dans une panoplie de milieux industriels, commerciaux et résidentiels.

Cette étude a pour but de quantifier l'effet de certains paramètres retrouvés lors de la manipulation d'outils vibrants. Les conclusions de cette étude pourraient servir à établir des lignes directrices d'utilisations des outils pour les travailleurs. Elles pourraient aussi servir à baliser certains facteurs de conception pour des manufacturiers d'outils énergisés vibrants.

CHAPITRE II RECENSION DES ÉCRITS

2.1 Anatomie, physiologie et structures pertinentes

Les troubles musculo-squelettiques en lien avec l'utilisation d'outils vibrants affectent le plus souvent les trois structures suivantes : les muscles, les tendons et les cartilages articulaires. Les tendons sont responsables de lier des muscles à un point d'origine ou d'insertion osseux afin de transmettre la force des muscles. Cette structure est peu vascularisée, ce qui limite sa récupération en cas de blessure (Woo et Buckwalter, 1988). La figure 2.1, tirée elle aussi de Netter (2004), illustre la structure longiligne des tendons (dans ce cas-ci, les tendons du fléchisseur superficiel des doigts).

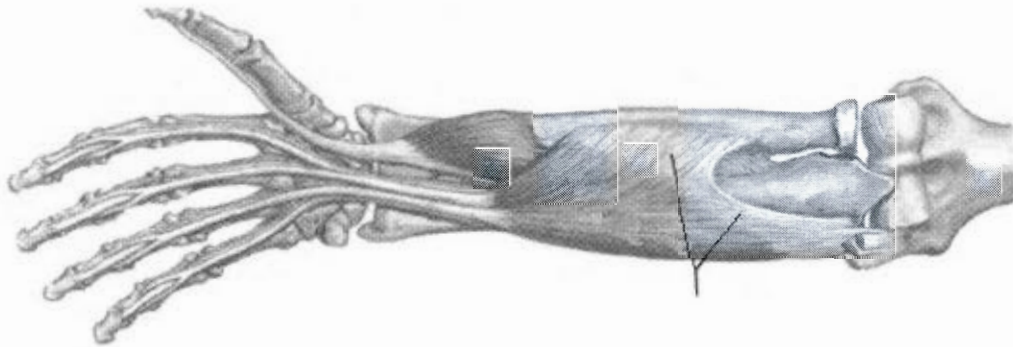


Figure 2.1 : Structure et orientation des tendons (Netter, 2004)

Les tendons sont aussi dotés de propriocepteurs (organes somesthésiques servant à détecter les variations de la tension exercées sur un muscle) appelés organes tendineux de Golgi (OTG). Ces organes, dont on retrouve un schéma à la figure 2.2,

servent à détecter la tension musculaire. Ils sont aussi dotés d'un mécanisme inhibiteur : si les OTG détectent une tension musculaire qui est trop élevée, ils vont envoyer un signal afin d'inhiber la contraction et ainsi empêcher quelqu'un de poursuivre une action potentiellement dangereuse (Gregory et al., 2003).

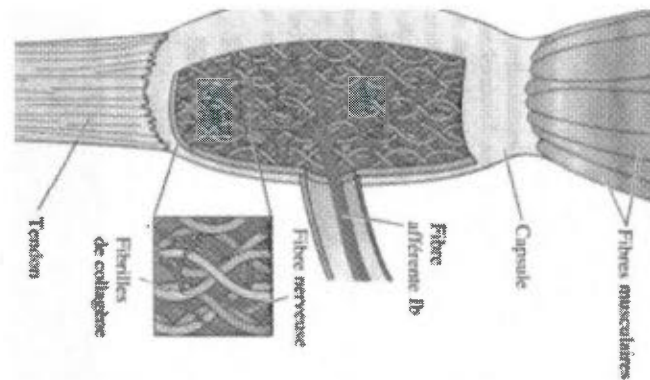


Figure 2.2 : Structure d'un organe tendineux de Golgi (OTG) (Purves, 2005)

Le muscle squelettique, quant à lui, est un tissu contractile composé de fibres musculaires, elles-mêmes composées de quelques unités appelées myofibrilles. Ces dernières sont constituées de plusieurs filaments, dont un d'actine et un de myosine. Ce sont ces composantes qui sont responsables de la contraction musculaire : la myosine est constituée de « têtes » qui peuvent s'accrocher à des sites spécifiques sur le filament d'actine. Ce phénomène a lieu suite aux influx nerveux des contractions musculaires. La figure 2.3 montre une coupe transversale d'un muscle et la structure du tissu contractile, ainsi qu'un schéma d'une activité du complexe actine-myosine.

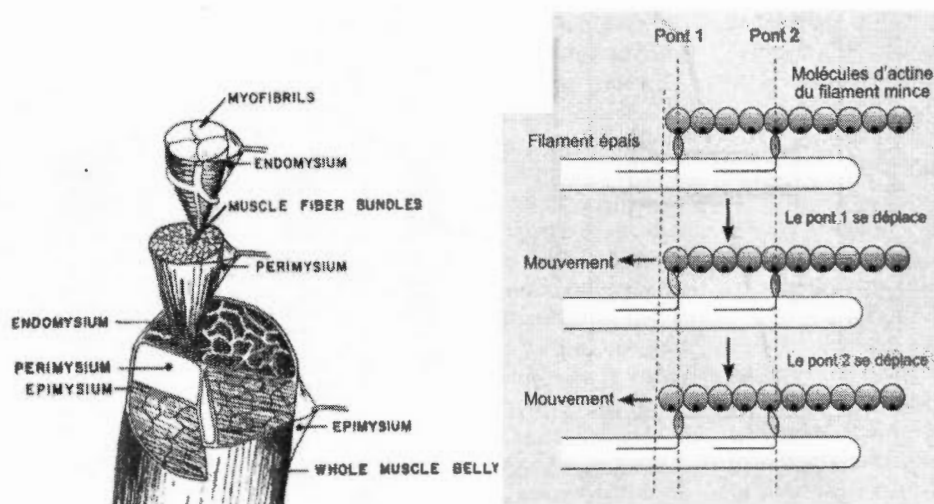


Figure 2.3 : Coupe transversale d'un muscle (Chaffin, 2006) et fonctionnement du complexe actine-myosine (McArdle, 2001)

Les muscles sont des tissus très vascularisés qui peuvent générer de la force. Trois types de contractions sont communément identifiées : concentriques, excentriques et isométriques (Harre, 1976 ; Martin, 1977).

Une contraction concentrique a lieu lorsque les têtes de myosine s'accrochent et attirent les filaments d'actine ; il y a alors raccourcissement du muscle. Soulever un outil serait une contraction concentrique. La contraction excentrique a lieu lorsque les têtes de myosine « retiennent » les filaments d'actine ; il y a alors effort du muscle pendant alors son allongement. Les contractions excentriques placent les fibres musculaires dans une situation à haut risque de microdéchirures (Leiber & Friden, 1999). Tenter de retenir une pièce trop lourde en train de tomber serait une contraction excentrique ; le contrecoup d'un outil à percussion représente également un effort excentrique (Lin et al, 2003). La contraction isométrique a lieu lorsque les têtes de myosine tentent de rapprocher les filaments d'actine mais ne peuvent pas raccourcir ni allonger le muscle (par exemple, en tentant d'exercer une force sur un

objet qui ne se déplace pas). Maintenir un outil à une hauteur de travail et garder la gâchette enfoncée serait une contraction isométrique.

Si les muscles sont des tissus vascularisés, ils sont cependant vulnérables à l'ischémie lors de contractions isométriques. Sjøgaard et al. (1986, 2004) rapportent que lors de contractions isométriques sollicitant entre 10 et 20% des fibres musculaires, la circulation sanguine est perturbée en raison de la compression des vaisseaux sanguins. L'ischémie qui s'en suit est néfaste en raison de l'absence de nutriments neufs (glucides, lipides, oxygène) amenés par le sang, et en raison de l'accumulation de déchets métaboliques (acide lactique, ions de calcium). Il en résulte une fatigue musculaire : dans ces conditions sous-optimales, le muscle ne peut renouveler ses réserves d'ATP au complet, ce qui induit une baisse de la capacité de contraction.

En contrepartie, les contractions dynamiques avec des périodes de « repos » (sollicitation inférieure à 10% des fibres musculaires) permettent au muscle de faire circuler le sang. D'une part les vaisseaux sanguins sont comprimés par intermittence ; d'autre part, les veines, qui sont des vaisseaux sanguins sans gaine musculaire (contrairement aux artères, qui en sont dotées), sont comprimées par les contractions musculaires, ce qui fait un effet de pompe et permet d'accélérer le transit du sang « usé ». Ce phénomène est appelé « pompe veineuse » (Woo & Buckwalter, 1988).

Les muscles ont aussi leurs propriocepteurs, appelés fuseaux neuromusculaires (FN). Il s'agit de fibres musculaires et nerveuses (motrices et sensibles) s'insérant dans le même sens que les autres fibres d'un muscle. Ces récepteurs ont deux rôles : les afférences de type Ia détectent les changements de longueur, tandis que les afférences de type II signalent plutôt la longueur absolue du muscle (Fallon, 2007). Les FN ont cependant des afférences nerveuses effectuant une boucle passant par la moelle épinière, toujours dans le but d'informer le cerveau de la position des membres. Les FN sont aussi responsables de ce que l'on appelle les réflexes myotendineux : l'étirement subit du muscle est détecté par le FN, qui réagit en déclenchant une

boucle réflexe d'excitation musculaire par la moelle épinière. Le médecin qui teste les réflexes de son patient en donnant un léger coup de marteau sur son tendon rotulien est un exemple de ce phénomène (Hunt et Kuffler, 1951). La figure 2.4 montre la structure d'un FN dans un muscle.

Les fuseaux neuromusculaires de type Ia ont aussi la caractéristique d'être des propriocepteurs et récepteurs à adaptation rapide, ce qui signifie qu'ils répondent aux changements de stimulus. À titre comparatif, les récepteurs somesthésiques de la peau sont plutôt à adaptation lente : un phénomène d'habituation fait que les vêtements que l'on porte sont éventuellement « ignorés » par nos centres supérieurs, le stimulus étant constant.

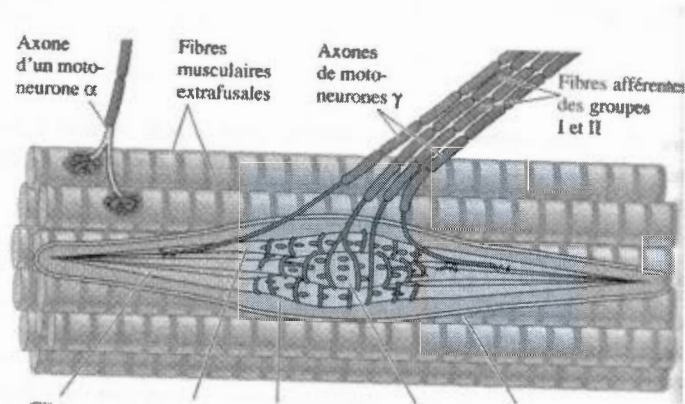


Figure 2.4 : Fuseau neuromusculaire et ses afférences (Purves, 2005)

Les FN sont particulièrement vulnérables à la vibration : en effet, cette dernière stimule les FN en raison d'allongement et de raccourcissement perpétuels. En retour, les FN vont entraîner une boucle réflexe dans la zone stimulée par vibration, ce qui peut occasionner une augmentation du niveau d'effort (Martin et Park, 1993, Park et Martin, 1997). Ce phénomène, connu sous le nom de réflexe tonique vibratoire (RTV), est décrit en détail plus loin.

Il serait de plus pertinent de citer la présence des nerfs, plus précisément des neurones. Ces derniers servent à conduire les potentiels d'actions des centres supérieurs jusqu'à un effecteur (par exemple, l'aire motrice supplémentaire dans le lobe frontal du cerveau projette un petit pourcentage de neurones jusqu'à un muscle par la moelle épinière). Les neurones agissent toujours en réseau : il n'y a pas qu'un neurone entre le cerveau et un effecteur, mais plusieurs. Le « tronc » ou « fil conducteur » d'un neurone est appelé axone, et ces derniers peuvent être myélinisés ou non-myélinisés. La myéline forme une gaine qui augmente la conductivité d'un axone, de façon similaire à une gaine de caoutchouc sur un fil électrique (Govindaraju, 2005). Les neurones sont des structures qui peuvent être endommagées suite à l'exposition à la vibration (Govindaraju 2005, 2007); de plus amples détails sont disponibles plus bas. Un groupement de neurones s'assemblent en noyaux (pour les somas) et en nerfs (pour les axones), qui innervent l'ensemble des structures du corps et peuvent être lésés eux aussi. L'exemple le plus concret est sans doute le nerf médian qui passe dans la face antérieure de l'avant-bras. Les mouvements de flexion-extensions du poignet ainsi que les efforts intenses répétitifs en préhension (tels que l'utilisation d'outils à percussion) peuvent causer de l'inflammation aux tendons de la gaine tendineuse du poignet, tendons qui peuvent comprimer les nerfs et occasionner les symptômes du syndrome du tunnel carpien (Werner et al., 1997). La figure 2.5 représente un schéma de neurone myélinisé.

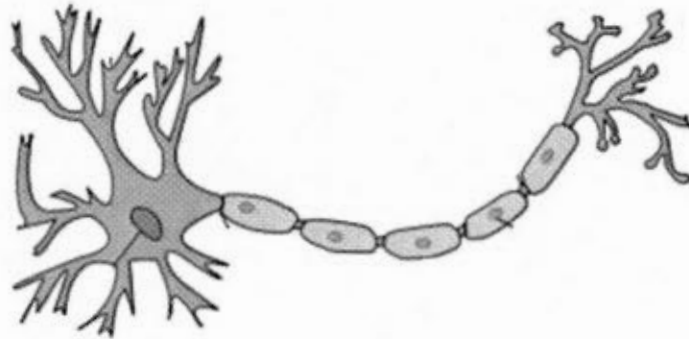


Figure 2.5 : Un neurone myélinisé (Purves, 2005)

2.2 Moments de force exercés par le segment et l'outil

Une variable biomécanique importante à considérer pour expliquer les niveaux de sollicitation musculaire impliquée par le maintien de certaines postures d'outils est le moment de force.

Le moment de force se définit comme étant une force (en Newton, N) s'appliquant perpendiculairement sur un bras de levier (en mètres, m), ce qui induit une force de rotation sur le membre ou segment observé. Cette force de rotation est horaire ou anti-horaire, en fonction de la position et de la direction de la force, et se transmet aux segments distaux vers les segments proximaux. Le moment de force se calcule en multipliant la force sur le bras de levier et donne une valeur en Newton-mètres ou Nm. Cet indice sert à quantifier la difficulté relative d'une posture à un moment précis (McGorry, 2001). La figure 2.6 illustre l'effet de l'allongement du bras de levier sur le moment de force à l'épaule.

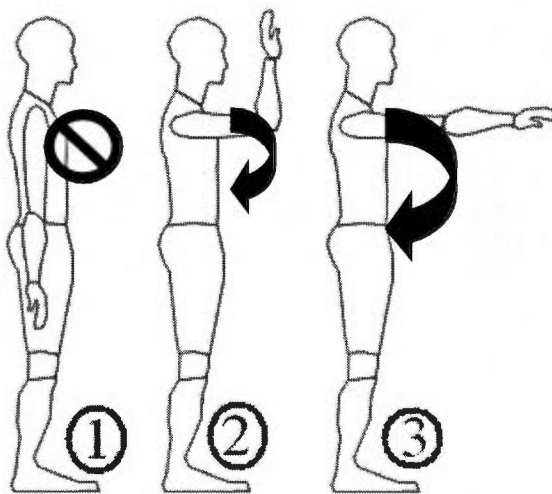


Figure 2.6 : Moments de force qualitatifs à l'épaule nul (1), important (2) et très important (3).

La notion de moment de force s'applique non seulement aux segments corporels mais aussi aux outils. Afin de bien le calculer, il faut être équipé d'un dynamomètre et d'un outil s'apparentant à une pince. On installe alors l'outil de la même manière qu'il serait employé dans un lieu de travail dans la pince, au niveau du centre de prise de l'outil. On applique ensuite le dynamomètre à l'extrémité de l'outil qui tombe, et on recueille la force (en N) grâce au dynamomètre. On mesure ensuite la distance horizontale entre le centre de prise et le point d'application du dynamomètre, ce qui nous donne le bras de résistance de l'outil (en m). On comprend donc que des outils plus lourds et plus longs occasionneront un moment de force au poignet plus important.

L'outil génère donc un moment de force qui sera transféré au poignet (à moins d'être en contact avec la surface de travail). Cela signifie concrètement un coût musculaire plus élevé pour les muscles du poignet ainsi qu'une force de préhension à déployer plus élevée pour le travailleur, car ce dernier doit manipuler l'outil de manière

optimale afin d'effectuer ses tâches correctement. La figure 2.7 représente ce phénomène.

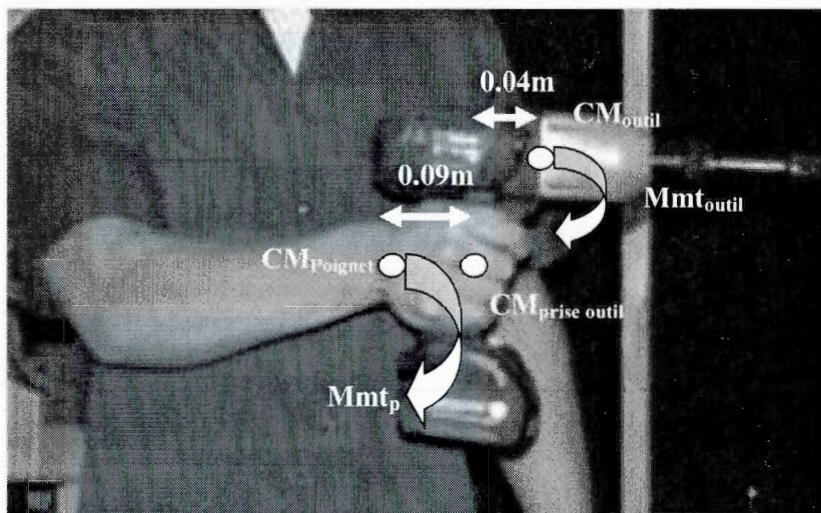


Figure 2.7 : Situation fictive de moment de force exercé au poignet en manipulation d'outil sans contact avec la surface de travail

Dans cette situation fictive, l'outil pèse 10N ; le centre de masse de l'outil est éloigné de 0.04 CM du centre de la prise ; la distance entre le centre de prise de l'objet et le poignet est de 0.09 CM et celui engendré par le poids de la main et de l'outil au niveau du poignet. On calcule dans un premier temps le moment de force de l'outil à la prise. Le poing fermé fait 0.08m de long et le segment pèse 5N.

Moment de force de l'outil = force * longueur

$$Mmt_{outil} = f_{outil} * l_{outil}$$

$$Mmt_{outil} = 10N * 0.04m$$

$$Mmt_{outil} = 0.4Nm$$

Ce moment de force de l'outil se répercute sur le moment de force au poignet :

$$Mmt_p = Mmt_{outil} + (CM_{main} * (F_{mmt} + F_{outil}))$$

$$Mmt_p = 0.4Nm + (0.09m * (5N + 10N))$$

$$Mmt_p = 0.4Nm + 1.35Nm$$

$$Mmt_p = 1.75Nm$$

L'intérêt de cette condition expérimentale vient du fait qu'une force en rotation vers l'avant et le bas entraînera une déviation ulnaire, qui devra être contrée par une contraction des muscles déviateurs radiaux. On tentera donc de déterminer l'effet d'un moment de force plus ou moins élevé sur le taux de contraction volontaire maximale moyenne ($\%CVM_{moy}$) des muscles étudiés, en interaction avec les autres variables.

Ajoutons que si la force de préhension n'est pas une variable indépendante (contrairement au volet I de l'étude), on continue de la mesurer en tant que variable dépendante. Dans un contexte où le moment de force au poignet plus élevé entraîne une augmentation de la force de préhension (McGorry, 2001), il est essentiel d'avoir cette donnée. De plus, selon Pyykko et al. (1976), la transmission de la vibration est proportionnelle à la racine cubique de la force de compression sur la poignée.

2.3 Réflexe tonique vibratoire

La vibration est un phénomène qui se décrit comme étant la propagation d'ondes mécaniques dans une matière en vertu d'une certaine amplitude (en millimètres ou en mètres par secondes carrées, m/s^2) et d'une certaine fréquence (en hertz). La vibration se mesure selon trois axes (sagittal, frontal, transversal), tel un vecteur. Tant l'accélération que la fréquence sont mesurés avec des accéléromètres, piézoélectriques ou piézorésistants (Griffin, 1997 ; Marcotte et al. 2006).

Afin de considérer la réponse d'une main humaine aux vibrations, on utilise une pondération fréquentielle en se servant de bande en tiers d'octave. Les bande en tiers d'octave sont un moyen d'analyser le contenu fréquentiel dans une fourchette plus ou moins grande afin de diminuer la quantité d'informations à traiter, le spectre de vibrations des outils ou des véhicules étant très large. Selon la norme ISO 5349 sur

le mesurage et évaluation de l'exposition des individus aux vibrations transmises par la main (2001), les fréquences occasionnant le plus de troubles de santé (sensoriels, vasculaires, musculosquelettiques) se situe entre 8 et 16Hz : c'est ce qu'illustre la figure 2.8. Il faut nuancer « les troubles de santé » avec la fréquence de résonance, qui est une fourchette de fréquences qui maximise la transmission de vibration. Pyykko et al. (1976), Kihlberg (1995), Marcotte et al. (2006), Adewusi et al. (2010) identifient les fréquences de résonance au poignet comme étant de 30-50Hz. Pour Dong et al. (2007), la fréquence de résonance au coude est sous la barre des 25Hz.

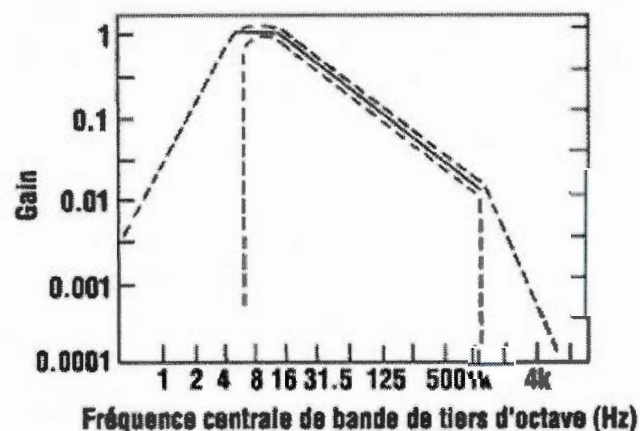


Figure 2.8 : Fréquences occasionnant le plus de dommages au système main-bras (CCHST, 2008)

La vibration entraîne une augmentation de la force de préhension : c'est le « réflexe tonique vibratoire » (RTV) (Eklund et Hagbarth, 1966, Park et Martin, 1993, 1997). Comme il a été dit plus haut, c'est la manifestation d'un réflexe induit lors de la stimulation de fuseaux neuromusculaires. Ces derniers, stimulés par leur étirement induit par la vibration, vont générer des impulsions qui se propagent vers la moelle épinière et activent directement les motoneurons du muscle vibré, qui se traduit concrètement par une contraction du muscle dont les FN sont stimulés (boucle ou arc

réflexe). Si l'exemple du médecin évaluant les réflexes de son patient à l'aide d'un marteau a été cité plus haut, il faut plutôt imaginer ici que chaque onde vibratoire représente un coup de marteau – et donc une contraction réflexe soutenue (Burke et al. 1976). Le RTV est cependant un phénomène éphémère : Martin et Park (1993) rapportent qu'après 30s de saisie avec vibration, les valeurs de %CVM des fléchisseurs des doigts de leurs participants diminuent, ce que les auteurs attribuent à l'adaptation des fuseaux neuromusculaires. De faibles amplitudes de vibration peuvent également ne pas susciter de RTV.

Armstrong et al. (1987) ont aussi étudié le RTV ainsi que la vibration générée par des outils énergisés manipulés par des travailleurs. De multiples fréquences et amplitudes de vibration ont été étudiées, et il en ressort que c'est entre 40 et 100Hz que l'augmentation de la force de préhension est la plus marquée. Armstrong et ses collaborateurs ajoutent que l'exposition à la vibration peut contribuer à augmenter l'incidence de syndrome du tunnel carpien à cause de cette force de préhension supplémentaire. Comme le souligne Keir et al. (1997), l'augmentation de la force de préhension se traduit par une augmentation de la pression interne du canal carpien et ainsi du risque de développer un syndrome du tunnel carpien.

Au niveau de la préhension, Johansson et Westling (1984) ont observé que la préhension d'une prise en pince est toujours proportionnelle au poids et au déplacement de l'objet, suffisant pour le déplacer mais sans déployer trop de force de manière à se fatiguer prématurément, un phénomène qu'ils décrivent comme étant une « marge de sécurité » que s'accordent les participants. Cette marge de sécurité proviendrait de la capacité des récepteurs somesthésiques de la peau d'évaluer la friction entre la peau et l'objet tenu, ce qui renseigne les centres supérieurs sur la force de préhension à appliquer. De plus, en anesthésiant les efférences motrices et en répétant l'expérience avec des objets de faible friction, les auteurs ont remarqué qu'après quelques essais les participants, qui échappaient les objets au départ, apprenaient à les retenir. Ils attribuaient cette réaction aux capteurs somesthésiques,

qui renseignaient les participants sur le glissement de l'objet malgré leur saisie. Ainsi, la force de préhension pourrait aussi être affectée par les capteurs somesthésiques.

Martin et Park (1993, 1997), ont continué à explorer les effets de la vibration sur le taux de contraction volontaire maximale moyenne, ou %CVM, et ont découvert que même des participants entraînés à maintenir une force de référence (grâce à une mesure étalon visuelle) ont une augmentation plus marquée de leur %CV à 100Hz (la « fréquence harmonique »). La vibration était cependant appliquée directement sur le tendon, perpendiculairement au muscle. Les fréquences autour de 100Hz font un effet de « cloche » sur les résultats : là où 100Hz est le sommet de la cloche, plus on s'éloigne de ce pic, moins l'augmentation de %CV est grande. Différentes forces de préhension de base ont été utilisées : 5, 10 et 20% de la force de préhension maximale. Les résultats démontrent que plus la force de préhension de référence est faible, plus le RTV est important. Les auteurs en concluent que le RTV se manifeste plus lorsque plus de fibres sont disponibles au recrutement. Remarquons aussi une augmentation en soubresaut du %CV à 150Hz, ce que Martin et Park (1993) ont expliqué comme étant une « fréquence subharmonique » à laquelle les fuseaux neuromusculaires enclenchent une réaction via les unités motrices qui réagissent de façon similaire mais moins prononcée qu'à une fréquence de 100Hz. De plus, Martin et Park déduisent que la vibration induit une certaine synchronisation des unités motrices à cause du RTV.

Il peut alors être pertinent de savoir quelles sont les fréquences auxquelles les propriocepteurs répondent de manière maximale. C'est ce que Roll et al. (1989) ont tenté de découvrir en soumettant les propriocepteurs à diverses fréquences et amplitudes de vibration. Il advient que les FN répondent lors de vibrations de fréquence d'environ 100Hz. Les organes tendineux de Golgi répondent plutôt vers 20Hz. Dans les deux cas, la stimulation par vibration pourrait expliquer une augmentation de la force générée par les muscles de la préhension. Comme il a été vu précédemment, les FN ont effectivement été perturbés par la vibration en s'allongeant

et en se raccourcissant, ce qui a stimulé la boucle réflexe et pourrait certainement expliquer l'augmentation de la force constatée par Park et Martin (1997).

Bongiovanni et al. (1990a, 1990b) et Shinohara (2005) ont cependant constaté que si le RTV avait lieu suite à de courtes expositions à la vibration, l'exposition prolongée à la vibration (au-delà de 10-20s) pourrait au contraire contribuer à diminuer le %CVM lors de contractions maximales. Ils constatent de plus que lors de contractions sous-maximales des muscles de la main, les fluctuations de force sont plus importantes, et que l'on observe toujours une diminution du %CVM après une période de 20s. Shinohara émet l'hypothèse que la vibration n'empêcherait pas la transmission des commandes motrices d'avoir lieu, mais que la vibration a un effet d'inhibition sur les motoneurones Ia. Les motoneurones seraient donc incapables de fournir leur plein potentiel de stimulation. Les fréquences utilisées par ces chercheurs allaient de 75 à 150Hz.

Miall et al. (2000) ont utilisé un paradigme expérimental différent de celui de Roll, visant à évaluer si la perturbation des propriocepteurs pouvait affecter la bonne réalisation d'une tâche. Leur expérience consistait en des participants qui devaient effectuer une tâche d'évaluation subjective de poids avec ou sans vibration. Les participants ont effectivement été perturbés, n'évaluant pas bien la variation du poids de la charge : sans vibration, leurs estimations correctes étaient d'environ 63% des essais contre 54% d'estimations correctes avec vibration. Cette expérience ne portait pas uniquement sur des participants sains, mais aussi sur un participant sans afférences proprioceptives.

Radwin et al. (1987) ont aussi exploré la fatigue musculaire suite à des tâches de préhension avec vibration. Ils constatent qu'une amplitude de vibration plus élevée induit un RTV et un %CVM plus élevé, du moins en comparant des fréquences de 40 et 160Hz à des amplitudes de 9 et 49 m/s^2 . Le RTV pourrait cependant être inhibé si le participant en a conscience, et spécialement s'il a accès à un dispositif visuel qui

rapporte la force utilisée (Park et Martin, 1993, 1997). De plus, ces chercheurs font remarquer que la vibration d'un outil tenu à une main va se propager jusqu'au coude jusqu'à environ 100Hz, et qu'au-delà de 100Hz la vibration est transmise principalement dans les doigts et la main. Ils ajoutent aussi que plus un outil est saisi fermement, plus la quantité de vibration transmise au bras est importante, ce qui pourrait contribuer à des atteintes aux tissus. Il est aussi pertinent de noter que Shinohara (2005) a observé une décharge maximale des fuseaux neuromusculaires à 180Hz.

Aström et al. (2009) ont eux aussi émis l'hypothèse qu'une cause des TMS pouvait résider dans une fatigue musculaire induite par la vibration. Ils ont alors mis les participants dans une situation d'effort statique (élévation de l'omoplate avec charge) pendant 3 minutes, en mesurant leur %CVM et la fréquence du spectre de puissance de l'EMG (une baisse de la fréquence de contraction témoigne d'une fatigue musculaire) et en les soumettant ou non à des vibrations. Il en est ressorti des résultats non-significatifs, et les auteurs concluent que dans les paramètres de leur étude, la vibration ne semble pas affecter la fatigue musculaire.

2.4 Caractéristiques de certains outils vibrants

Chaque onde vibratoire a un paramètre fréquentiel décrit en Hertz et un paramètre d'accélération en m/s^2 . Le tableau 2.1 démonte les amplitudes de vibration pondérées de catégories d'outils énergisés communément utilisés en milieu de travail. Les outils ont été testés par la *Umeå University*, plus spécifiquement par son département de *Occupational and Environmental Medicine* (aucune date n'est spécifiée). Leur étude a circonscrit certaines fréquences à certaines sources d'exposition (dans le cas qui nous intéresse, les outils à main vibrent de 6.3 à 1250 Hz), les amplitudes de vibration peuvent être beaucoup plus variables.

Tableau 2.1 : Amplitude de vibration (m/s^2) de certaines catégories d'outils énergisés

Outils	Moyenne	Écart- Type	Maximum	Minimum
Perceuse	2.8	1.5	13	0.3
Boulonneuse	3.6	4.1	30	1
Sableuse Orbitale	2.8	1.2	8	0.2
Perceuse à roche	17.8	7.9	33.9	4.1
Tournevis électrique	3.6	2.4	10.8	0.2
Scie à chaîne	6.3	3.5	17	2.6
Toutes les valeurs en m/s^2				

L'American Conference of Governmental Industrial Hygienists (ACGIH) a établi en 2001 certaines limites d'expositions pondérées à la durée d'exposition en fonction d'une certaine amplitude de vibration. Le tableau 2.2 montre quelles sont ces limites.

Tableau 2.2 : Limites d'exposition à la vibration pondérée temporellement, selon l'ACGIH (2001)

Durée d'exposition journalière totale (heures)	Valeur maximale de l'accélération pondérée en fréquence (m/s^2), peu importe l'axe
4 heures à moins de 8 heures	4
2 heures à moins de 4 heures	6
1 heure à moins de 2 heures	8
moins de 1 heure	12

Les normes européennes sont basées sur la norme ISO 5349 de la vibration main-bras. On recommande une valeur d'exposition de « prise de gestes concrets » à 2.5m/s^2 ainsi qu'une valeur d'exposition limite absolue de 5m/s^2 , à partir de laquelle les travailleurs ne devraient tout simplement pas être exposés. La figure 2.9 présente une schématisation de cette norme.

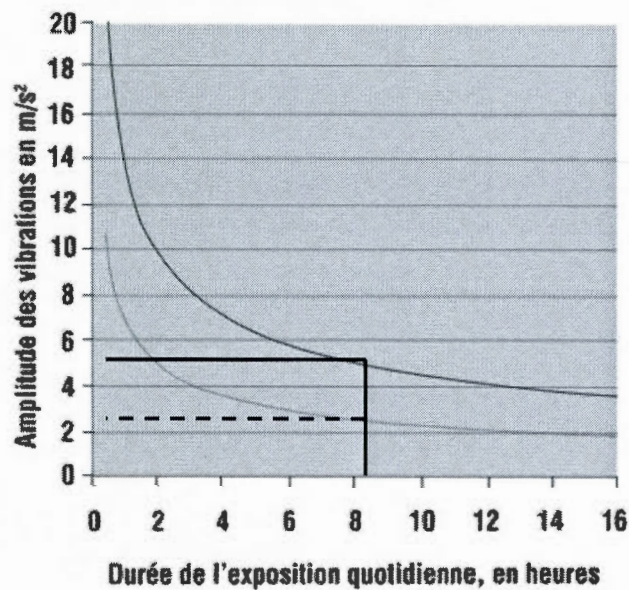


Figure 2.9 : Normes de la directive européenne 2002/44/CE d'exposition aux vibrations

2.5 Force de poussée

La force de poussée, mesurée en newtons, est appliquée dans l'axe Z de la poignée du pot vibrant. Cette force qu'un participant exerce sur la poignée a de l'intérêt dans la mesure où certains outils, tels des perceuses, fonctionnent de manière optimale

lorsqu'une force de poussée y sont appliqués. La figure 2.10 montre les axes tels que mesurés par les accéléromètres. L'axe Z (frontal), aligné avec l'avant-bras, correspond à l'axe habituel où les utilisateurs exercent une force avec les outils à percussion.

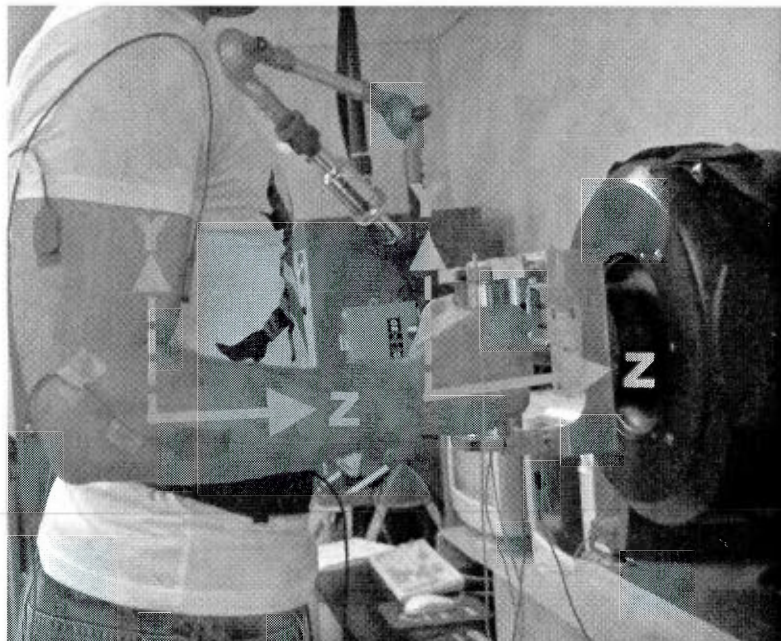


Figure 2.10 : Axes de vibration utilisés lors de l'expérimentation (Z : axe principal)

La force de poussée pourrait contribuer à augmenter l'impédance (la transmissibilité de vibration) du système main-bras. Kihlberg (1995) s'est intéressé à l'influence que pourrait avoir les forces de préhension (20, 40, 75N) et de poussée (0, 50N) sur l'impédance. Suite à son expérimentation, il conclut que tant les forces de préhension et de poussée élevée augmentent l'impédance, ce qu'il attribue à une rigidité accrue des muscles, ce qui facilite la transmission des ondes dans le système main-bras.

Aldien et al. (2005) se servent quant à eux de forces de poussée de 0, 25 et 50N en étudiant la vibration absorbée par le système main-bras. Ils observent que la quantité de vibration transmise augmente en fonction d'une force de poussée plus élevée, surtout lorsque le bras est tendu (épaule est en flexion à 90°) et le coude en extension à 180° (par opposition à lorsque l'épaule n'est pas fléchie et le coude est fléchi à 90°). Dans une étude similaire de paramétrage d'impédance avec des forces de poussée et de préhension, Marcotte et al. (2006) affirment que « l'impédance mécanique est mieux corrélée avec la force de couplage (somme des forces de préhension et de poussée) en dessous de 200Hz, et implique le couplage mécanique de l'ensemble de la structure main-bras ».

Par ailleurs, remarquons que peu d'études portaient sur l'analyse électromyographique des muscles sous vibration combinés à des variables biomécaniques (force de préhension ou force de poussée). Par exemple, Hartung et al. (1993) ont employé un appareillage dont l'angle relatif au coude était de 120°. Les muscles instrumentés étant le fléchisseur superficiel des doigts, le biceps brachial et le triceps brachial. Ils ont utilisé des forces de préhension et de poussée à des niveaux de 12, 25, 50 et 100N. Ils ont constaté une augmentation significative de l'activité électrique du fléchisseur superficiel des doigts lorsque la force de préhension augmentait (pas la poussée). Le biceps brachial et triceps brachial ont eu une augmentation significative lors de l'augmentation de la force de poussée (pas la préhension). Toutefois, cette expérimentation n'a pas permis de montrer de façon significative que la force de couplage induit un RTV.

Gurram et al. (1995) ont effectué une expérimentation avec une posture similaire à celle de la présente étude. Les fréquences étaient de 20, 50, 100, 200, 500 et 1000 Hz ; les amplitudes étaient de 5, 10, 15, 20, 25 et 30 m/s². Les forces de préhension exercées étaient de 25, 50 et 100N. Ils ont constaté une augmentation significative de l'activité électrique du fléchisseur superficiel des doigts lors de l'augmentation de la force de préhension, de l'augmentation de l'amplitude de vibration, mais n'ont pas

décelé de différences en fonction des fréquences de vibration. Ils ne répertorient cependant pas d'interaction significative entre la force de préhension et l'amplitude de vibration.

2.6 Somatotype

Le somatotype fait référence à la composition corporelle des participants. Les participants répondent à l'une de deux catégories de somatotypes, soit ectomorphe ou mésomorphe. Le somatotype ectomorphe représente les gens qui ont peu de masse musculaire et peu de masse grasse tout en ayant une forme très longiligne, tandis que le somatotype mésomorphe représente les gens qui possèdent une masse musculaire plus importante. Il existe un troisième somatotype qui est le type endomorphe, soit les gens avec une plus grande masse grasse. Le somatotype est défini selon les équations de Heath and Carter (1967, 1983), dont on a un exemple de charte à l'Annexe 4.

Les équations de Heath and Carter (1967, 1983) se servent de plusieurs valeurs afin de déterminer le somatotype des gens. Trois plis adipeux sont pris à l'aide d'une pince (« skinfold caliper ») : l'arrière de l'humérus (triceps), sous la scapula (infra-scapulaire), supraspinal (ou supra-illiaque) et mollet. Deux largeurs de structures osseuses sont mesurées : la largeur biépicondyloire de l'humérus et du fémur. La circonférence du biceps brachial fléchi et du mollet contractés sont aussi mesurées. On a finalement besoin de la taille et du poids des participants.

Heath and Carter fournissent ensuite des tableaux et des équations permettant de donner une cote pour chaque somatotype. Si chaque aspect du somatotype est interdépendant avec les autres, remarquons que l'endomorphie dépend principalement de l'importance des plis adipeux ; la mésomorphie dépend principalement des

mesures de largeurs osseuses et de circonférences musculaires ; l'ectomorphie dépend principalement de la taille et du poids (taille / racine carrée du poids).

Le présent mémoire s'intéresse au fait que, si de multiples études et projets de recherche ont été effectués sur l'effet de la vibration sur la force de préhension et du réflexe tonique vibratoire (Park et Martin, 1993, 1997, Armstrong et al., 1987, Roll et al., 1989), peu d'études se sont intéressées à l'effet du somatotype sur la transmission de la vibration au système main-bras.

Parmi elles, Dewangan et Tewari (2009) ont mesuré la quantité de vibration absorbés par le système main-bras chez des opérateurs de houes motorisées. Ils ont pris plusieurs mesures anthropométriques, entre autres le volume de la main, de l'avant-bras et du bras. Ils ont constaté que plus les participants étaient dotés des membres volumineux, moins de vibration était transmise. C'était aussi le cas de Burstrom (1996), qui a fait une étude comprenant 84 participants (40 hommes et 44 femmes). Ce dernier a observé une absorption des vibrations plus faibles en fonction du volume mais aussi de l'épaisseur de la main. Dong et al. (2004) mentionnent aussi que la notion de « densité » d'absorption de vibration, comme quoi l'énergie vibratoire se dilue dans de plus grande quantités de matières. Ils mettent cependant en garde contre cette notion en soulignant que les « points critiques », ou la vibration maximale est localisée, ne sont pas encore clairement établis.

2.7 Description des atteintes et troubles musculosquelettiques

L'exposition à la vibration, sous certaines conditions, peuvent occasionner des blessures. Deux questions se posent alors : quels genre de blessures sont créés, et quels sont les mécanismes les occasionnant? Bovenzi et al. (2006 ; 2010) se penchent sur les deux questions. L'étude de 2006 révèle que le flux sanguin dans les doigts

diminue lors de pression mécanique de ses derniers. Or, avec ajout de vibration à la pression, le flux sanguin diminue de façon plus importante encore. Le flux sanguin diminue aussi dans les doigts adjacents, qui ne sont pas directement exposés à la vibration. L'étude de 2010 établit un lien positif entre une exposition quotidienne importante à la vibration et une perte de sensibilité au froid et à la chaleur. Cette perte de sensibilité serait due à la détérioration des fibres nerveuses de petit diamètre, tant myélinisées que non-myélinisées.

Govindaraju et al. (2005, 2007) ont mené des études portant sur les dommages induits aux nerfs et aux artères de queues de rats (qui ont sensiblement la même résonance vibratoire qu'une main humaine), font remarquer que le froid aggrave le dommage causé par la vibration, ce qui explique pourquoi l'on constate plus de syndromes du doigt blanc dans les contrées tempérées que dans les contrées tropicales. Ils constatent aussi que la vibration semble occasionner une vasoconstriction des vaisseaux sanguins des doigts et des mains en stimulant le système sympathique. Ces expériences, menées sur des rats vivants dont la queue est immobilisée, implique une vibration de fréquences variables (30, 120, 800Hz) mais avec une accélération de 49 m/s^2 . Ils remarquent que si les vibrations de 800Hz causent moins de dégâts à la myéline que des fréquences plus basses, il y a cependant plus d'œdème sur l'axone des neurones étudiés. Ils ajoutent aussi que les queues des rats ont été analysés une seconde fois 24h après la fin de la période de 4h de vibration, pour constater que les dégâts étaient plus sévères que toutes suite après la fin du test.

Au niveau des lésions professionnelles associées à la vibration, la diminution du flux sanguin dans les doigts est ce qui mène au « Vibration white finger syndrome » (VWF), ou syndrome des doigts blancs, aussi appelé syndrome de Raynaud. Ce syndrome, comme son nom l'indique, fait que les doigts de ceux qui en sont atteints deviennent blancs en raison de la détérioration des vaisseaux sanguins ou des neurones qui contrôlent la dilatation et la constriction des vaisseaux. Ces symptômes

sont souvent accompagnés de déficits neurosensoriels, qui se traduisent concrètement par une perte de sensibilité et une perte de dextérité manuelle (Griffin et al. 2003).

Les dommages observés aux axones des neurones concordent assez bien avec les atteintes neurosensorielles rapportées par la littérature. Il existe une échelle de classification de ces déficits : l'échelle de Stockholm (Brammer et al. 1987) pour les déficits vasculaires et neurosensoriels induits par le syndrome de Raynaud. Cette échelle est disponible en annexe. Les durées d'exposition ainsi que la sévérité de l'exposition recommandée ont déjà été présentées. Cependant, la CCHST fournit un tableau statistique présentant diverses professions et le temps de latence précédant l'apparition des symptômes de la maladie de Raynaud. La période de latence en fonction de l'apparition des symptômes est décrite au tableau 2.3.

Tableau 2.3 : Période de latence avant apparition de symptômes du syndrome de Raynaud dans diverses professions (CCHST, 2008).

Périodes latentes moyennes pour les maladies causées par les vibrations dans différentes professions		
Profession	Stade du doigt mort causé par les vibrations	Période latente (années)
Travailleur de fonderie	Picotement	1.8
	Engourdissement	2
	Pâleur	2.2
Travailleur de chantier Naval	Picotement	9.1
	Engourdissement	12
	Pâleur	16.8
Opérateur de scie à chaîne	Engourdissement	4
Broyeur	Pâleur	13.7

Si les dommages occasionnés ci-haut sont plus de nature vasculaire et neurosensorielle, Armstrong et al. (1987) ont observé l'apparition de ténosynovites (inflammation de la gaine synoviale d'un tendon), de tendinites (inflammation d'un tendon) et de syndromes de De Quervain (téno-synovite du long abducteur et court extenseur du pouce) au membre supérieurs de mécaniciens exposés à la vibration. Une étude épidémiologique regroupant plusieurs recherches (Punnett et al., 2002 ; Nussbaum et al., 2001 ; Grieco et al., 1998 et Byström et al., 1995) rapporte qu'une combinaison de vibrations et de postures contraignantes augmentent les risques de troubles musculo-squelettiques.

Un mécanisme pouvant expliquer ces troubles musculo-squelettiques et autres blessures est schématisé ci-bas. La figure 2.11 décrit ce mécanisme selon McGill (1997).

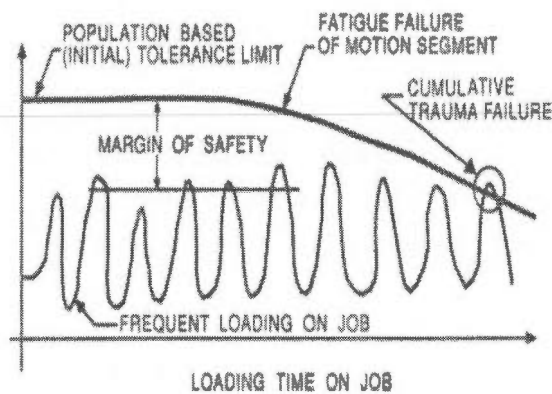


Figure 2.11 : Mécanismes de blessures selon McGill (1997)

Lors d'une exposition prolongée avec peu de repos, la résistance des tissus s'amointrit avec le temps. Or, le travail répété, surtout s'il occasionne des efforts importants, peut finir par outrepasser la résistance des tissus et occasionner une blessure.

Par « résistance des tissus », on entend la capacité des tissus à résister à des impacts uniques ou répétitifs. Remarquons entre autres que l'exposition à la vibration a un effet de vasoconstriction qui limite l'apport de sang, et donc de nutriments, aux tissus. Cela a pour effet de nuire à la récupération et l'endurance des tissus. Des stress mécaniques nuisent aussi à la résistance des tissus. Les tendons, par exemple, servent d'intermédiaire entre la tension musculaire et l'os : si ces derniers subissent des micro-lésions du collagène, leur capacité à subir de la tension s'en trouve atteinte. Des micro-lésions sans repos, avec une tension importante et un nombre de répétition élevées, peut mener à une inflammation du tendon, ou tendinite (Schechtman et Bader, 2001). La vasoconstriction peut aussi avoir lieu lorsqu'une tension musculaire statique à hauteur de 10% du pourcentage de contraction volontaire maximale moyen prend place, ce qui peut comprimer les vaisseaux sanguins et inhiber la circulation (Sjogaard et Kiens, 1986).

En effet, l'utilisation d'une force statique trop importante pourrait à long terme contribuer à l'apparition de symptômes de troubles musculo-squelettiques (Aström et al., 2005). Par ailleurs, remarquons que les symptômes d'un syndrome du tunnel carpien ont beaucoup de similitudes à ceux du syndrome de Raynaud (picotement, inconfort, perte de sensibilité), ce qui rend ce trouble d'autant plus difficile à diagnostiquer.

Il s'agit pourtant d'un syndrome qui peut frapper les gens manipulant souvent des outils vibrants. Palmer et al. (2007) ont mené une revue de littérature sur le sujet. Ils affirment que l'exposition à la vibration dans un contexte de travail répétitif peut jusqu'à doubler les chances de souffrir d'une maladie du tunnel carpien. En effet, lors d'efforts impliquant une préhension, il y a du frottement entre les tendons et ces structures, ce qui peut mener à une irritation, une inflammation et finalement une compression du nerf médian, ce qui va entraîner la sensation de picotement, de douleur et une perte de sensibilité. Armstrong et Chaffin (1979) rapportent qu'à un

niveau strictement biomécanique, le nerf médian ainsi que les membranes synoviales sont comprimés entre les tendons des fléchisseurs des doigts.

CHAPITRE III MÉTHODOLOGIE

La méthodologie présentée dans cette étude s'avère essentielle pour bien comprendre l'effet des vibrations sur la demande des principaux muscles impliqués dans l'opération et le maintien des outils vibrants. Cette activité comporte une méthodologie générale qui a été utilisée pour quantifier l'influence de différentes variables sur la réponse biomécanique du système main-bras.

3.1 Participants

Cette étude a fait appel à 12 participants, soit deux de plus que dans les études électromyographiques de Martin et Park (1993) et Park et Martin (1997). Ils étaient des hommes droitiers, 11 des 12 étant des étudiants à l'UQAM. Les groupes étaient répartis également au niveau des somatotypes, soit 6 ectomorphes et 6 mésomorphes. Tous ces participants ont été recrutés sur une base volontaire. Ils ont été rémunérés selon un salaire nominal en vigueur à l'UQAM. Chacun de ces participants était informé sur le protocole de l'expérience (voir le formulaire de consentement à l'annexe 3) et a reçu une courte formation sur la posture à adopter en se servant de l'équipement afin de standardiser les essais entre les participants. Le tableau 3.1 détaille les caractéristiques des participants.

Tableau 3.1 : Poids et taille des participants

	Moyenne poids (Kg)	Moyenne taille (cm)
Ectomorphe	67.4 ±5.3	181.0 ±6.4
Mésomorphe	85.3 ±16.2	178.1 ±8.7
Total	76.4 ±14.8	179.5 ±7.4

Le poids et la taille des participants renseignent de façon générale, mais la méthodologie requérait des cotes de somatotypes précises selon Heath & Carter (1967, 1983). Le tableau 3.2 montre de façon précise les indices de somatotype de chaque participant.

Tableau 3.2 : Cotes de somatotype de Heath & Carter de chacun des participants

	Cote Endomorphe	Cote Mésomorphe	Cote Ectomorphe
Méso 1	2	5.5	2
Méso 2	4	7.5	1
Méso 3	4	6.5	0.5
Méso 4	2.5	5.5	1
Méso 5	3.5	6	1.5
Méso 6	1.5	6	2
Moyenne Méso	2.9	6.2	1.3
Écart-Type	1.1	0.8	0.8
Ecto 1	2	3	4
Ecto 2	2	2.5	4.5
Ecto 3	2.5	3	4
Ecto 4	3	3	4
Ecto 5	2	3	4
Ecto 6	2	2.5	4
Moyenne Ecto	2.3	2.8	4.1
Écart-Type	0.4	0.3	0.2

Afin de déterminer si un participant était éligible ou non pour participer à l'étude, il fallait prendre les diverses mesures requises par le test : circonférences, plis adipeux, et largeurs osseuses (un exemple du test est disponible à l'annexe 4). Une fois les calculs effectués, on obtient une « cote » dans chacun des aspects du somatotype, soit l'endomorphie (indice de taux de gras), la mésomorphie (indice de masse musculaire) et l'ectomorphie (indice de maigreur). Pour qu'un participant soit dominant dans une catégorie et devienne éligible, il faut qu'un aspect du somatotype ait une cote supérieure d'un point par rapport aux deux autres aspects. Ainsi, un participant avec une cote de 1 / 4 / 2.5 serait à dominance mésomorphe et serait éligible à notre étude.

3.2 Conditions expérimentales

La section qui suit présente les différents paramètres des conditions expérimentales utilisées lors de l'expérimentation.

3.2.1 Vibration

Les vibrations étaient générées à l'aide du simulateur de vibration main-bras de l'IRSST (pot vibrant électrodynamique Unholtz-Dickie d'une capacité de 890 N). Les vibrations étaient appliquées selon l'axe z, qui se trouve dans l'axe de l'avant-bras, en utilisant une poignée instrumentée de 40 mm de diamètre attachée au pot vibrant, permettant de mesurer les forces de poussée et de préhension (Marcotte et al., 2006). Les mesures de transfert de vibration de la poignée aux membres supérieurs étaient effectuées à l'aide d'accéléromètres triaxiaux fixés sur des bracelets velcro. L'un de ces bracelets s'attachait autour du poignet, sur le processus styloïde de l'ulna. Le second était attaché sur l'avant-bras, le plus près possible du tendon du biceps

brachial. L'acquisition des signaux s'est faite sur le système d'acquisition multicanaux DELSYS de l'UQAM, pour une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz et une fréquence de coupure de 400 Hz. Les signaux provenant des capteurs de force de préhension ont été filtrés avec des filtres passe-bas ayant une fréquence de coupure à 10 Hz (Winter, 1979). En parallèle à l'acquisition des signaux vibratoires, l'acquisition des signaux EMG a été effectuée sur le même système en dédoublant les signaux provenant des électrodes EMG pré-amplifiées DELSYS.

Les trois fréquences employées étaient de 20, 40 et 65Hz, valeur que l'on retrouve dans la littérature (Martin et Park, 1993, Park et Martin, 1997, Armstrong et al., 1987, Roll et al., 1989). Les amplitudes de vibration étaient de 2.5, 5 et 10m/s², valeurs qui reflètent des amplitudes retrouvées dans des outils énergisés communément utilisés (CCHST, 2008). Ces fréquences et amplitudes devraient permettre d'observer un phénomène de réflexe tonique vibratoire.

3.2.2 Moment de force

L'utilisation d'outils portatifs vibrants impose souvent que le participant maintient le poids de l'outil, ajoutant une charge statique vers le bas. Or, à notre connaissance, la grande majorité des études effectuées sur l'effet des vibrations main-bras sur la réponse EMG des muscles du membre supérieur n'ont pas tenu compte de cette charge musculaire additionnelle. Le poids de l'outil crée un moment de force sur le poignet, et ce moment de force peut varier en fonction du poids de l'outil et de la localisation de son centre de masse par rapport au poignet. Pour plusieurs outils, le moment de force exercé cause une surcharge sur les muscles responsables de la déviation radiale du poignet.

Le moment de force est induit par le fait que la poignée du pot vibrant repose sur un socle amovible. Le seul fait de devoir retenir la poignée du pot vibrant de glisser dans son socle entraîne un léger moment de force. Afin de l'accentuer, une charge a été ajoutée afin d'atteindre les valeurs prescrites de 1, 2 et 4Nm. La figure 3.1 montre le montage expérimental avec un participant.



Figure 3.11 : Exemples de moments de force induits par le pot vibrant

3.2.3 Forces de poussée

Certaines des études consultées lors de la recension des écrits incluait une variable de force de poussée. Cette force, qui se veut représentative de forces de poussées déployées en milieu de travail pour que les outils remplissent leur fonction, semblent augmenter la transmissibilité de la vibration au système main-bras. Les différentes forces de poussée, soit 0, 20 et 40N, sont atteintes lorsque le participant pousse vers l'avant (dans l'axe des Z), tel qu'on peut le voir à la figure 3.2. Un capteur de force intégré à la poignée renseignait le participant sur la force de poussée qui y est présentement appliquée et lui permet de maintenir la force demandée.

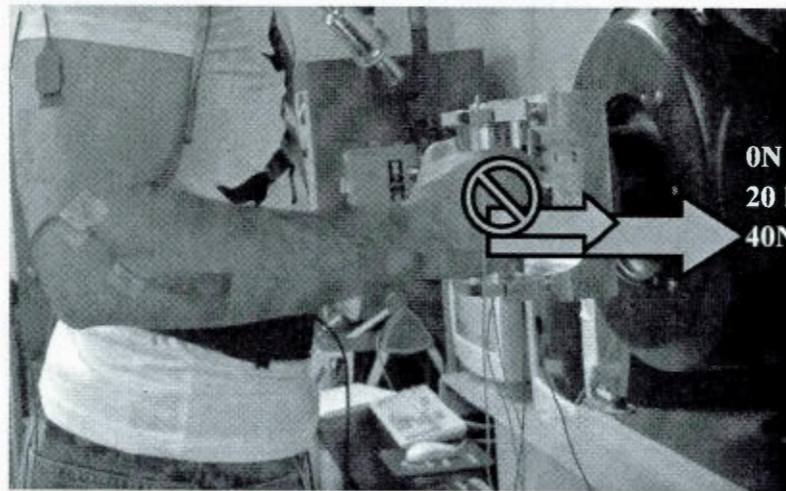


Figure 3.2 : Forces de poussées appliquées sur la poignée

3.2.4 Résumé des conditions expérimentales

Si l'on résume ces conditions expérimentales, on retrouvait donc 81 conditions par participant. En effet, il y a trois amplitudes de vibration : 2.5, 5 et 10 m/s^2 ; trois fréquences de vibration : 20, 40, 65Hz ; trois niveaux de moment de force au poignet : 1, 2 et 4Nm ; trois forces de poussée, soient 0, 20 et 40N. La variable de somatotype est quant à elle intrinsèque au participant.

3.3 Procédure

Une séance d'expérimentation typique durait aux alentours de 200 minutes. Les paramètres de l'expérimentation sont présentés en détail dans les paragraphes suivants.

1. Accueil du participant, présentation de ses droits et responsabilités, présentation du projet et du protocole, signature du consentement.
2. Instrumentation du participant : pose d'électrodes, pose des marqueurs pour la vidéo.
3. Réalisation des essais : 81 conditions (3 moments de force * 3 amplitudes de vibration * 3 intensités de vibration * 3 positions de l'avant-bras) présentées aléatoirement. Position du participant contrôlée.
4. Chaque essai entrecoupé d'une minute de repos en position assise
5. Réalisation des tests maximaux pour chacun des muscles concernés.

3.4 Prise de mesures

La section suivante présente les différentes mesures prises lors de l'expérimentation ainsi que leurs modalités.

3.4.1 Électromyographie

Les contraintes musculaires étaient mesurées au moyen de l'électromyographie (ÉMG) pour les membres supérieurs. L'électromyographie permet de connaître la sollicitation musculaire spécifique de certains muscles responsables de la mobilisation de la poignée du pot vibrant. Les muscles suivants du bras dominant ont été analysés : le trapèze supérieur, le deltoïde antérieur, le deltoïde postérieur, le biceps brachial, le triceps brachial, le long extenseur radial du carpe, l'extenseur commun des doigts, le fléchisseur superficiel des doigts et le fléchisseur ulnaire du

carpe. Les figures 3.3 à 3.9 montrent une représentation visuelle de chacun de ces muscles. Les images proviennent de Netter (2004).

Grâce à l'analyse de ces muscles, il est possible de comparer l'amplitude de l'activation musculaire associée aux différentes conditions expérimentales évaluées dans cette étude. Des électrodes bipolaires DELSYS pré-amplifiées 1000 fois ont été placées sur la partie médiane de chacun des muscles de façon à suivre l'orientation des fibres musculaires. Au préalable, un gel abrasif était appliqué sur la peau du participant afin d'enlever les particules mortes se retrouvant sur la peau, qui était lavée à l'aide d'un tampon alcoolisé. Une électrode supplémentaire était appliquée sur la peau d'une surface osseuse (le tibia) pour servir de mise à la terre.

Le trapèze supérieur a pour rôle l'élévation de l'omoplate, la sonnette externe, l'extension du cou et l'inclinaison du cou.

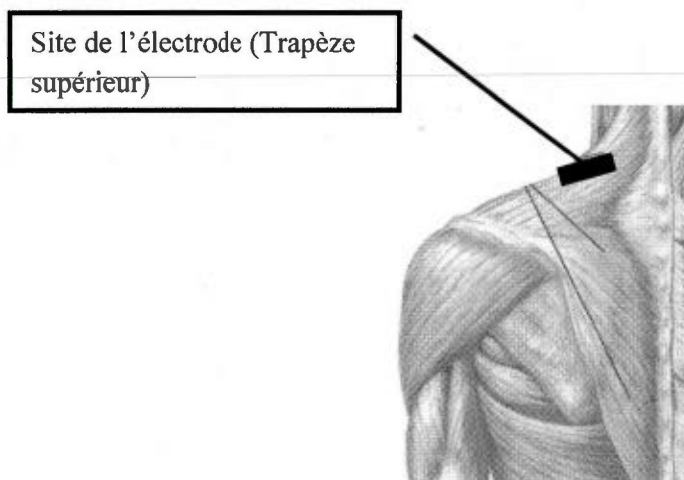


Figure 3.3 : Représentation schématique du trapèze supérieur (*Trapezius superior*)

Le deltoïde antérieur a pour rôle la flexion, la rotation interne et l'adduction de l'épaule.

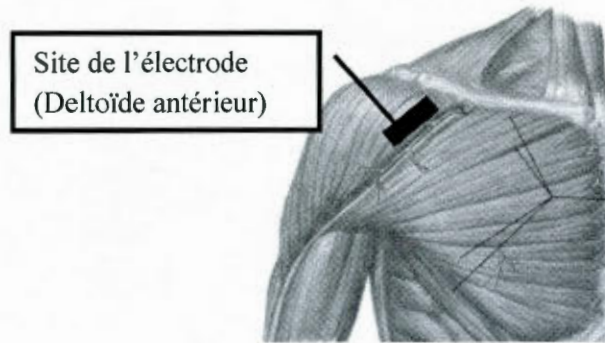
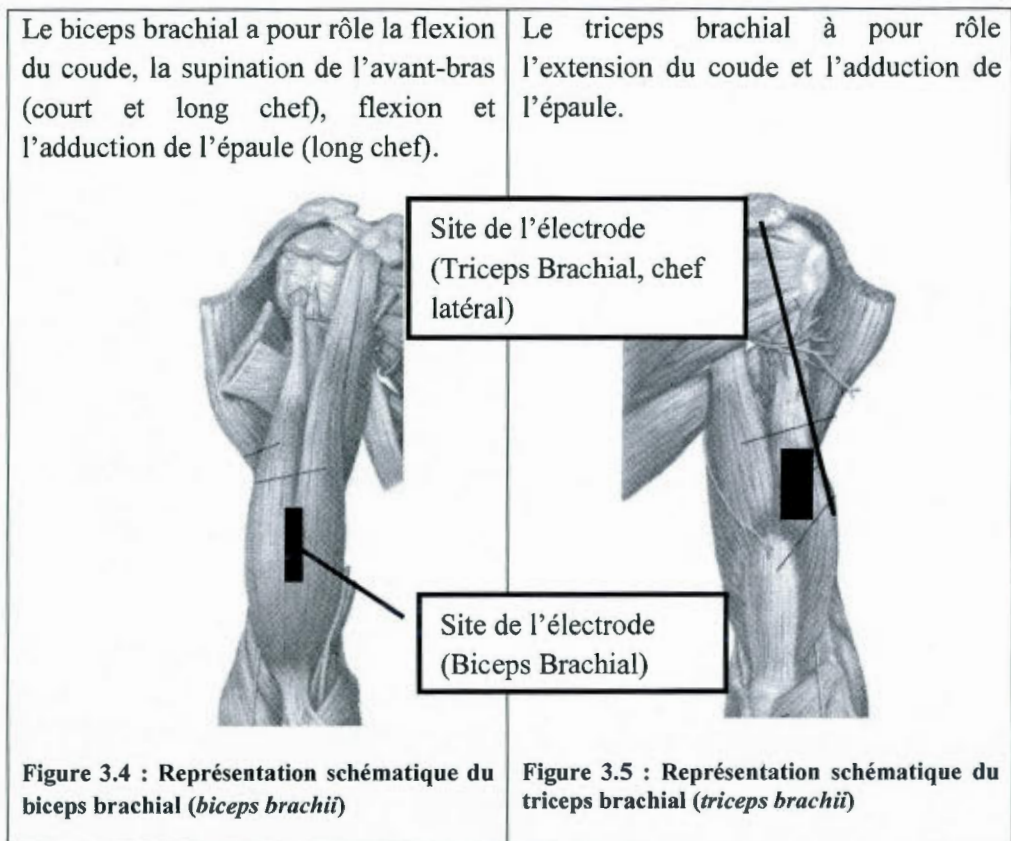
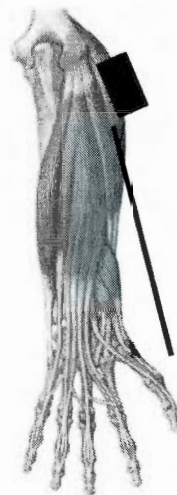


Figure 3.3 : Représentation schématique de deltoïde antérieur (*Deltoideus anterior*)



Le long extenseur radial du carpe est un extenseur et un abducteur du poignet.



Site de l'électrode
(Extenseur commun
des doigts)

Site de l'électrode
(Long extenseur)

Figure 3.6 : Représentation schématique du long extenseur radial du carpe (*Extensor carpi radialis longus*)

L'extenseur des doigts est un muscle qui fait l'extension des doigts et du poignet.

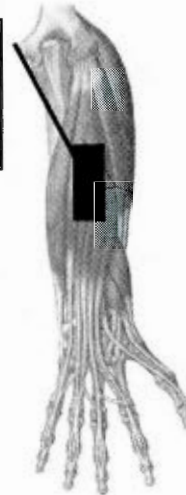


Figure 3.72 : Représentation schématique de l'extenseur commun des doigts (*Extensor digitorum*)

Le fléchisseur superficiel des doigts est un fléchisseur des doigts et un fléchisseur du poignet.



Site de l'électrode
(Cubital antérieur)

Site de l'électrode
(fléchisseur
superficiel des
doigts)

Figure 3.8 : Représentation schématique du fléchisseur superficiel des doigts (*Flexor digitorum superficialis*)

Le fléchisseur ulnaire du carpe est un fléchisseur et adducteur du poignet.

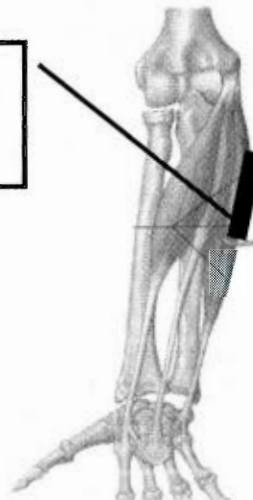


Figure 3.9 : Représentation schématique du fléchisseur ulnaire du carpe (*Flexor carpi ulnaris*)

Les signaux de l'activité musculaire ont été acheminés vers un convertisseur analogue/numérique (DataTranslation) avec une résolution de 16 bits, qui transforme ces signaux analogiques en données numériques qui sont enregistrées par le système d'acquisition « DasyLab ». La fréquence d'échantillonnage des signaux était fixée à 1000 Hz. L'état brut des différents signaux recueillis était vérifié avant le début de la séance d'enregistrement par des tests d'activation musculaire afin d'éviter de possibles diaphonies. Tous les signaux EMG étaient enregistrés en format brut lors des essais expérimentaux. Lors des analyses subséquentes, ces signaux ont été filtrés à d'une bande passante (20 et 350 Hz), rectifiés et filtrés à nouveau à une fréquence passe-bas Butterworth de 4Hz (Winter, 1990). Les valeurs EMG recueillies ont été transformées en pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM) à partir des amplitudes EMG maximales obtenues via des contractions isométriques maximales volontaires produites pour chacun des muscles évalués (voir équation ci-bas). Ces tests de contraction volontaire maximale moyenne isométrique (CVMI) sont effectués à la fin de l'expérimentation pour limiter les risques de fatigue musculaire pendant l'expérimentation.

$$\%CVM = \frac{\text{Valeur EMG}_{\text{moy}} \text{ mesurée durant les essais}}{\text{Valeur EMG maximale des tests CVMI}} \times 100$$

Chaque test de CVMI consiste à produire une contraction isométrique d'environ 3 à 5 secondes contre une résistance qui sollicite à l'action principale du muscle étudié. Pour chaque muscle évalué, le participant aura comme consigne de faire une contraction statique progressive pour atteindre la force maximale dans un délai de 3 à 5 secondes. La plus haute valeur de deux essais par muscle est retenue pour la transformation de l'ÉMG en pourcentage de contraction volontaire maximale moyen. (Kilbom *et al.*, 1983; Laursen et Jensen, 2000; Lintula *et al.*, 2001).

3.4.2 Contrôle de la fatigue

La fatigue est fonction de l'intensité du travail musculaire et de la capacité fonctionnelle du participant. Un participant fatigué perd la capacité de recruter ses unités motrices avec une forte fréquence et sa capacité de générer de la tension diminue. La période de maintien de la poignée demandée au participant était de huit secondes, immédiatement suivie d'une période de repos de soixante secondes en position assise. Les conditions expérimentales étaient présentées de manière aléatoire pour contrôler les effets de séquence sur la fatigue musculaire.

3.4.3 Analyse cinématique de la position du membre supérieur

Afin de s'assurer que les participants observaient une posture similaire d'un essai à l'autre et avec les autres participants, une caméra vidéo était placée latéralement par rapport au sujet de façon à enregistrer la position du bras dominant dans le plan sagittal. Le signal de la caméra a été enregistré sur un enregistreur numérique Panasonic DMR-EH55. Quatre marqueurs réfléchissants étaient fixés à des repères anatomiques à l'aide d'un ruban adhésif à deux faces. Les repères seront les suivants:

- l'acromion;
- l'épicondyle latéral;
- la partie dorsale médiane du poignet à la base des métacarpiens;
- la partie dorsale à la base de la phalange du majeur.

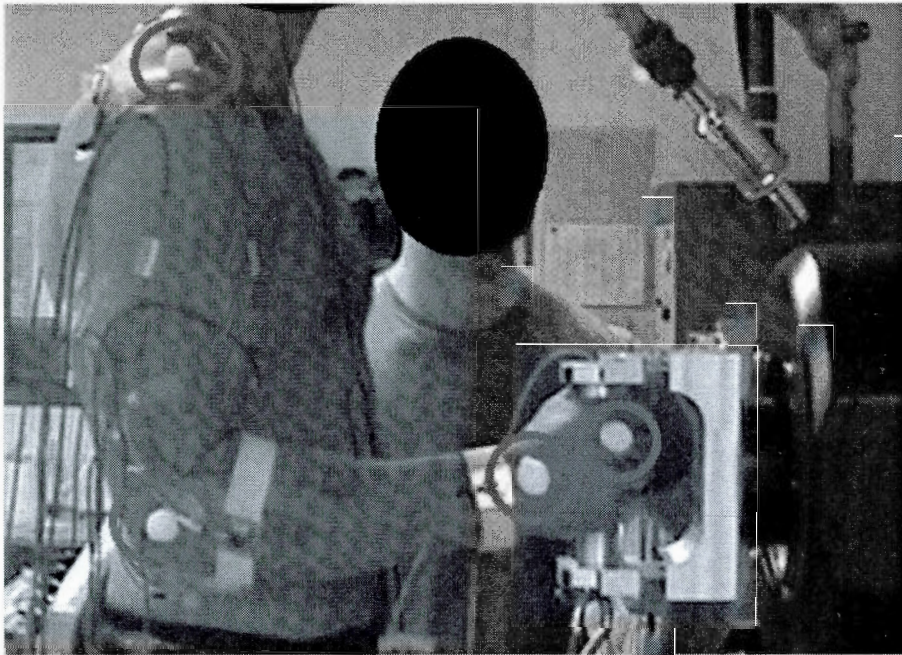


Figure 3.103 : Position des marqueurs pour l'analyse cinématique

Des lampes étaient placées dans les mêmes plans que les caméras vidéo afin de permettre une réflexion optimale de la lumière sur les réflecteurs. Les angles absolus et relatifs des segments ont été par la suite mesurés à l'aide du logiciel d'analyse du mouvement 3D MaxTRAQ d'Innovation System (fréquence d'échantillonnage : 30Hz, résolution : 320x240). Pour ce faire, il a fallu sélectionner les réflecteurs fixés aux repères anatomiques formant l'angle à mesurer, qui ont ensuite été détectés automatiquement image par image. Les angles absolus (par rapport à l'espace) et relatifs (entre deux segments) ont ainsi été obtenus pour valider qu'ils conservaient la même posture d'une condition et d'un participant à l'autre.

3.5 Analyses statistiques

Les données de cette expérience ont aussi permis de quantifier objectivement la charge musculaire imposée aux muscles des membres supérieurs pour les différentes conditions expérimentales. Une analyse de la variance (ANOVA) à mesures répétées selon la méthode de Tukey-Kramer a été effectuée pour identifier les différences significatives. L'analyse ANOVA requiert cependant une population homogène, ce qui est absent de notre étude. Afin de pallier à cette faille expérimentale, nous avons utilisé la méthode de Van Albada et Robinson (2007) afin de normaliser les données. Ces derniers justifient leur approche de normalisation en disant que des transformations traditionnelles plus complexes ($\text{Log } \sqrt{x}$, $1/\sqrt{x}$, $\arcsin\sqrt{x}$) peuvent ne pas permettre d'obtenir des données pareilles en fonction de nouveaux types de données. L'approche de Van Albada permet cependant de rétablir presque parfaitement une distribution normale consistante à travers les variables par rapport aux transformations traditionnelles. Un niveau de confiance à 95% ($p < 0.05$) a été utilisé lors de cette analyse. Des analyses de prédiction (régression, fonction exponentielle, polynôme, etc.) ont aussi été utilisées pour démontrer les relations entre les différentes variables étudiées.

3.6 Hypothèses

- Un moment de force au poignet plus élevé entraînera une augmentation de la transmission de vibration, ainsi que la tension musculaire des déviateurs radiaux.
- Une fréquence de 65Hz augmentera plus les scores EMG que les fréquences de 40 et 20Hz.

- Une amplitude d'accélération élevée augmentera la magnitude des scores EMG et de la force de préhension.
- Les participants ectomorphes devraient être plus sensibles au réflexe tonique vibratoire, et avoir des valeurs de transfert de vibrations, d'EMG et de force de préhension plus élevées que les mésomorphes.

CHAPITRE IV

RÉSULTATS ET DISCUSSION

La section 4 rapporte l'ensemble des résultats significatifs tel que déterminé par les ANOVAs à mesures répétées Tukey-Kramer pour cette expérimentation, compilés sous forme de graphiques. Les valeurs-P sont disponibles à l'annexe 5. Cette section comporte quatre sujets principaux, soient la vibration transmise en fonction de différents paramètres biomécaniques, la vibration transmise en fonction des différents paramètres de vibration, le pourcentage de contraction volontaire en fonction des différents paramètres biomécaniques et le %CVM en fonction des différents paramètres de vibration. Chacune des sous-sections de présentations de résultats portant sur un sujet est suivie d'une sous-section de discussion sur ce sujet. Ces derniers font appels à différents auteurs et différentes notions. Afin de ne pas alourdir le texte, les résultats et la discussion associée sont présentés consécutivement.

4.1 Résultats sur les angles du travail

Le tableau 4.1 rapporte la moyenne des angles absolus à la main, à l'avant-bras et à l'humérus, ainsi que les angles relatifs du poignet, du coude et de l'épaule. Les figures 4.1 et 4.2 montrent graphiquement quels angles sont mesurés.

Ces données démontrent que la variable posturale a été contrôlée ainsi qu'à vérifier si les conditions sont comparables entre elles. On constate que les écarts les plus importants sont au niveau de l'angle absolu de la main en fonction du somatotype ainsi que l'angle relatif entre la main et l'avant-bras en fonction du somatotype. Par

ailleurs, au sein d'une même condition l'écart est souvent inférieur à deux degrés, ce qui est négligeable.

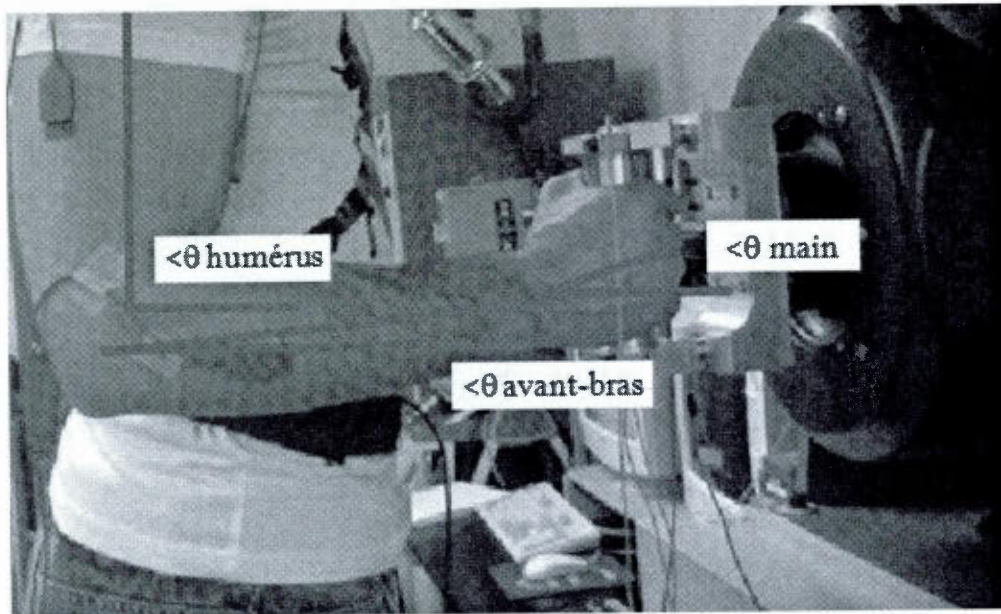


Figure 4.1 : Démonstration de la mesure des angles absolus

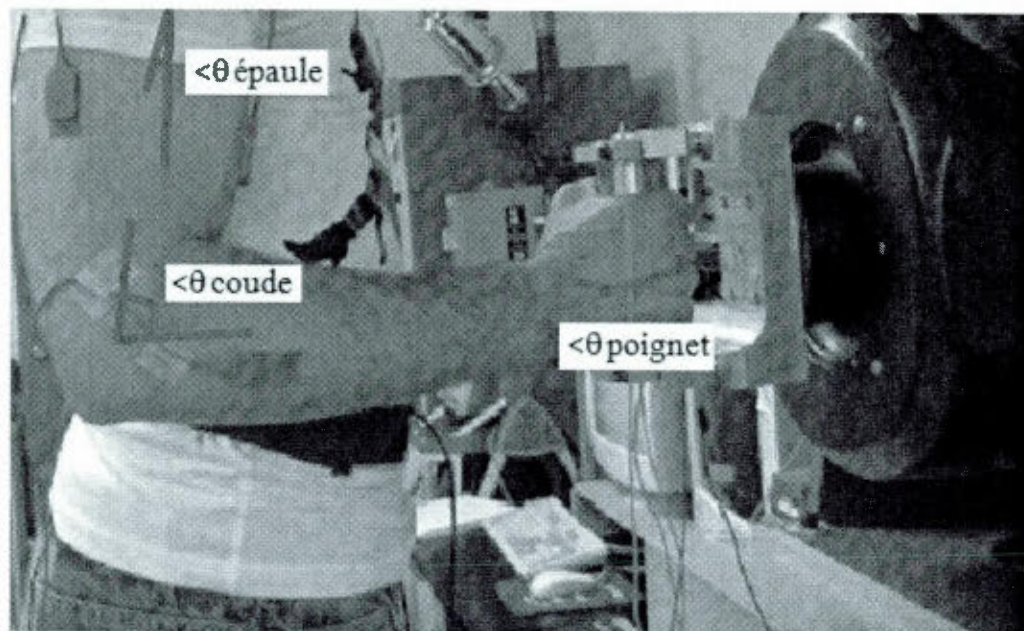


Figure 4.2 : Démonstration de la mesure des angles relatifs

Tableau 4.1 : Angles de travail en degrés aux différents segments en fonction des différentes conditions

Groupe	Angles absolus						Angles relatifs					
	Main		Avant-Bras		Humérus		Poignet		Coude		Épaule	
	<θ moy	StDev	<θ moy	StDev	<θ moy	StDev	<θ moy	StDev	<θ moy	StDev	<θ moy	StDev
Ecto	12.3	0.2	4.1	0.2	88.4	0.2	163.6	0.3	87.7	0.4	-1.8	0.5
Meso	17.7		6.6		88.7		155.8		85.1		-1.6	
Poussée												
0	14.5		5		89.7		160.7		86		-0.9	
20	15.1	0.2	5.4	0.2	88.5	0.2	159.5	0.4	86	0.4	-1.5	0.3
40	15.4		5.6		87.5		159		87.2		-2.8	
Moment												
1	15.8		5.2		89		159.1		86.2		-1.3	
2	14	0.2	5.4	0.2	88.7	0.2	159.6	0.4	85.9	0.4	-1.3	0.4
4	14.2		5.4		88.1		160.5		87.1		-2.5	
Amplitude												
2.5	14.9		5.2		88.8		160		86.6		-1.7	
5	15.2	0.2	5.4	0.2	88.4	0.2	159.5	0.4	86.2	0.4	-1.6	0.4
10	15		5.4		88.5		159		86.4		-1.8	
Fréquence												
20	15		5.1		88.85		160		86.6		-1.7	
40	15	0.2	5.6	0.2	88.6	0.2	159.4	0.4	85.8	0.4	-1.4	0.4
65	15		5.3		88.2		159.7		86.8		-2	

4.2 Résultats, discussion associés à la force de préhension

La figure 4.3 regroupe les graphiques d'effets principaux des variables de moment de force au poignet et de fréquence de vibration sur la force de préhension à la poignée. Au niveau du moment de force, on retrouve des valeurs de 37.4N pour 1 Nm, 58.0N pour 2Nm et 107.9N pour 4Nm. Chaque valeur présente un écart significatif par rapport aux autres ($p < 0.05$). La force de préhension présente aussi des différences significatives en fonction de la fréquence. Pour les fréquences de 20, 40 et 65Hz on retrouve des valeurs de préhension de 63.4, 69.0 et 70.8N. Tous les écarts sont significatifs entre eux, sauf l'écart entre 40 et 65Hz ($p < 0.05$).

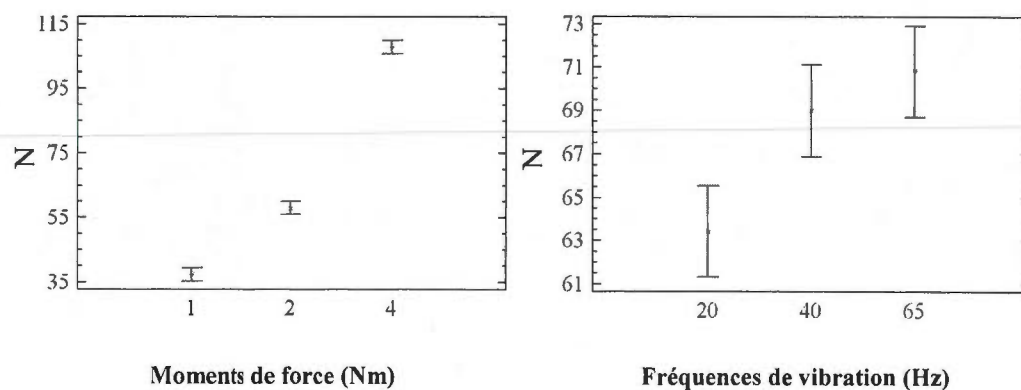


Figure 4.3 : Force de préhension (N) enregistrée en fonction des variables de moments de force (Nm) ou de fréquences de vibrations (Nm)

La section suivante présente les effets significatifs des variables de poussée et de moment de force au poignet sur l'amplitude de vibration transmise aux accéléromètres du poignet et de l'avant-bras.

4.3 Influence des variables biomécaniques sur l'amplitude de vibration transmise

La section 4.3 comprend les figures 26 à 29 et montre l'effet qu'ont eu la force de poussée et le moment de force sur l'amplitude de vibration transmise (en m/s^2) aux accéléromètres du poignet et de l'avant-bras.

4.3.1 Effets principaux

La figure 4.4 démontre à l'effet de la variable de moment de force sur l'amplitude de vibration aux accéléromètres du poignet et de l'avant-bras dans les axes Z et Y. Il advient que le moment de force a un effet significatif sur l'amplitude de chacune de ces quatre variables dépendantes.

À l'avant-bras dans l'axe Z, les amplitudes de vibration obtenues sont de l'ordre de 5.88, 6.63 et 7.51 m/s^2 pour les moments de force de 1, 2 et 4 Nm respectivement. Chaque valeur est significativement différente des autres ($p < 0.05$). Dans l'axe des Y, on observe plutôt des amplitudes de vibration de l'ordre de 1.41, 1.52 et 1.61 m/s^2 pour les moments de force de 1, 2 et 4 Nm respectivement. Toutefois, seul l'écart entre les valeurs de 1 et 4 Nm sont significatifs ($p < 0.05$).

Au poignet dans l'axe Z, les amplitudes de vibration obtenues sont de l'ordre de 6.98, 8.06 et 8.99 m/s^2 pour les moments de force de 1, 2 et 4 Nm respectivement. Chaque valeur est significativement différente des autres ($p < 0.05$). En contrepartie, dans l'axe Y, les amplitudes de vibration obtenues sont de l'ordre de 2.80, 3.37 et de 3.53 m/s^2 pour les moments de force de 1, 2 et 4 Nm respectivement. Il y a seulement la condition à 1 Nm qui est significativement différente des deux autres ($p < 0.05$).

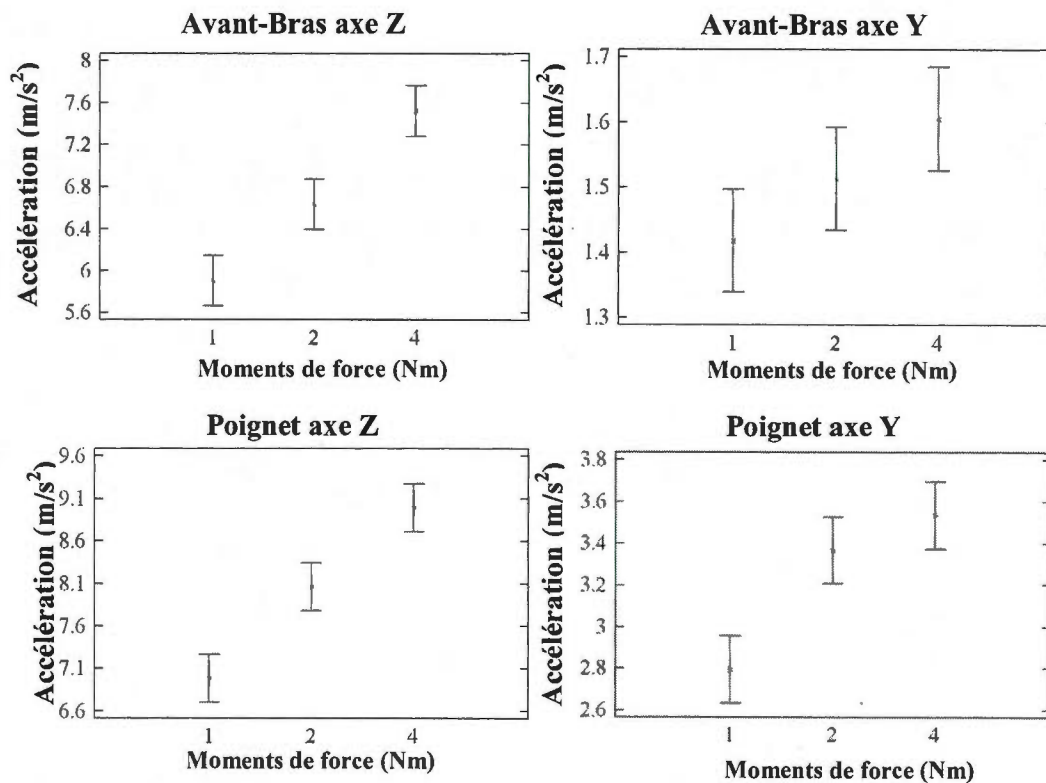


Figure 4.4 : Amplitude de vibration (m/s^2) en fonction du moment de force (Nm)

La figure 4.5 décrit l'influence qu'à la force de poussée sur l'amplitude de vibration. Cette variable ne présente des résultats significatifs que pour l'axe Y (axe vertical). Pour l'avant-bras dans l'axe des Z, les moyennes d'amplitude de vibration en fonction des différentes forces de poussée sont de $6.50 m/s^2$ pour 0N, $6.68 m/s^2$ pour 20N et de $6.84 m/s^2$ pour 40N. Seul l'écart entre les forces de 0 et 40N est significatif ($p < 0.05$). Pour le poignet dans l'axe des Y, les moyennes d'amplitude de vibration en fonction des différentes forces de poussée sont de $3.07 m/s^2$ pour 0N, $3.25 m/s^2$ pour 20N et de $3.37 m/s^2$ pour 40N (figure 31). Encore une fois, seul l'écart entre 0 et 40N est significatif ($p < 0.05$).

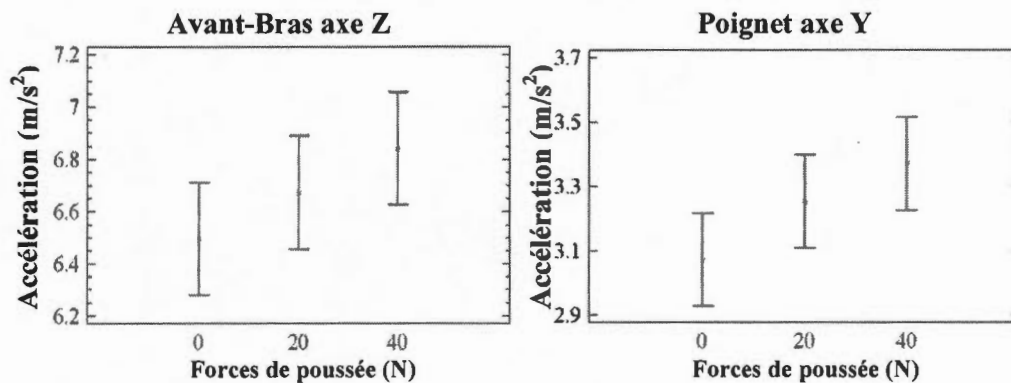


Figure 4.5 : Amplitude de vibration (m/s^2) en fonction de la force de poussée

4.3.2 Effets d'interaction

La figure 4.6 présente l'interaction entre les forces de poussée et le moment de force à l'avant-bras dans l'axe des Z. Il est intéressant de constater que plus la combinaison de moment de force et de force de poussée est élevée, plus la condition entraîne des amplitudes d'accélération toujours plus élevées, sauf dans le cas de la combinaison 4Nm-20N qui a une amplitude plus élevée ($7.62m/s^2$) que la condition 4Nm-40N ($7.45m/s^2$).

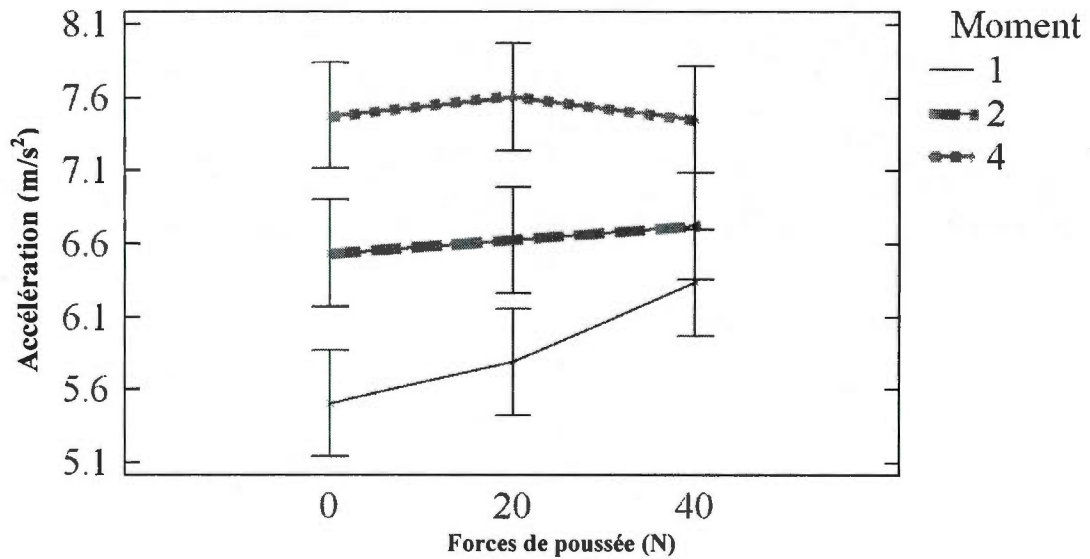


Figure 4.6 : Interaction entre la force de poussée (N) et du moment de force (Nm) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) à l'avant-bras dans l'axe des Z

La figure 4.7 décrit l'interaction des facteurs de moment de force et de force de poussée sur l'amplitude de vibration au poignet dans l'axe des Z. De manière analogue à la figure 28 (Interaction moment / poussée à l'avant-bras à l'axe Z), on constate ici qu'un moment de force plus élevé entraîne une plus grande quantité de vibration transmise à l'accéléromètre. Cependant, on remarque qu'à 4Nm, une force de poussée plus grande entraîne une baisse de la quantité de vibration transmise (0N : $9.29m/s^2$; 20N : $9.01m/s^2$; 40N : $8.68m/s^2$). À 2Nm, la quantité de vibration s'accroît de 0 à 20N, mais décroît à 40N (7.86 , 8.28 et $8.04 m/s^2$, respectivement). À 1Nm, la quantité de vibration transmise s'accroît en fonction de la force de poussée.

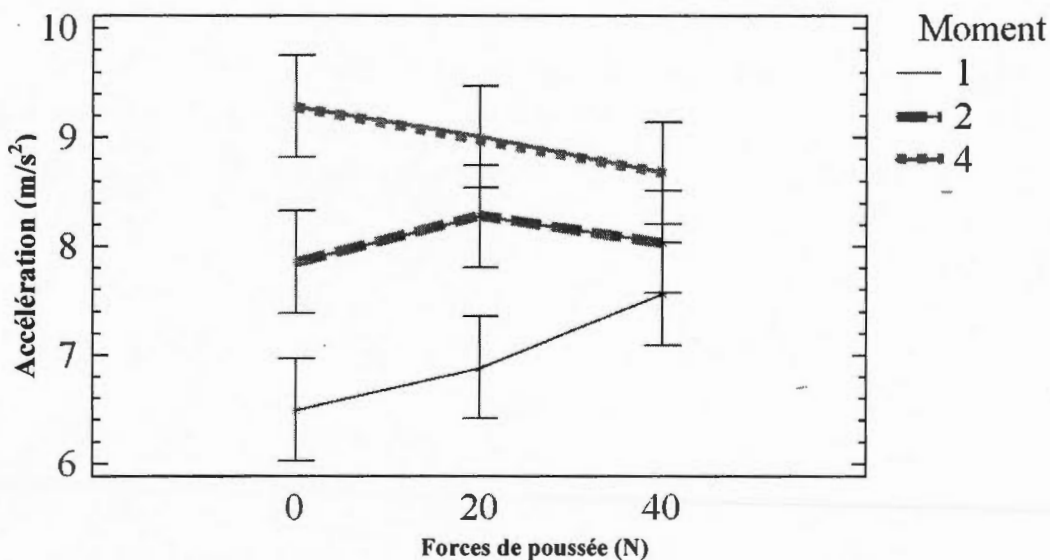


Figure 4.7: Interaction entre la force de poussée (N) et du moment de force (Nm) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) pour le poignet dans l'axe des Z

4.4 Discussion sur l'influence des variables biomécaniques sur la force de préhension et l'amplitude de vibration transmise

Tel qu'observé à la figure 4.3, la force de préhension était plus importante lorsque le moment de force augmente. Considérant que le montage expérimental était composé d'une poignée exerçant une force verticale dans le sens de la gravité qu'il fallait retenir à l'aide des muscles fléchisseurs et déviateurs radiaux de l'avant-bras, ces résultats étaient attendus, ayant déjà été démontrés dans la littérature (McGorry et al. 1995). En effet, la force de préhension augmente afin d'empêcher que la poignée glisse entre les doigts du participant.

Ces résultats, même s'ils sont élémentaires, comblent un fossé logique important à la suite de l'analyse. Comme on peut l'observer pour l'avant-bras et le poignet, tant dans les axes Z que Y un moment de force élevé occasionne une augmentation de

l'amplitude de vibrations transmise aux différents accéléromètres, indépendamment de l'axe (figure 4.4). Comme l'ont démontré plusieurs auteurs (Kihlberg 1995 ; Aldien et al., 2005 ; Marcotte et al., 2006 ; Adewusi et al. 2010), l'impédance mécanique augmente en fonction d'une plus grande force de couplage (force de préhension additionnée à la force de poussée).

On a également observé que la force de poussée sur la poignée du montage occasionnait une augmentation de l'amplitude de vibration transmise (figure 4.5). Dans le cas présent, tant l'avant-bras (dans l'axe Z) ainsi que le poignet (dans l'axe Y) présente des augmentations significatives de la quantité de vibrations en fonction de l'augmentation de la force de poussée. Kihlberg attribue cette augmentation de l'impédance à la rigidification du système main-bras due à la contraction musculaire. Rappelons que la force verticale exercée par la poignée crée un moment de force, soit une force d'adduction induite au poignet. Contre cette force nécessite une contraction des muscles de l'avant-bras, spécifiquement ceux du poignet et des doigts, spécifiquement ceux de la préhension (fléchisseur profond et superficiel des doigts) et les déviateurs radiaux (extenseurs radiaux du carpe). Dong et al. (2004) affirment aussi qu'une rigidité accrue de la paume (écrasement des tissus de la main lors de l'application de force de poussée) va diminuer les déplacements relatifs des doigts, ce qui maximise le contact de la main et des doigts avec la poignée et mène à une plus grande transmissibilité d'amplitude de vibration.

L'analyse des interactions du moment de force et de la force de poussée sur la quantité de vibration transmise est également intéressante (figures 4.6 et 4.7). Ces interactions significatives au niveau de l'avant-bras et du poignet dans l'axe des Z montre que lorsque le moment de force est maximal (4Nm) et que la force de poussée est maximale (40N), la quantité de vibration transmise n'est pas supérieure à la condition 4Nm-20N de poussée, mais inférieure. Or, cela contredit les études de Kihlberg (1995) et Marcotte et al. (2006), qui affirment que la force de couplage

résulte en une impédance supérieure (transmissibilité d'amplitude de vibration supérieure).

Ceci étant dit, notre expérimentation vise à simuler l'utilisation d'outils vibrants principalement dans l'axe Z, comme des outils à percussion. L'utilisation de tels outils requiert que l'on s'appuie sur la surface de travail. Avec notre appareillage, cela se traduit par une augmentation du coefficient de friction sur l'axe de rotation du pot vibrant, ce qui entraîne possiblement une diminution de la force verticale exercée par la poignée.

S'appuyant ainsi, il est possible qu'une partie de la force de rotation du moment de force ait été « annulé » à cause de l'augmentation à la force de poussée exercée sur le montage. Cela expliquerait pourquoi, passé un certain seuil de force de couplage, on observe une baisse de la quantité de vibrations reçue plutôt qu'une augmentation.

4.5 Influence des paramètres de vibration sur l'amplitude de vibration transmise

La section 4.5 comprend les figures 4.8 à 4.18 et détaille l'influence de l'amplitude et de la fréquence de vibration transmise aux accéléromètres du poignet et de l'avant-bras. On retrouve tant des effets principaux que des effets d'interaction.

4.5.1 Effets principaux

La figure 4.8 décrit l'effet de la fréquence de vibration sur l'amplitude de vibration reçue aux accéléromètres. La fréquence a un effet significatif sur les deux axes des deux segments.

La condition « fréquence », au niveau de l'avant-bras dans l'axe Z, entraîne des valeurs d'amplitude de vibration de 9.55 m/s^2 , 6.60 m/s^2 et 3.86 m/s^2 pour des fréquences de 20, 40 et 65Hz respectivement. Chaque condition est significativement différente des autres ($p < 0.05$). Dans l'axe Y, les fréquences entraînent des valeurs d'amplitude de vibration de 1.99 m/s^2 , 1.48 m/s^2 et 1.06 m/s^2 pour des fréquences de 20, 40 et 65Hz respectivement. Le seul écart significatif entre les valeurs se situe entre 20 et 65Hz ($p < 0.05$).

Au niveau du poignet, la fréquence entraîne des valeurs d'amplitude de vibration de 8.19 m/s^2 , 10.26 m/s^2 et 5.58 m/s^2 pour des fréquences de 20, 40 et 65Hz, respectivement. Chaque condition est significativement différente les unes des autres ($p < 0.05$). En contrepartie, l'axe Y démontre des valeurs d'amplitude de vibration de 9.55 m/s^2 , 6.60 m/s^2 et 3.86 m/s^2 pour des fréquences de 20, 40 et 65Hz respectivement. Il y a seulement l'écart entre les conditions de 40-65Hz qui n'est pas significatif ($p > 0.05$).

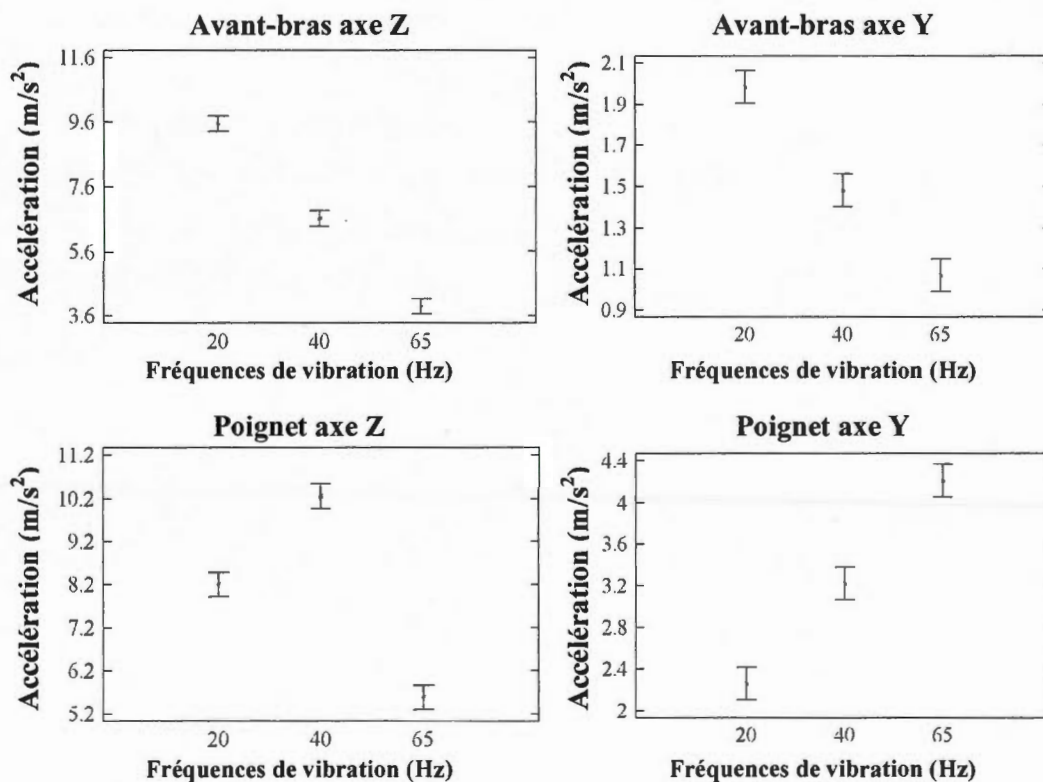


Figure 4.8 : Amplitude de vibration (m/s^2) en fonction des fréquences de vibration

La figure 4.9 regroupe les figures démontrant l'effet des amplitudes de vibration à la poignée sur l'amplitude captée par les accéléromètres. Les deux accéléromètres ont obtenu des résultats significatifs et ce, dans les deux axes.

On observe, pour l'avant-bras dans l'axe Z, que les amplitudes enregistrées sont de $4.23 m/s^2$ lors de la condition à $2.5 m/s^2$, $6.13 m/s^2$ pour la condition à $5 m/s^2$ et $9.66 m/s^2$ lors de la condition à $10 m/s^2$. Chaque valeur est significativement différente des autres ($p < 0.05$). Dans l'axe Y, les amplitudes enregistrées sont de $0.95 m/s^2$ lors de la condition à $2.5 m/s^2$, $1.35 m/s^2$ pour la condition à $5 m/s^2$ et $2.24 m/s^2$ lors de la condition à $10 m/s^2$. Chaque valeur est significativement différente des autres ($p < 0.05$).

Les amplitudes enregistrées au poignet dans l'axe Z ont été de 3.87 m/s^2 lors de la condition à 2.5 m/s^2 , 6.96 m/s^2 pour la condition à 5 m/s^2 et 13.2 m/s^2 lors de la condition à 10 m/s^2 . Chaque valeur est significativement différente des autres ($p < 0.05$). Les amplitudes enregistrées dans l'axe Y ont été de 4.23 m/s^2 lors de la condition à 2.5 m/s^2 , 6.13 m/s^2 pour la condition à 5 m/s^2 et 9.66 m/s^2 lors de la condition à 10 m/s^2 . Chaque valeur est significativement différente des autres ($p < 0.05$).

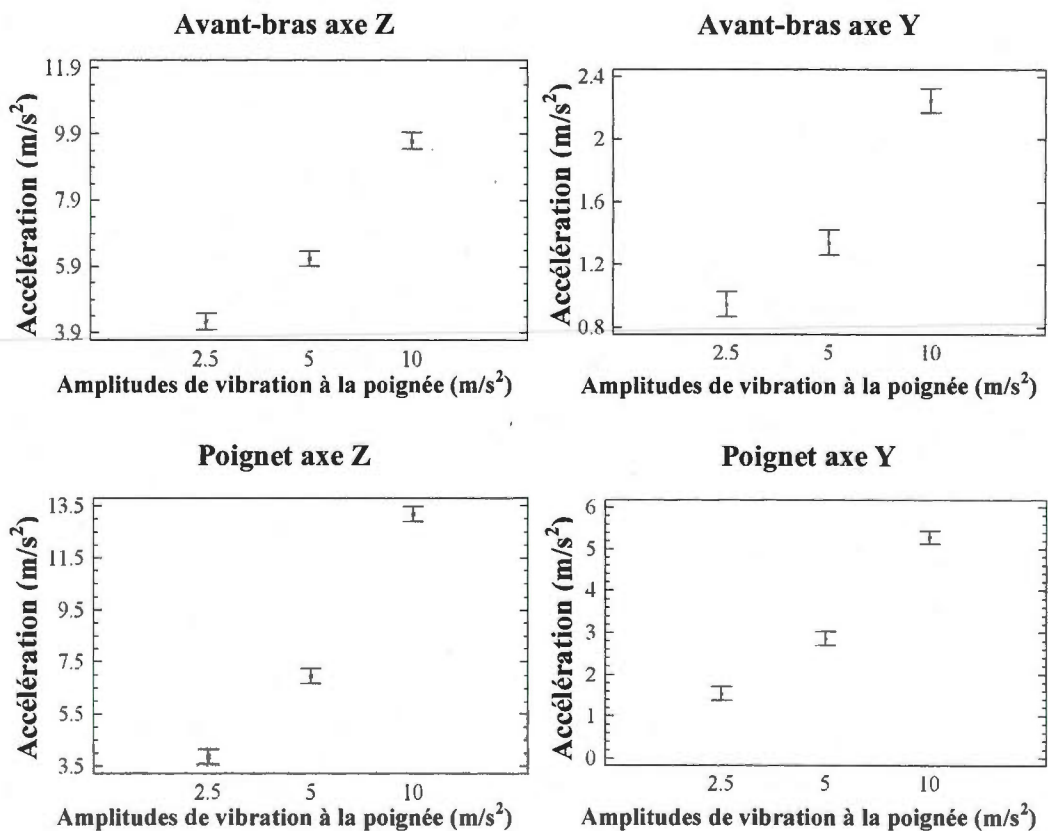


Figure 4.9 : Amplitude de vibration (m/s^2) à l'avant-bras dans l'axe des Z en fonction de l'amplitude de vibration à la poignée (m/s^2)

4.5.2 Effets d'interaction

La figure 4.10 s'intéresse plutôt à l'interaction existante entre le moment de force et l'amplitude de vibration à la poignée, sur l'amplitude transmise à l'accéléromètre de l'avant-bras dans l'axe des Z. Peu importe le moment de force de l'outil, l'amplitude de vibration à la poignée de 10m/s^2 entraîne la plus grande quantité de vibration transmise avec 8.28 , 9.53 et 11.19 m/s^2 pour 1 , 2 et 4Nm , respectivement.

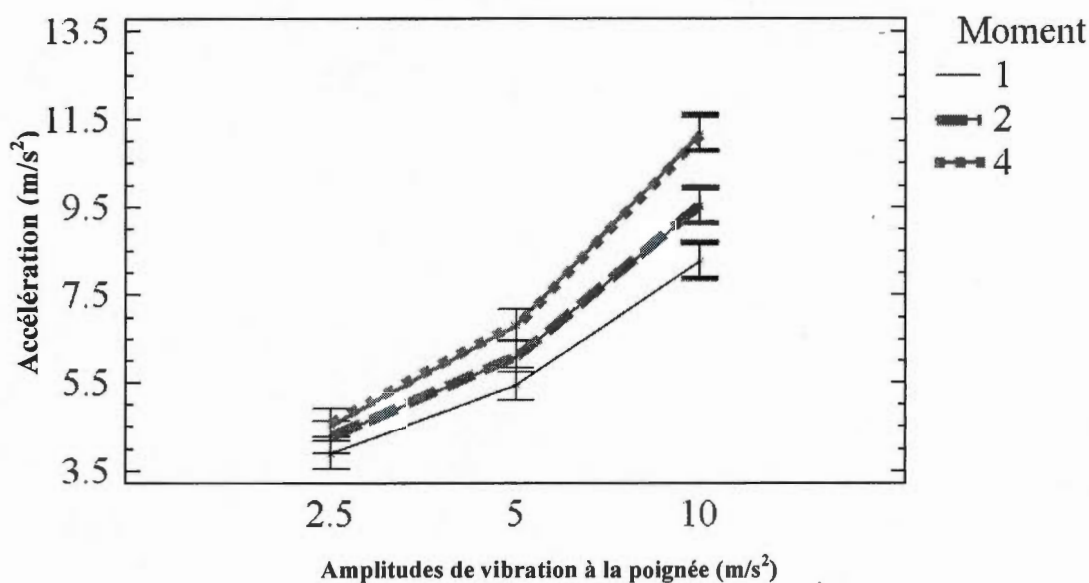


Figure 4.10 : Interaction entre l'amplitude de vibration (m/s^2) à la poignée et du moment de force (Nm) à l'avant-bras sur l'amplitude de vibration (m/s^2) dans l'axe des Z

La figure 4.11 s'intéresse aussi au moment de force, mais cette fois-ci en interaction avec la fréquence de vibration, à l'avant-bras dans l'axe des Z. La fréquence de 20Hz occasionne une transmission de quantité de vibration de supérieure à 40Hz , elle-même supérieure à 65Hz ; plus de moment de force augmente, plus la transmission

augmente également. Par exemple, les valeurs à 1Nm sont de 8.88 m/s^2 à 20Hz contre 5.44 m/s^2 à 40Hz et 3.31 m/s^2 à 65Hz. À 20Hz, les valeurs sont de 8.88, 9.65 et 10.11 m/s^2 pour des moments de force de 1, 2 et 4Nm, respectivement.

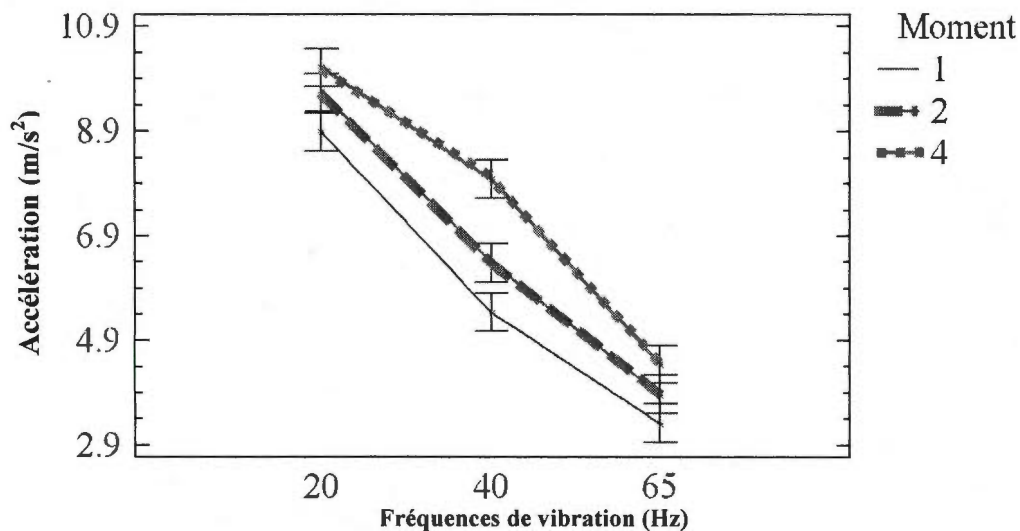


Figure 4.11 : Interaction entre la fréquence de vibration (Hz) et du moment de force (Nm) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) à l'avant-bras dans l'axe des Z

La figure 4.12 illustre l'interaction entre la variable de moment de force ainsi que l'amplitude de vibration à la poignée pour le poignet dans l'axe des Z. Encore une fois, on constate qu'à l'augmentation du moment de force, l'amplitude de vibration à la poignée de 10 m/s^2 entraîne une plus grande quantité de vibration au poignet. Par exemple, on observe des valeurs de 11.36 m/s^2 , 13.34 m/s^2 et 14.92 m/s^2 pour 1, 2 et 4Nm de moment de force, respectivement, tandis qu'à 5 m/s^2 d'amplitude de vibration à la poignée on observe plutôt des résultats de 6.18, 6.93 et 7.76 m/s^2 , pour les mêmes moments de force.

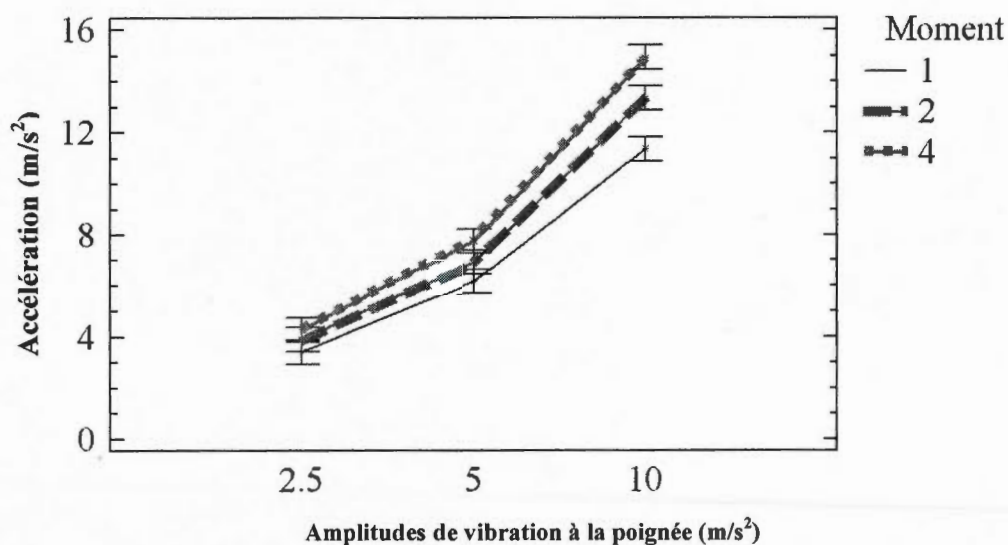


Figure 4.12 : Interaction entre l'amplitude de vibration à la poignée (m/s^2) et du moment de force (Nm) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) pour le poignet dans l'axe des Z

La figure 4.13 décrit l'interaction entre les variables de moment de force et de fréquence de vibration sur l'amplitude de vibration reçue à l'accéléromètre du poignet dans l'axe des Z. On constate que les fréquences de 65Hz entraînent une quantité de vibration inférieure aux fréquences de 20Hz, elles-mêmes inférieures à celles de 40Hz. Le moment de force accentue l'écart entre les fréquences : par exemple, à 1Nm, on observe des accélérations de 7.89, 8.51 et 4.55 m/s^2 pour 20, 40 et 65Hz respectivement, tandis qu'à 4Nm, on parle d'amplitudes de vibration de 8.46, 11.90 et 6.62 m/s^2 pour les mêmes fréquences.

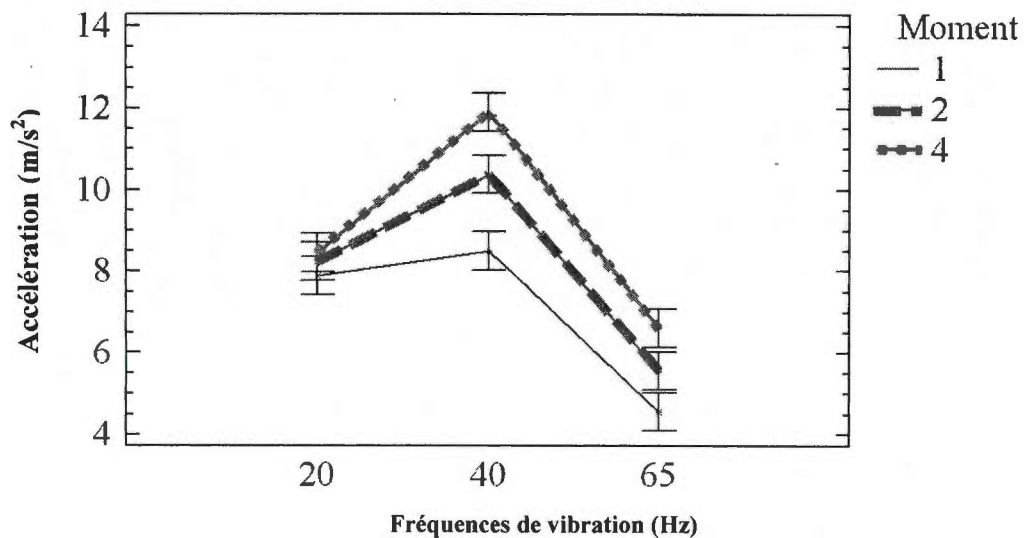


Figure 4.13 : Interaction entre le moment de force (Nm) et de la fréquence de vibration (Hz) sur l'amplitude de vibration pour le poignet (m/s^2) dans l'axe des Z

La figure 4.14 illustre l'interaction existante entre les facteurs de moment de force et de fréquence de vibration sur l'amplitude de vibration au poignet dans l'axe des Z. On observe qu'une force de poussée élevée, à une fréquence de 40Hz, entraîne la quantité de vibrations la plus élevée. Pour 40Hz par exemple, on observe une amplitude de vibration de 9.77, 10.41 et 10.60 m/s^2 pour les poussées de 0, 20 et 40N, respectivement. À 40N de poussée, on observe des amplitudes de vibration de 7.88 m/s^2 à 20Hz, 10.6 m/s^2 à 40Hz et 5.8 m/s^2 à 65Hz.

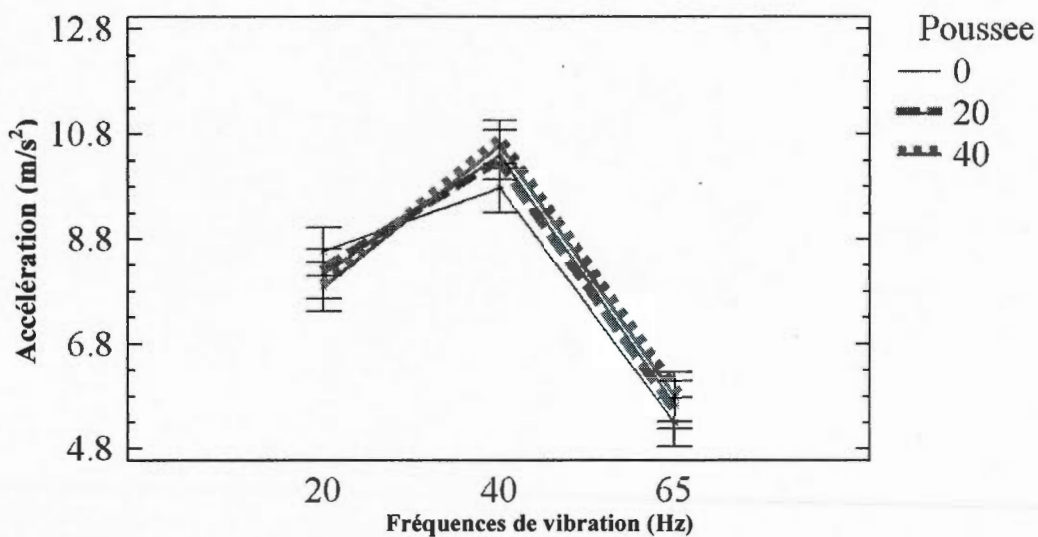


Figure 4.14 : Interaction entre la force de poussée (N) et de la fréquence de vibration (Hz) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) pour le poignet dans l'axe des Z

La figure 4.15 démontre l'effet de l'interaction de l'amplitude de vibration à la poignée et la fréquence vibration sur le poignet dans l'axe Z. Outre l'augmentation de quantité de vibration reçue lorsque l'amplitude à la poignée augmentait, on constate que la fréquence de 40Hz entraîne une quantité de vibration supérieure, suivie de 20Hz, elle-même suivie de 65Hz. À $10m/s^2$ à la poignée, on observe les quantités de vibrations suivantes : $17.0m/s^2$ à 40Hz, $14.0 m/s^2$ à 20Hz et $8.7 m/s^2$ à 65Hz.

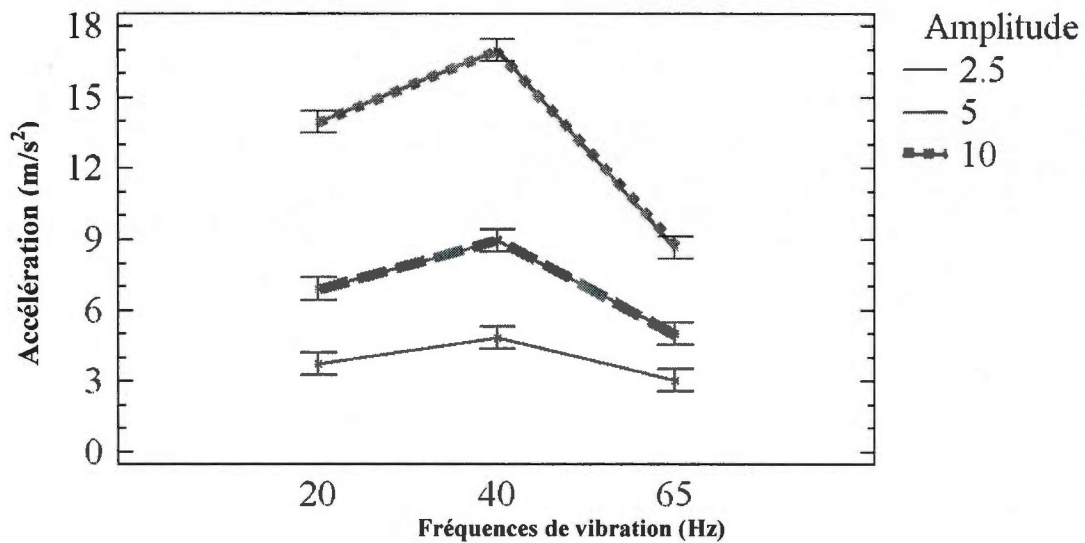


Figure 4.15 : Interaction entre l'amplitude de vibration à la poignée (m/s^2) et de la fréquence de vibration (Hz) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) pour le poignet dans l'axe des Z

On retrouve l'interaction entre les facteurs de moment de force et d'amplitude de vibration à la poignée sur l'amplitude de vibration au poignet dans l'axe des Y à la figure 4.16. L'amplitude de $10 m/s^2$ occasionne la plus grande transmission de vibration, qui croît en fonction du moment. À $10 m/s^2$ on observe des quantités de vibration de $4.44 m/s^2$, $5.56 m/s^2$ et $5.85 m/s^2$ pour des moments de force de 1,2 et 4 Nm respectivement.

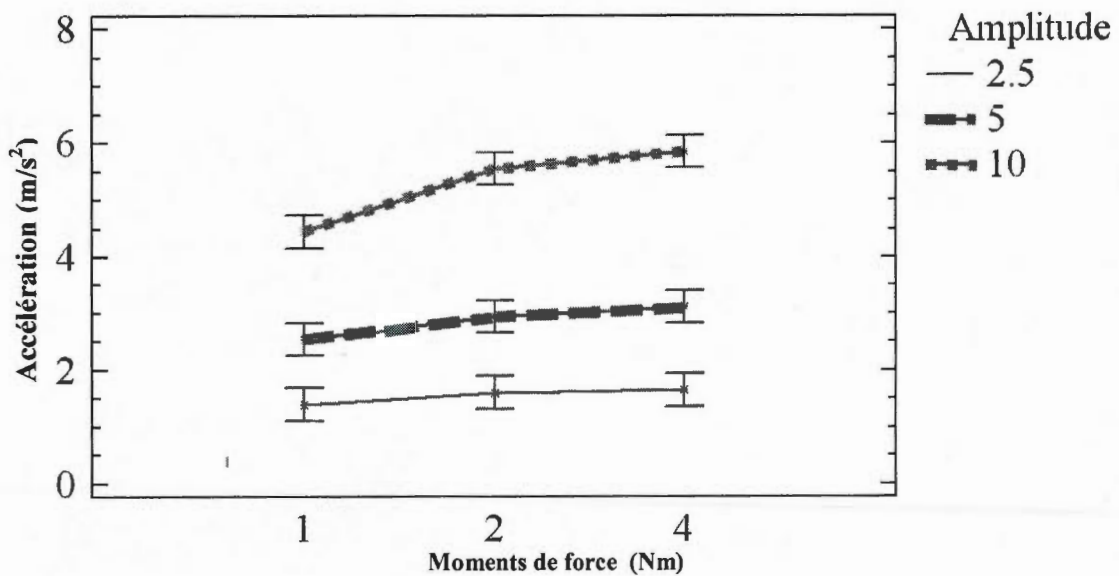


Figure 4.16 : Interaction entre le moment de force (Nm) et de l'amplitude de vibration à la poignée (m/s^2) sur l'amplitude de vibration pour le poignet (m/s^2) dans l'axe des Y.

La figure 4.17 démontre l'effet de l'interaction entre le moment de force ainsi que la fréquence de vibration sur l'amplitude de vibration au poignet dans l'axe des Y. Il est étonnant de constater que les fréquences réagissent différemment en fonction du moment de force. Seule la fréquence de 65Hz réagit de façon croissante en fonction du moment, démontrant des amplitudes de 3.2, 4.3 et 5.2 m/s^2 pour des moments de force de 1, 2 et 4Nm, respectivement. La fréquence de 40Hz montre plutôt des amplitudes de 2.8 m/s^2 à 1Nm, 3.6 m/s^2 à 2Nm et 3.4 m/s^2 à 4Nm.

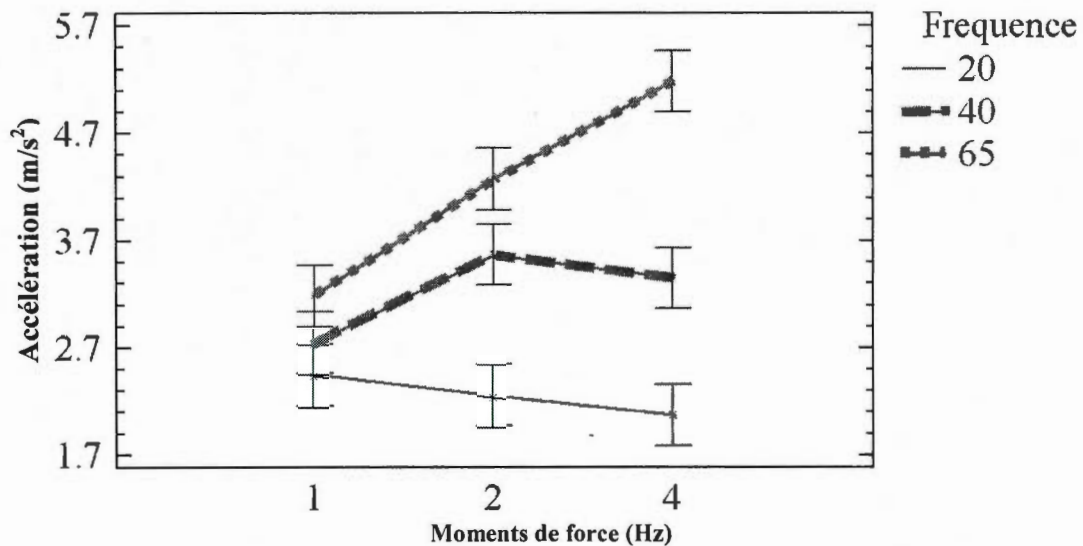


Figure 5.4.17 : Interaction entre moment de force (Nm) et de la fréquence de vibration (Hz) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) pour le poignet dans l'axe des Y

4.6 Discussion de l'influence des paramètres de vibration sur l'amplitude de vibration transmise

La première constatation est qu'une hausse dans l'amplitude de la vibration résulte en une augmentation de la vibration transmise au poignet et à l'avant-bras et ceci dans les deux axes, Z et Y. Des résultats similaires ont été observés par quelques auteurs (Kihlberg, 1995 ; Dewangan et Tewari, 2000) pour des poignées ou des outils vibrants.

La valeur de l'amplitude peut cependant surprendre : on observe que dans certains cas, l'amplitude captée par les accéléromètres est plus élevée que l'amplitude envoyée par la poignée. C'est que l'on remarque à la figure 4.15 sur l'interaction de l'amplitude et de la fréquence de vibration au poignet dans l'axe Z, où lorsque l'amplitude à la poignée est de $10m/s^2$ et à 40Hz de fréquence, on observe une valeur

de 17m/s^2 , soit 70% de surplus. Deux explications peuvent expliquer ce phénomène. D'une part, la résonance peut créer un état d'amplification de l'amplitude de vibration. Toutefois, toujours en se fiant à la figure 4.15, on remarque que même des fréquences n'étant pas décrites comme étant dans la fourchette de résonance entraînent quand même des amplitudes au poignet supérieures aux amplitudes de la poignée. Par exemple, pour 10 m/s^2 à 20Hz, l'amplitude transmise est de 14.0m/s^2 , soit supérieur de 40% à la quantité de vibration émise par la poignée. Outre la résonance, l'autre explication pouvant expliquer ce phénomène serait l'installation des accéléromètres.

Ces derniers sont situés sur la peau à l'aide de bracelets en velcro, ce qui crée une interface élastique entre l'appareil de mesure et les os (le principal médium de transmission de vibration). Nigg et al. (1994) ont observé que la peau peut amplifier le signal d'une amplitude de vibration, phénomène qu'ils expliquent par le fait que la peau a un effet de « fouet » qui augmente l'amplitude captée par l'accéléromètre. Remarquons toutefois que Nigg et al. ont effectué cette étude dans un contexte de forces d'impact (situation de forte amplitude et de basse fréquence), et non de vibration continue. L'impact se traduit cependant comme un « pic » d'amplitude de vibration, plutôt qu'un signal sinusoïdal, le principe de base demeure donc similaire.

Par ailleurs, on observe que dans l'axe des Z (axe principal de vibration), c'est à 40Hz que l'on retrouve la plus grande amplitude de vibration reçue. Cela est consistant avec les observations de Pyykko et al. (1976), Kihlberg (1995), Dong et al. (2004) et Marcotte et al. (2006) qui affirment que la fréquence de résonance du poignet se situe entre 30 et 50Hz. Il est cependant intéressant de constater que dans l'axe des Y (axe vertical, secondaire), c'est la condition à 65Hz qui entraîne le maximum d'amplitude de vibration, suivi de 40 puis de 20Hz. Ces auteurs ne décrivent pas exactement l'absorption de vibration au poignet dans cet axe : on aurait pu s'attendre à avoir la valeur d'amplitude de vibration la plus élevée à 40Hz, comme dans l'axe Z. Au niveau de l'avant-bras, on remarque que la fréquence ayant le plus

d'impact au niveau de la transmission de vibration est celle de 20Hz, suivie de 40 et de 65Hz et ce, tant dans l'axe Z que l'axe Y. Cette tendance est donc différente de celle du poignet, où le point de résonance est inconsistant à travers les différents axes, mais selon Dong et al. (2007), le point de résonance du coude et de l'humérus est sous la barre des 25Hz. Toutefois, dans sa modélisation, Dong regroupe la paume et l'avant-bras dans le même module. Cependant, là où les os du poignet sont relativement comprimés à cause des forces de préhension et de poussée (ce qui facilite la transmission de vibration), l'avant-bras est doté d'un plus grand volume de tissus musculaires, qui peuvent contribuer à une absorption supplémentaire des vibrations. Cela rejoindrait les conclusions de l'étude de Sörensson et Burstrom (1997), qui ont eux aussi observé une transmission des vibrations supérieure à 20Hz au coude lorsque les participants saisissaient une poignée vibrante.

4.7 Résultats et discussion de l'influence du somatotype sur l'amplitude de vibration transmise

Au niveau de l'influence du somatotype sur la transmissibilité de vibration, le seul résultat significatif est une interaction à trois niveaux entre le somatotype, l'amplitude de vibration à la poignée et la fréquence de vibration au poignet dans l'axe des Y. Par exemple, les ectomorphes subissent une plus grande quantité de vibration que les mésomorphes à 7.65m/s^2 contre 5.86m/s^2 à 65Hz et 10m/s^2 .

Par ailleurs, la variable « somatotype » n'a eu aucune influence significative ($p < 0.05$) lors de l'expérimentation. En ce sens nos résultats diffèrent de ceux de Dewangan et Tewari (2009), qui avaient observé que des participants avec des membres plus volumineux subissaient une moins grande quantité de vibrations. Ils reprennent ainsi la notion introduite par Dong et al. (2004) « d'absorption de vibration par volume », comme quoi les participants mésomorphes ou endomorphes devraient subir une

moins grande quantité de vibration que les ectomorphes en raison de leur masse moins prépondérante. Les ondes vibratoires se « dilueraient » dans une plus grande quantité de matière.

Rappelons que le tissu musculaire est plus dense que le tissu adipeux : 1.06g/ml pour les tissus musculaires selon Urbanek et al. 2001, et 0.92 g/ml pour le tissu adipeux selon Farvid et al., 2005. Or, le critère de sélection des participants était d'être des ectomorphes ou mésomorphes dominants selon le test de Heath and Carter (1967, 1983). Il advient que les mésomorphes pouvaient être des mésomorphes dominants avec une tendance ectomorphe (taux de gras faible) ou avec une tendance endomorphe (taux de gras élevé). Nos participants étaient contrôlés en fonction de leur dominance, et non en fonction de leurs tendances.

Dans le cas présent, s'il est certain que les mésomorphes sont dotés d'un plus grand volume de tissus, il est difficile de dire à quel point la différence d'absorption de vibration chez les participants est due à une grande masse musculaire, ou une grande masse musculaire et adipeuse.

4.8 Influence des variables biomécaniques sur les mesures électromyographiques

La section 4.8 comprend les figures 4.18 à 4.30, qui répertorient les effets principaux et d'interactions qu'ont eues les variables de poussée et de moment de force sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM_{moy}).

4.8.1 Effets principaux

La section suivante décrit les résultats électromyographiques obtenus en fonction des différentes forces biomécaniques appliquées, soient la force de poussée (dans le sens de la vibration) et le moment de force au poignet. La figure 4.18 regroupe les 8 graphiques traitant de l'effet du moment de force sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM_{moy}) de tous les muscles.

Pour le trapèze, les valeurs sont de 4.3, 5.8 et 8.9% pour des moments de force de 1, 2 et 4Nm, respectivement. Chaque valeur présente un écart significatif avec les autres ($p < 0.05$). Pour le deltoïde antérieur, le %CVM_{moy} présente des valeurs de 9.4, 12.2, 17.9% pour des moments de force de 1, 2 et 4Nm. On observe des valeurs de 5.7, 7.9 et 14.1% en fonction de moment de force au poignet de 1, 2 et 4Nm pour le biceps brachial. Au niveau du triceps brachial, on observe des valeurs de 1.8, 2.3 et 3.6% en fonction de moments de force au poignet de 1, 2 et 4Nm. Chez le muscle long extenseur radial du carpe, les valeurs observées sont de 6.2% pour 1Nm, 8% pour 2Nm et 12.5% pour 4Nm de moment de force au poignet. Le muscle extenseur commun des doigts présente des valeurs de 12.2% à 1Nm, 15.4% à 2Nm et 19.1% à 4Nm. On observe des valeurs de 7.9% à 1Nm, 12.1% à 2Nm et 22.8% à 4Nm pour le fléchisseur des doigts. Au niveau du %CVM_{moy} du muscle fléchisseur ulnaire du

carpe. Les valeurs sont de 9.6, 15.8 et 30.4% pour des valeurs de moment de force de 1, 2 et 4 Nm.

Pour l'ensemble de ces muscles, tous les écarts entre les valeurs sont significatifs ($p < 0.05$), respectivement.

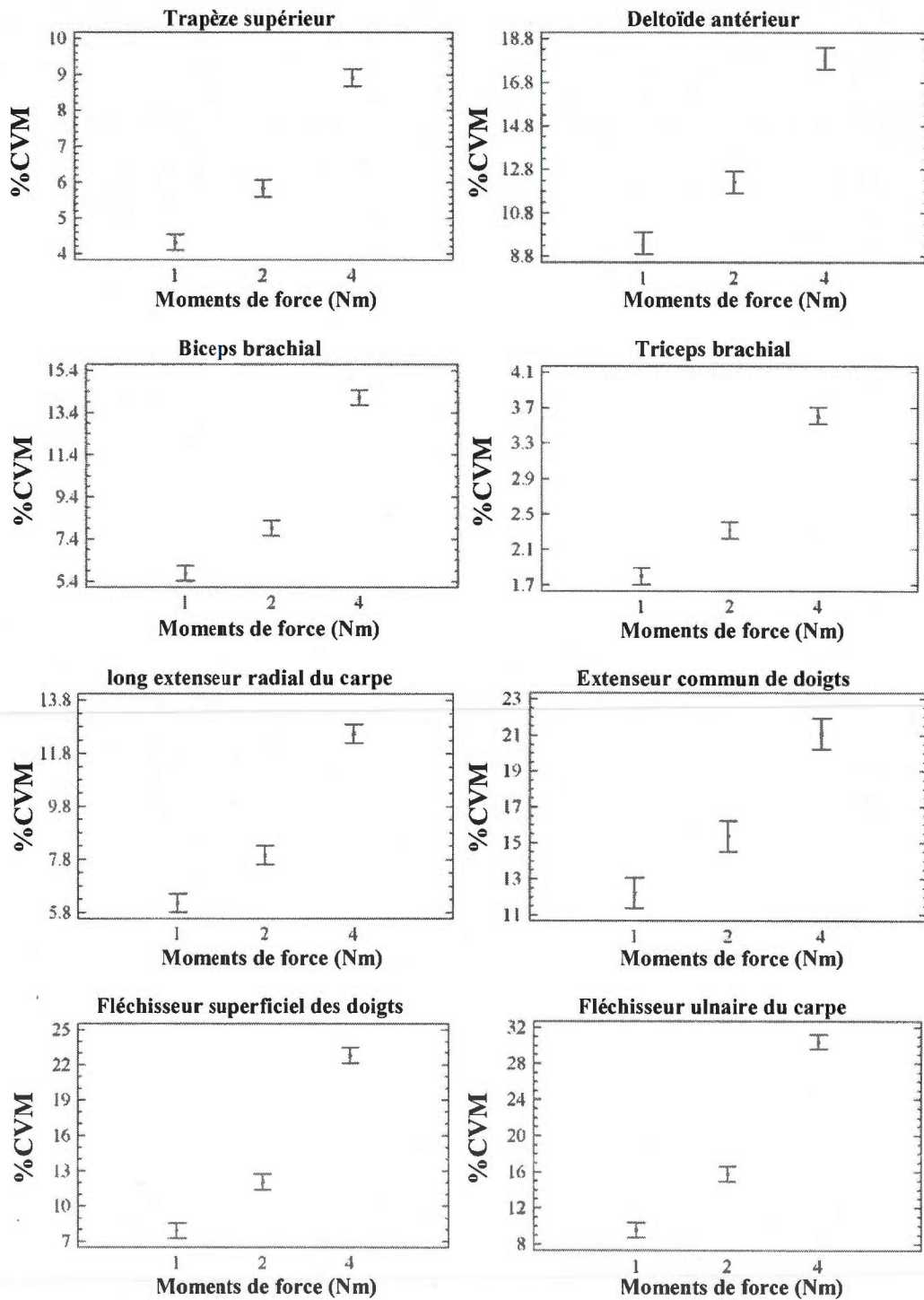


Figure 4.18 : Pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM_{moy}) de l'ensemble des muscles en fonction du moment de force (Nm)

La force de poussée est significative au niveau de cinq muscles : les 4 muscles de l'épaule et l'extenseur commun des doigts. La figure 4.19 regroupe les cinq graphiques décrivant les effets de force de poussée sur ces muscles.

Le trapèze présente des valeurs de 5.7% à 0N, 6.5% à 20N et 6.9% à 40N. L'écart entre les valeurs de 20 à 40N n'est pas significatif ; les autres écarts le sont ($p < 0.05$). En ce qui a trait au deltoïde antérieur, les valeurs sont de 8.9% à 0N, 13.1% à 20N et 17.5% à 40N. Toutes les valeurs présentent un écart significatif entre elles ($p < 0.05$).

Pour le biceps brachial, les valeurs sont de 8.5% à 0N de poussée, 9.3% à 20N de poussée et 10% à 40N de poussée. Toutefois, l'écart entre 20 et 40N de force de poussée n'est pas significatif, tandis que les autres écarts le sont ($p < 0.05$). Au niveau du triceps brachial, on observe des valeurs de l'ordre de 2.4% à 0N de poussée, 2.5% à 20N de poussée et 2.8% à 40N de poussée. Tous les écarts sont significatifs ($p < 0.05$).

Le seul muscle de l'avant-bras réagissant à la force de poussée, l'extenseur commun des doigts, démontre des valeurs de $\%CVM_{moy}$ qui sont de 12.8, 16.8 et de 19.1% pour des forces de poussée de 0, 20 et 40N. L'écart entre 0-20N et 0-40N est significatif ($p < 0.05$) mais pas l'écart entre 20-40N.

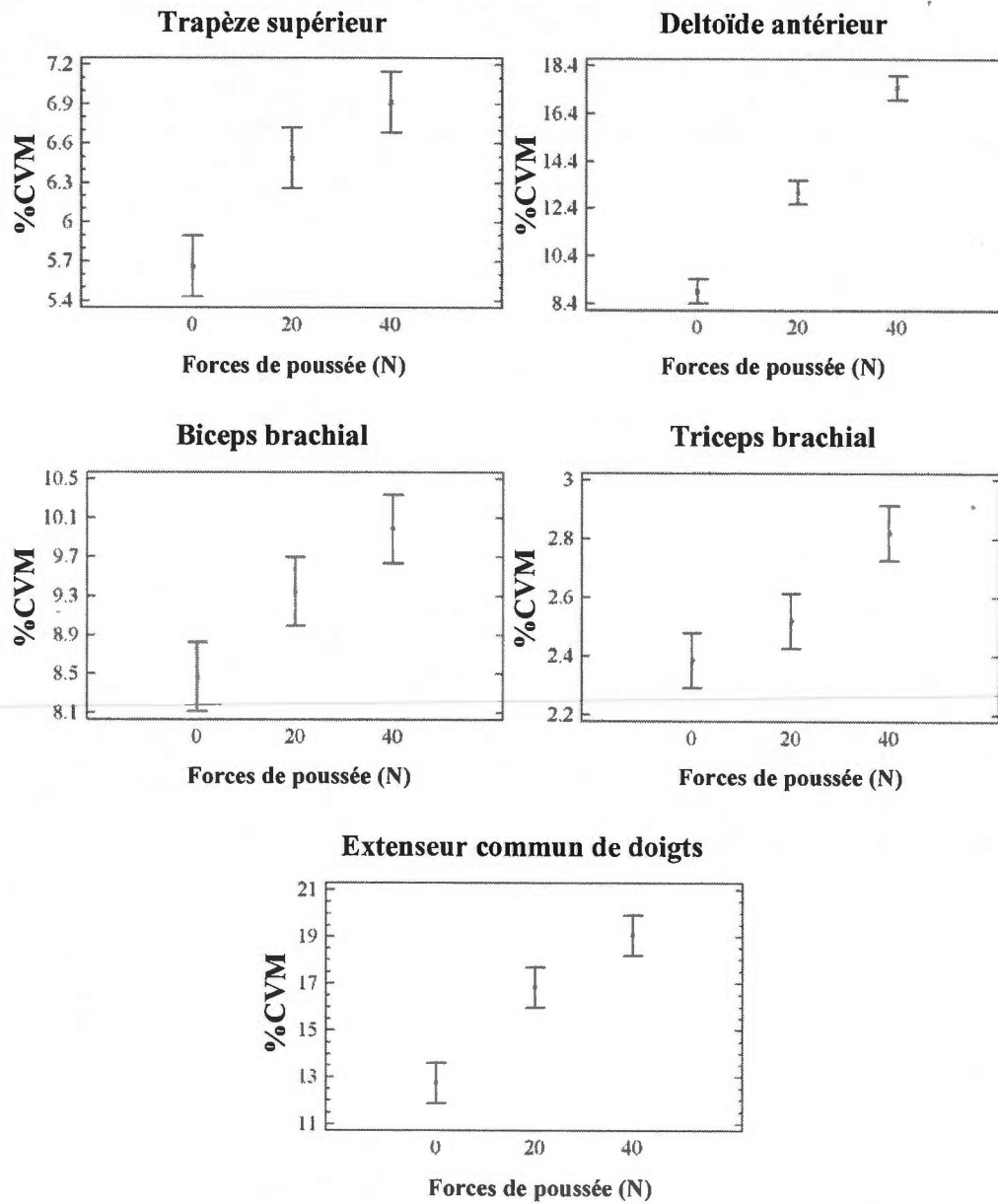


Figure 4.19: Pourcentage de contraction volontaire maximale moyen ($\%CVM_{\text{moy}}$) des muscles en fonction de la force de poussée (N)

4.8.2 Effets d'interaction

La figure 4.20 décrit l'interaction significative ($p < 0.05$) de la force de poussée et du moment de force sur le $\%CVM_{moy}$ du deltoïde antérieur. Lorsque l'on couple les paramètres de l'interaction à la hausse, on constate toujours une augmentation du $\%CVM_{moy}$. Par exemple, le $\%CVM_{moy}$ à 20N-2Nm est de 12.1% ; à 40N-2Nm, ce $\%CVM_{moy}$ est de 16.5% ; à 20N-4Nm, il s'agit de 17.7%. La valeur la plus élevée est celle avec les paramètres les plus élevés, soit 22.6% pour l'interaction à 40N-4Nm.

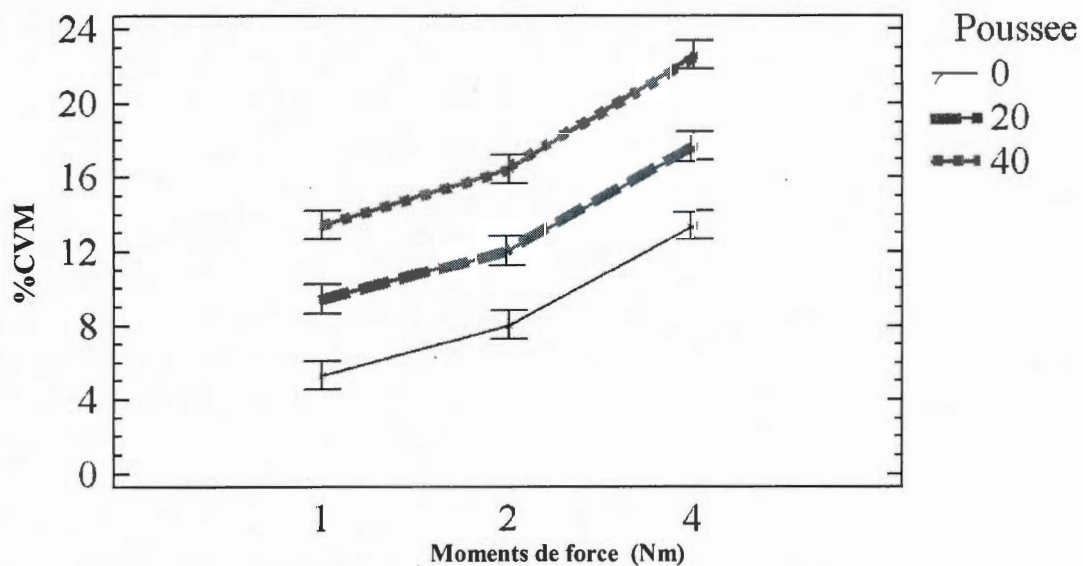


Figure 4.20 : Interaction entre la force de poussée (N) et du moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen ($\%CVM_{moy}$) du deltoïde antérieur

La figure 4.21 décrit l'interaction significative ($p < 0.05$) des variables de force de poussée et de moment de force sur le $\%CVM_{moy}$ du biceps brachial. On constate que

le moment de force semble avoir une influence plus grande que la force de poussée : par exemple, à 20N de poussée, les $\%CVM_{moy}$ sont de 5.9% à 1Nm, 8.2% à 2Nm et 14% à 4Nm. Cependant, à 2Nm, les valeurs du $\%CVM_{moy}$ sont de 7.1%, 8.2 et 8.46% pour des forces de poussée de 0, 20 et 40N, respectivement.

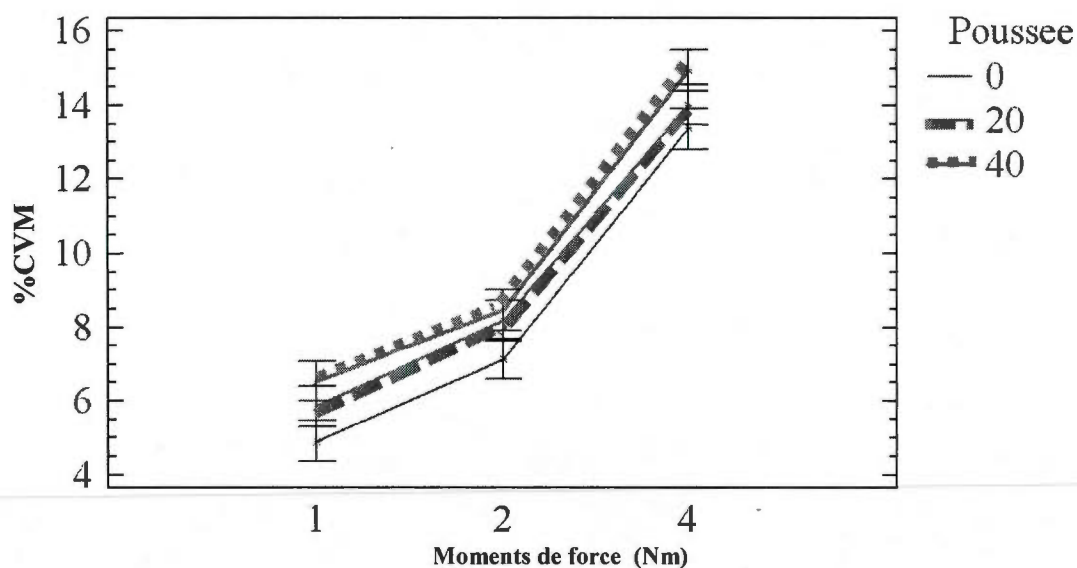


Figure 4.21: Interaction entre la force de poussée (N) et du moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen ($\%CVM_{moy}$) du biceps brachial

La figure 4.22 décrit l'interaction significative ($p < 0.05$) de la force de poussée et du moment de force sur le $\%CVM_{moy}$ du triceps brachial. L'augmentation des paramètres cause une augmentation du $\%CVM_{moy}$ en conséquence. Par exemple, à 20N-2Nm on observe un $\%CVM_{moy}$ de 2.25% ; à 40N-2Nm, 2.53% ; à 20N-4Nm, 3.56% et à 40N-4Nm, 3.79%.

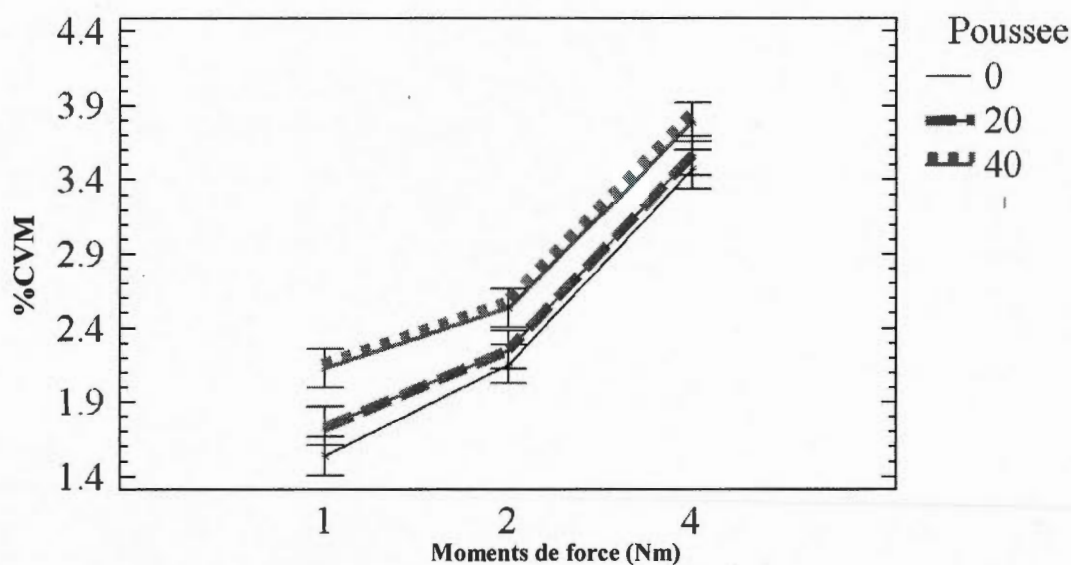


Figure 4.22: Interaction entre la force de poussée (N) et du moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM_{moy}) du triceps brachial.

La figure 4.23 présente l'effet de l'interaction significative ($p < 0.05$) des variables de force de poussée et de moment de force sur le %CVM_{moy} du long extenseur radial du carpe. De manière analogue aux muscles fléchisseurs du coude avec une interaction significative similaire, on observe ici aussi une augmentation du %CVM_{moy} lorsque les différents paramètres sont plus élevés. À 20N de poussée, par exemple, les valeurs de %CVM_{moy} sont de 6, 8.2 et 12.7% pour des moments de force de 1, 2 et 4Nm, respectivement. Si le moment de force est de 2Nm, les valeurs moyennes de %CVM_{moy} sont de 7% à 0N, 8.2% à 20N et 8.7% à 40N de force de poussée. La valeur maximale de %CVM_{moy} est de 13.1% et est atteinte à la combinaison 40N-4Nm.

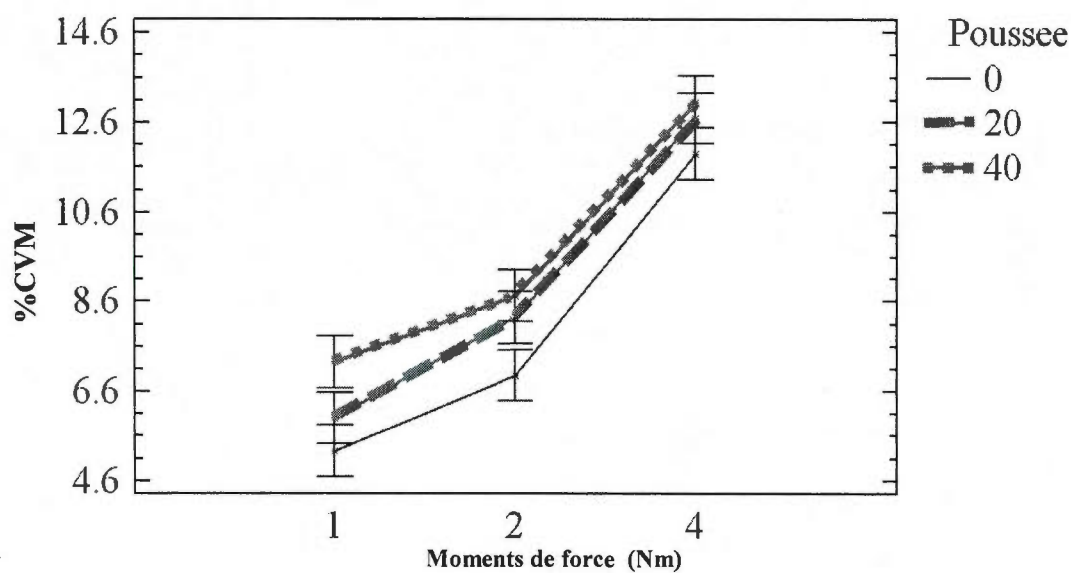


Figure 4.23: Interaction entre force de poussée (N) et du moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM_{moy}) du muscle long extenseur radial du carpe

La figure 4.24 décrit l'effet qu'a l'interaction significative ($p < 0.05$) entre la force de poussée et le moment de force sur le %CVM_{moy} du muscle extenseur commun des doigts. On observe que lorsque les paramètres des variables biomécaniques augmentent, les %CVM_{moy} augmentent également. À 4Nm, les %CVM_{moy} sont de 18.3% à 0N, 21.4% à 20N et 23.5% à 40N de force de poussée. À 40N de force de poussée, les %CVM_{moy} sont de 15.8, 18 et 23.5% à 1, 2 et 4Nm, respectivement.

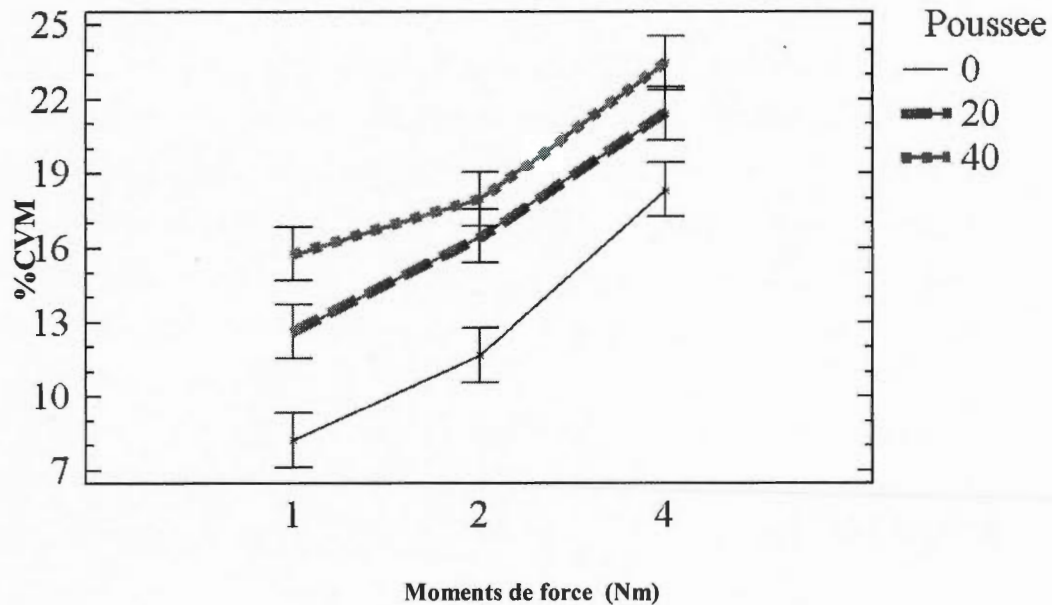


Figure 4.24: Interaction entre la force de poussée (N) et du moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM_{moy}) muscle extenseur commun des doigts

4.9 Discussion de l'influence des variables biomécaniques sur les mesures électromyographiques

Peu d'études ont examiné les effets de la variable biomécanique sur l'activité musculaire durant la vibration. Hartung et al. (1993) avaient observé l'augmentation de l'activité électrique du fléchisseur des doigts lorsque la force de préhension était plus élevée. Ils avaient aussi observé que l'activité électrique du biceps et du triceps augmentaient lorsque la force de poussée augmentait.

C'est le constat que l'on peut généralement faire en observant les résultats énoncés précédemment : le %CVM_{moy} augmente lorsqu'une, l'autre ou les deux variables biomécaniques augmentent. Le moment de force se révèle à être une variable significative pour tous les muscles et chaque écart est significatif.

Il peut être surprenant de constater à quel point une seule variable peut avoir autant d'influence sur autant de muscles avec des fonctions différentes. Pour les muscles mobilisateurs primaires (trapèze supérieur, deltoïde antérieur, biceps brachial, long extenseur radial du carpe, fléchisseur superficiel des doigts), ces augmentations sont logiques. Le trapèze a un rôle de soutien et d'élévation de l'épaule en cas de charge lourde ; le deltoïde annule la force de rotation à l'épaule induite par le moment de force croissant ; le biceps se comporte de la même façon au niveau du coude. Le long extenseur radial du carpe est un déviateur radial : alors que la charge causerait une déviation ulnaire, c'est donc le muscle de première ligne qui va contribuer au maintien de la position neutre du poignet. Le fléchisseur des doigts va aussi contribuer de façon importante, notamment en raison de l'augmentation de force de préhension requise à cause de l'augmentation du moment de force et pour empêcher que la poignée du montage glisse entre les doigts. Pour tous ces muscles, l'augmentation de la charge se traduit donc automatiquement par une sollicitation accrue afin de réaliser la tâche. Outre Hartung et al. (1993), Gurram et al. (1995) avaient aussi observé qu'à l'augmentation de la force de préhension, le fléchisseur superficiel des doigts présentait aussi une augmentation de son taux de contraction.

Les cas du triceps brachial ($3.6\%CVM_{moy}$ à 4Nm), de l'extenseur commun des doigts ($19\%CVM_{moy}$ à 4Nm) et fléchisseur ulnaire du carpe ($30\%CVM_{moy}$ à 4Nm) sont plus surprenants, vu qu'ils ne sont théoriquement pas des mobilisateurs primaires du mouvement contribuant à annuler la force de rotation du moment de force. Ces résultats peuvent s'expliquer entre autres à l'aide du phénomène de co-contraction. Ce phénomène a lieu entre autres lors d'efforts isométrique de préhension, que ce soit lors de saisies de précision ou de puissance (Smith, 1981). L'utilisation combinée du triceps et du biceps brachial (son antagoniste) permet de bien contrôler la position de l'avant-bras afin que ce dernier soit parallèle au sol. L'extenseur commun des doigts est l'antagoniste du fléchisseur superficiel des doigts et ces deux muscles travaillent ensemble afin de stabiliser le poignet : ensemble, ils empêchent le poignet de

s'enrouler vers l'intérieur lors de fortes contractions. Le fléchisseur ulnaire du carpe, antagoniste du long extenseur radial du carpe, est aussi un fléchisseur du poignet, ce qui explique sa sollicitation élevée.

Au niveau de la force de poussée, on observe une tendance voulant que son augmentation se traduise par une augmentation du $\%CVM_{moy}$, du moins aux muscles de l'épaule, du coude et à l'extenseur commun des doigts. Notons toutefois que contrairement à la variable du moment de force, ce n'est pas tous les paramètres qui présentent des écarts significatifs au sein d'un même muscle. Les muscles ne répondant pas à la force de poussée sont donc le long extenseur radial du carpe, le fléchisseur superficiel des doigts et le fléchisseur ulnaire du carpe. La poussée induit une flexion du poignet, ce qui désengage la contraction de ces muscles, qui y contribuent. Il est également possible que la force de pousse génère une force de friction entre la poignée et la main, ce qui contribue à désengager les muscles de l'avant-bras.

Le trapèze supérieur, par exemple, présente une réponse significative du $\%CVM_{moy}$ en présence de force de poussée. Cependant, sa faible implication (5.7% à 0N versus 6.9% à 40N) souligne le fait qu'il ne participe pas de façon primaire à l'activité de poussée. Il est probable que le trapèze soit engagé de manière inconsciente par le participant de manière à stabiliser l'articulation scapulo-humérale lors de la poussée. Le deltoïde antérieur contribue à la poussée à cause de sa composante de flexion de l'épaule, ce qui explique l'augmentation quasiment linéaire du $\%CVM_{moy}$ avec la force de poussée.

Le biceps brachial, dont le court chef a une fonction de flexion de l'épaule, contribue donc aussi à la poussée, mais dans une mesure moindre, comme en témoigne l'écart non-significatif entre 20 et 40N de force de poussée (9.3 et 10% contre 8.5% à 0N). L'implication limitée du triceps brachial, tant par l'écart non-significatif entre 0 et 20N de force de poussée que par le $\%CVM_{moy}$ presque négligeable (2.8% à 40N) est

étonnant. Intuitivement, le triceps semblait être le muscle qui serait le plus sollicité dans la tâche de poussée. Cependant, l'angle de 0° à l'épaule, couplé à un angle de 90° de flexion du coude, le triceps brachial ne semble pas créer de force. La force principalement exercée dans l'axe de l'avant-bras sur la poignée de semble pas créer de force de rotation vers l'extension du coude. C'est possiblement pourquoi Hartung et al. (1993), dont l'angle relatif au coude était de 120° et non de 90° , ont observé que le biceps brachial et le triceps brachial répondaient à une force de poussée accrue par un taux de contraction significativement plus élevé. L'angle permettant au triceps de se contracter, il a réagi à la force externe.

L'implication du muscle extenseur commun des doigts (12.8% à 0N et 19.1% à 40N) est elle aussi étonnante en ce sens qu'un muscle de l'avant-bras n'est pas un mobilisateur primaire d'une force de poussée. Seo et al. (2008) soulignent que lors d'une poussée maximale sur une poignée cylindrique, la force des muscles de l'avant-bras n'est pas un facteur limitatif de la force appliquée, car ils sont peu impliqués dans la tâche. Les résultats peuvent alors s'expliquer par la saisie de la poignée. Les participants avaient pour instruction de garder leur paume alignée avec l'avant-bras. Cependant, comme le soulignent Seo et al. (2008), dans une telle tâche de poussée, le poignet a tendance à fléchir légèrement car c'est dans cet angle que la force de poussée optimale peut être déployée. Cependant, le fait de tenter de garder le poignet neutre sollicite l'extenseur commun des doigts, qui se contracte afin de respecter cette instruction. Les autres muscles de l'avant-bras ne présentent pas une réponse significative à la force de poussée. C'était attendu, dans le sens où aucun de ces muscles ne permet d'exercer une force dans l'axe des Z. L'interface main-poignée se faisant à la paume, seuls les muscles de l'épaule et du coude sont en mesure de propulser l'avant-bras et la main dans l'axe Z ; les muscles de l'avant-bras ne font que déplacer le poignet dans les axes X et Y.

Au niveau de l'interaction entre le moment de force et la force de poussée, cinq muscles se révèlent comme étant significatifs. Les figures 4.20 à 4.24, comprenant le

deltoïde antérieur, le biceps brachial, le triceps brachial, le long extenseur radial du carpe et l'extenseur commun des doigts sont impliqués dans cette interaction. Ces muscles respectent la loi de Newton : devant une tâche demandant une force accrue, les muscles déploient une force plus élevée pour répondre aux besoins de la tâche. L'absence du trapèze au chapitre des interactions va dans le sens de ce qui a été exprimé plus tôt, comme quoi ce muscle a un rôle mineur dans le déploiement de la force de poussée.

4.10 Influence des paramètres de vibration sur les mesures électromyographiques

La section 4.10 rapporte les figures 4.25 à 4.28 qui décrivent l'influence des variables d'amplitude et de fréquence de vibration sur l'amplitude de vibration transmise sur le $\%CVM_{moy}$ des différents muscles étudiés. On y retrouve tant des effets principaux que des effets d'interaction.

4.10.1 Effets principaux

Cette section décrit les résultats de l'activité musculaire quant au pourcentage de contraction volontaire maximale moyen et l'influence des deux variables associées à la vibration, soit l'amplitude et la fréquence. La figure 4.25 regroupe les sept graphiques représentant l'effet des différentes fréquences de vibration sur le $\%CVM_{moy}$. Le seul muscle n'ayant pas d'effet significatif avec cette variable est l'extenseur commun des doigts.

Au niveau du muscle trapèze supérieur, on observe que le $\%CVM_{moy}$ est de 5.9% à 20Hz, 6.4% à 40Hz et de 6.8% à 65Hz. Chaque écart est significatif ($p < 0.05$). Le deltoïde antérieur présente des valeurs de $\%CVM_{moy}$ de 12.6, 13.6 et 13.3% pour 20,

40 et 65Hz respectivement. L'écart entre les valeurs de 40 et 65Hz n'est pas significatif alors que les autres écarts le sont ($p < 0.05$). Pour le biceps brachial, les valeurs de $\%CVM_{moy}$ sont de 8.5% à 20Hz, 9.2% à 40Hz et 10.1% à 65Hz. L'écart entre 20 et 40Hz n'est pas significatif tandis que les autres le sont ($p < 0.05$).

Le triceps brachial rapporte des valeurs $\%CVM_{moy}$ de 2.3% à 20Hz, 2.6% à 40Hz et 2.8% à 65Hz. L'écart entre 40 et 65Hz n'est pas significatif ($p > 0.05$). Le $\%CVM_{moy}$ est de 8.7, 8.9 et 9.2% pour des fréquences de vibration de 20, 40 et 65Hz respectivement chez le muscle long extenseur radial du carpe. L'écart entre 20 et 40Hz n'est cependant pas significatif, contrairement aux autres écarts, qui le sont ($p < 0.05$).

Au niveau du fléchisseur superficiel des doigts est, le $\%CVM_{moy}$ est de 13.1% à 20Hz, à 14.6% à 40Hz et à 15.1% à 65Hz. L'écart entre 40 et 65Hz n'est pas significatif, mais tous les autres le sont ($p < 0.05$).

Chez le fléchisseur ulnaire du carpe, on observe des taux de $\%CVM_{moy}$ de 17, 19.2 et 19.6% pour des fréquences de vibration de 20, 40 et 65Hz, respectivement. Tous les écarts sont significatifs ($p < 0.05$) sauf celui entre 40 et 65Hz.

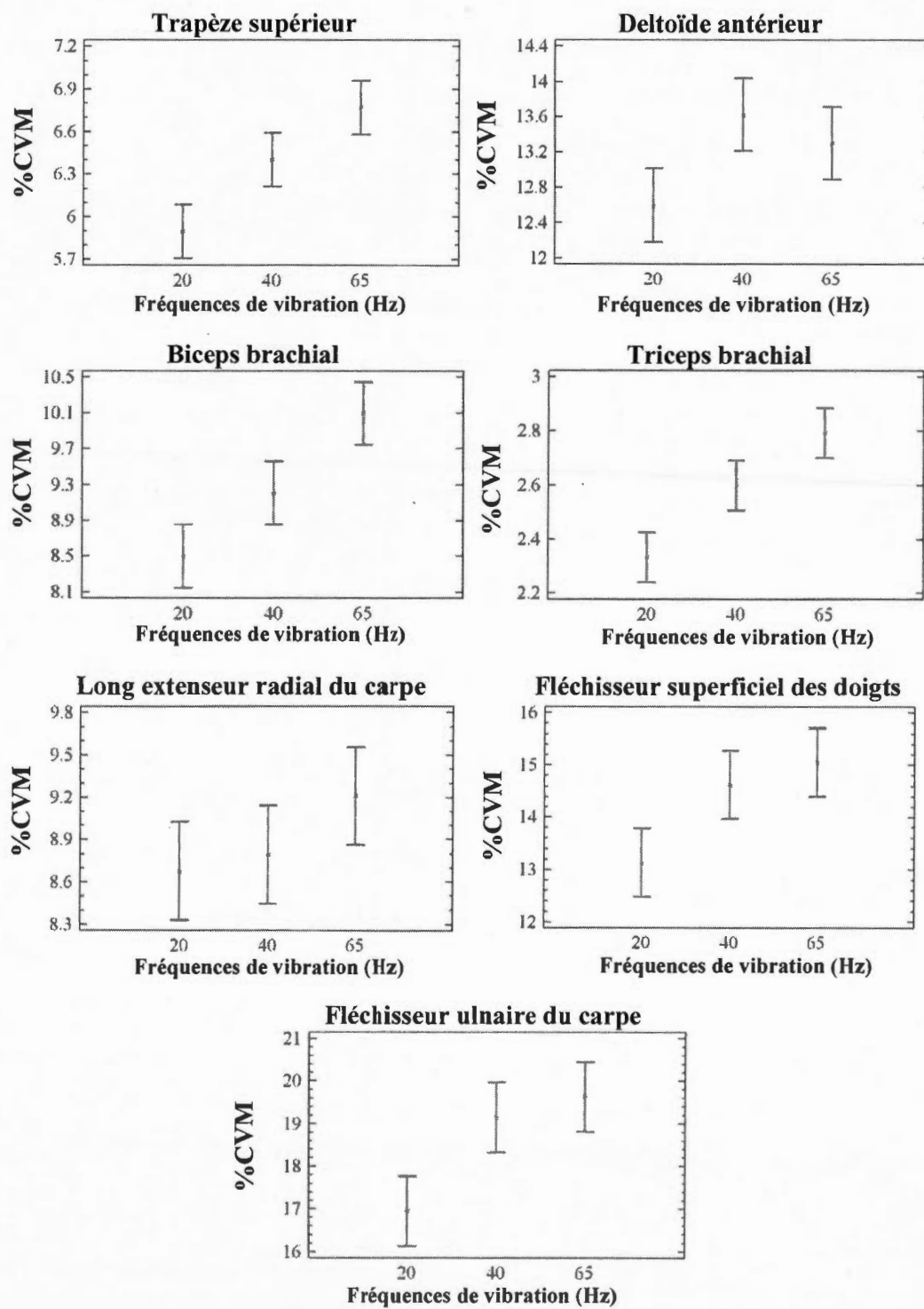


Figure 4.25 : Pourcentage de contraction musculaire (%CVM_{moy}) en fonction des fréquences de vibration sur les muscles étudiés

La figure 4.26 regroupe les sept graphiques représentant l'effet des différentes amplitudes de vibration sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen. Seul le trapèze supérieur n'a pas réagi à cette variable.

Pour le deltoïde antérieur, on constate que le $\%CVM_{moy}$ est de 12.9% à $2.5m/s^2$, de 12.9% à $5m/s^2$ tandis qu'à $10m/s^2$ le $\%CVM_{moy}$ est de 13.7%. L'écart entre $2.5 m/s^2$ et $5m/s^2$ n'est pas significatif, mais les autres écarts le sont ($p<0.05$).

Au niveau du biceps brachial, on constate qu'aux amplitudes $2.5m/s^2$, $5m/s^2$ et $10m/s^2$, les valeurs de $\%CVM_{moy}$ sont de 9, 9.2 et 9.6% de $\%CVM_{moy}$, respectivement. Cependant, seul l'écart entre $2.5m/s^2$ et $10m/s^2$ est significatif ($p<0.05$). Les valeurs de $\%CVM$ sont de 2.3, 2.5 et 2.8% pour des valeurs d'amplitude de 2.5, 5 et $10m/s^2$ pour le triceps brachial. Tous les écarts sont significatifs, ($p<0.05$).

Le long extenseur radial du carpe affiche des valeurs de $\%CVM_{moy}$ de 8.5, 8.8 et 9.4% pour des amplitudes de vibration de 2.5, 5 et $10m/s^2$, respectivement. L'écart entre 2.5 et $5m/s^2$ n'est cependant pas significatif, tandis que les autres écarts le sont ($p<0.05$). Les valeurs de $\%CVM_{moy}$ de l'extenseur commun des doigts sont de 15.5% pour $2.5m/s^2$, 16.2% pour $5m/s^2$ et 17% pour $10m/s^2$. Seul l'écart entre 2.5 et $10 m/s^2$ est significatif ($p<0.05$).

Le muscle fléchisseur superficiel des doigts démontre, pour des amplitudes de vibration de 2.5, 5 et $10m/s^2$, des taux de $\%CVM_{moy}$ sont de 14, 14.2 et 14.6%. Aucun écart n'est significatif hormis l'écart entre 2.5 et $10m/s^2$. Chez le fléchisseur ulnaire du carpe, on observe des valeurs de $\%CVM_{moy}$ de 18.2 à $2.5m/s^2$, 18.3% à $5m/s^2$ et 19.2% à $10m/s^2$. Seul l'écart entre 2.5 et $10m/s^2$ est significatif.

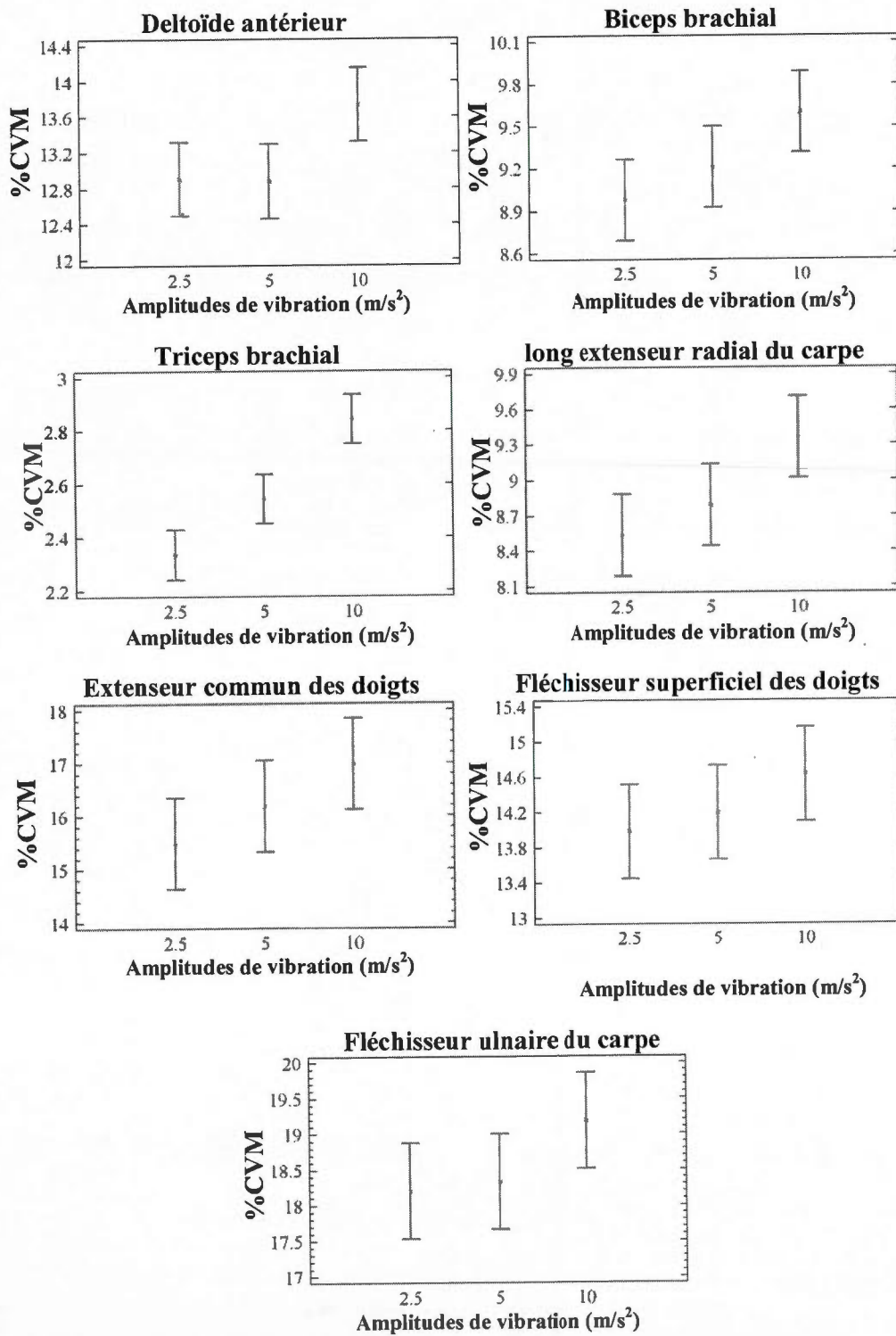


Figure 4.26 : Pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM_{moy}) du muscle biceps brachial en fonction des différentes amplitudes de vibration (m/s²)

4.10.2 Effets d'interaction

Les effets d'interactions liées aux variables de vibrations sont représentés aux figures 4.27 et 4.28 et ont rapport aux variables de la force de poussée ainsi que d'amplitude et de fréquence de vibration.

L'interaction significative ($p < 0.05$) entre la force de poussée et les amplitudes de vibration sur le $\%CVM_{moy}$ est décrite à la figure 4.27. On remarque que la force de poussée augmente le $\%CVM_{moy}$ du deltoïde. Par exemple, à 2.5 m/s^2 , les taux de contraction sont de 8.6, 13.2 et 16.9% pour les forces de poussée de 0, 20 et 40N. Entre elles, les amplitudes évoluent peu : à 40N de poussée, les $\%CVM_{moy}$ sont de 16.9% à 2.5 m/s^2 , 17% à 5 m/s^2 et 18.6% à 10 m/s^2 .

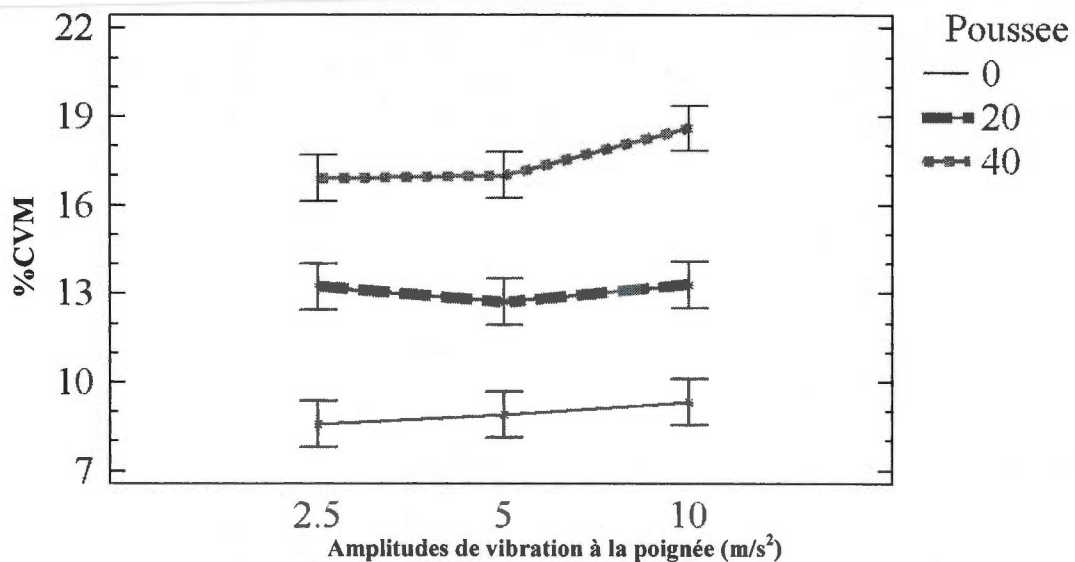


Figure 4.27 : Interaction entre l'amplitude (m/s^2) et de la force de poussée (N) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen ($\%CVM_{moy}$) du muscle deltoïde antérieur

La figure 4.28 rapporte l'effet de l'interaction significative ($p < 0.05$) de la force de poussée et de la fréquence de vibration sur le $\%CVM_{moy}$ du muscle extenseur commun des doigts. On observe que pour une force de poussée donnée, la fréquence de 40Hz semble entraîner des valeurs de $\%CVM_{moy}$ plus élevées que les deux autres fréquences. À 0N, on a des $\%CVM_{moy}$ de 11.7, 13.8 et 12.8% pour des fréquences de 20, 40, 65Hz, respectivement. À 40N, les $\%CVM_{moy}$ sont de 19, 20 et 18.2% pour les mêmes fréquences. À 20N on n'observe pas cette tendance.

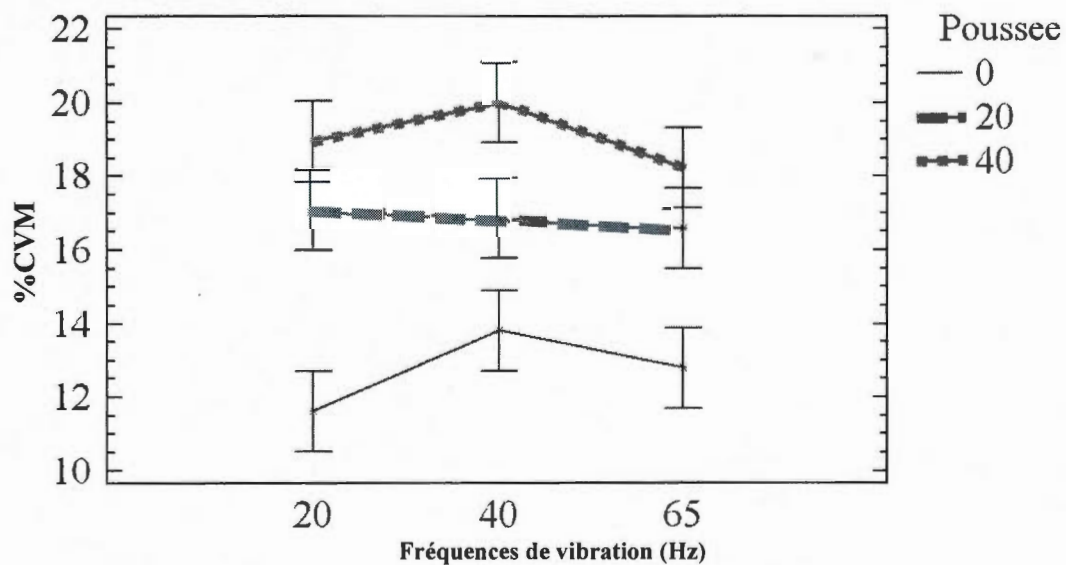


Figure 4.28 : Interaction entre la force de poussée (N) et de la fréquence de vibration (Hz) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen ($\%CVM_{moy}$) du muscle extenseur commun des doigts.

4.11 Discussion de l'influence des variables associées à la vibration sur les mesures électromyographiques

Tous les muscles ont subi l'effet de la fréquence de vibration sur leur $\%CVM_{moy}$: plus la fréquence augmente, plus l'activité musculaire est importante. Le seul muscle n'y ayant pas répondu directement est le muscle extenseur commun des doigts, qui subit une variation de $\%CVM_{moy}$ à travers l'interaction entre les forces de poussée et la fréquence de vibration. Par ailleurs, tous les muscles présentent une valeur de $\%CVM_{moy}$ significativement ($p < 0.05$) plus élevée à 65Hz par rapport à 20Hz. Certains muscles répondent aussi par une augmentation significative du $\%CVM_{moy}$ à 40Hz par rapport à 20Hz, cette augmentation n'étant toutefois jamais plus élevée que celle de 65Hz par rapport à 20Hz.

Ces résultats vont dans le sens des études de Park et Martin (1993, 1997), qui ont étudié l'effet du RTV à des fréquences allant de 40-200Hz sur le fléchisseur superficiel des doigts. Ces chercheurs avaient observé que les muscles soumis à la vibration ont une augmentation croissante du $\%CVM_{moy}$ plus la fréquence augmente de 40 vers 100Hz, pour décliner par la suite et avoir un petit soubresaut à 150Hz.

Gurram et al. (1995), qui étudiaient le $\%CVM_{moy}$ du fléchisseur superficiel des doigts sous différents paramètres de vibration, ont observé qu'aucune fréquence d'entre 20-50-100Hz ne suscitait une réponse significative, à moins d'être couplée à une accélération élevée (25 m/s^2). Radwin et al. (1987) ont utilisé des fréquences plus proche de celle de la présente étude (20-40-80Hz) et ont remarqué une augmentation généralisée du $\%CVM_{moy}$ des muscles fléchisseurs (superficiel) et extenseurs (commun) des doigts à ces fréquences, soulignant que les fléchisseurs subissaient une augmentation plus marquée à 40Hz, tandis que c'était à 20Hz pour les extenseurs. Ces augmentations sont de l'ordre de quelques points de pourcentage. Par exemple, le fléchisseur superficiel des doigts contractant à la base à 5% du $\%CVM_{moy}$ voit ce dernier passer à 8.4% lorsque soumis à une vibration de 20Hz. L'extenseur commun

des doigts, contractant à 10% du $\%CVM_{moy}$ à la base, voit son niveau de contraction passer de 10 à 15% sous l'influence d'une vibration de 20Hz. Cependant, pour Radwin, les fréquences croissantes n'induisent pas un RTV croissant, contrairement à Park et Martin.

Remarquons d'une part que les résultats de l'étude de Park et Martin ont été obtenus à appliquant la vibration perpendiculairement aux tendons du muscle étudié, tandis que celle de Radwin et al. (1987) a utilisé un appareillage qui se rapproche du nôtre, où la vibration est transmise par la poignée jusqu'à la main et le bras. Malgré cette différence méthodologique dans l'application de vibration, nos résultats sont plus proches de ceux de Park et Martin (1993 ; 1997) que Radwin, les muscles montrant un $\%CVM_{moy}$ croissant lorsque la fréquence croît.

Au niveau de l'amplitude de vibration, tous les muscles hormis le trapèze supérieur présentent des différences significatives pour cette variable. Dans tous les cas, l'amplitude de vibration $10m/s^2$ entraîne une augmentation, ce qui serait consistant avec la littérature. Armstrong et al. (1987), par exemple, avaient étudié la force de préhension déployée en fonction de deux fréquences (40-160Hz) et deux amplitudes (9.8 et $49 m/s^2$). Par rapport à une condition sans vibration, les conditions à 40Hz ont entraîné une augmentation de la force de préhension, l'amplitude de $49m/s^2$ étant plus importante que celle de $9.8m/s^2$. Or, comme on a pu l'observer dans la présente étude, une augmentation de la force de préhension signifie une augmentation du $\%CVM_{moy}$.

Pyykko et al. (1976) postulent que l'effet d'un RTV est peu probable d'être significatif à moins d'une « amplitude de vibration exceptionnellement élevée », ce qu'ils ne quantifient pas, toutefois. Les $10m/s^2$ de notre expérimentation s'éloignent du $49m/s^2$ de Radwin et al. (1987), mais en regard de nos résultats qui montrent des écarts significatifs à partir de $10m/s^2$, on peut en déduire que l'amplitude élevée dont parlent Pyykko et al. débute vers $10m/s^2$. Si l'on se fie aux résultats de Gurram et al. (1995), ce serait plus de l'ordre de $20m/s^2$, toutefois. Dans notre expérimentation,

remarquons que lorsque l'amplitude induit un RTV, l'écart est statistiquement significatif mais représente une différence réelle négligeable: environ 1.5% du $\%CVM_{moy}$, en moyenne.

Le trapèze supérieur est le seul muscle qui n'a pas été affecté significativement par l'amplitude de vibration. Étant donné que le deltoïde antérieur l'a été, il peut paraître surprenant que le trapèze ne réponde pas aux amplitudes expérimentales. Soulignons de nouveau que le trapèze est un muscle stabilisateur dans le mouvement et que son implication est faible. Il est également éloigné de la source de vibration, qui a le temps de passer par plusieurs articulations (poignet, coude, articulation scapulo-humérale) dont les éléments élastiques atténuent l'amplitude (Dong et al. 2007). Le trapèze a aussi plusieurs points d'attachement aux structures osseuses : l'épine scapulaire, l'acromion, l'occiput et les processus épineux des vertèbres C7-T12 (Hensen, 2007). Les fibres musculaires et tendons du trapèze sont donc multiples et ne sont pas placées de manière exactement parallèle ou perpendiculaire par rapport à la vibration. Tous ces facteurs ont pu contribuer à créer des marges d'erreur trop grandes pour être significatives.

4.12 Influence du somatotype sur les mesures électromyographiques

Cette section décrit les résultats associés à la variable de groupe, soit le somatotype (ectomorphes ou mésomorphes). Tant les effets principaux que les effets d'interaction sont présentés à l'aide des figures 4.29 à 4.33.

4.12.1 Effets principaux

La figure 4.29 regroupe tous les effets principaux obtenus pour trois muscles, soient le deltoïde antérieur, le triceps brachial et le fléchisseur ulnaire du carpe. Au niveau du deltoïde, on constate que les mésomorphes ont une valeur de $\%CVM_{moy}$ significativement plus faible ($p < 0.05$) que les ectomorphes, enregistrant une valeur de 9.4% contre 16.9% pour les ectomorphes. Le $\%CVM_{moy}$ du triceps brachial en fonction du somatotype montre que la moyenne est de 3.2% chez les ectomorphes contre 2% pour les mésomorphes. Chez le fléchisseur ulnaire du carpe, la tendance se maintient, les mésomorphes enregistrant encore des valeurs de $\%CVM_{moy}$ plus faibles (10.6%) que les ectomorphes (26.5%).

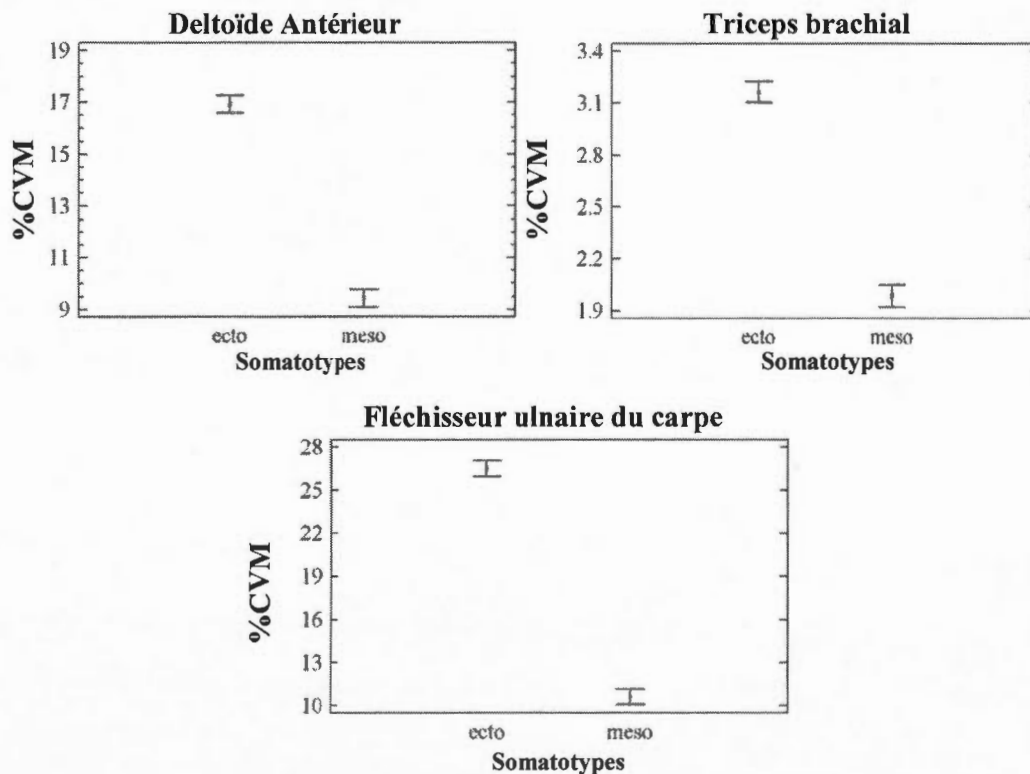


Figure 4.29 : Pourcentage de contraction volontaire maximale moyen ($\%CVM_{moy}$) des muscles en fonction du groupe

4.12.2 Effets d'interaction

La figure 4.30 démontre l'effet de l'interaction entre la fréquence et le somatotype sur le $\%CVM_{moy}$ du muscle trapèze supérieur. Les valeurs sont moins élevées chez les mésomorphes par rapport aux ectomorphes avec 4.5, 5.3 et 5.6% contre 7.3, 7.5, 7.9% pour des fréquences de 20, 40 et 65Hz respectivement.

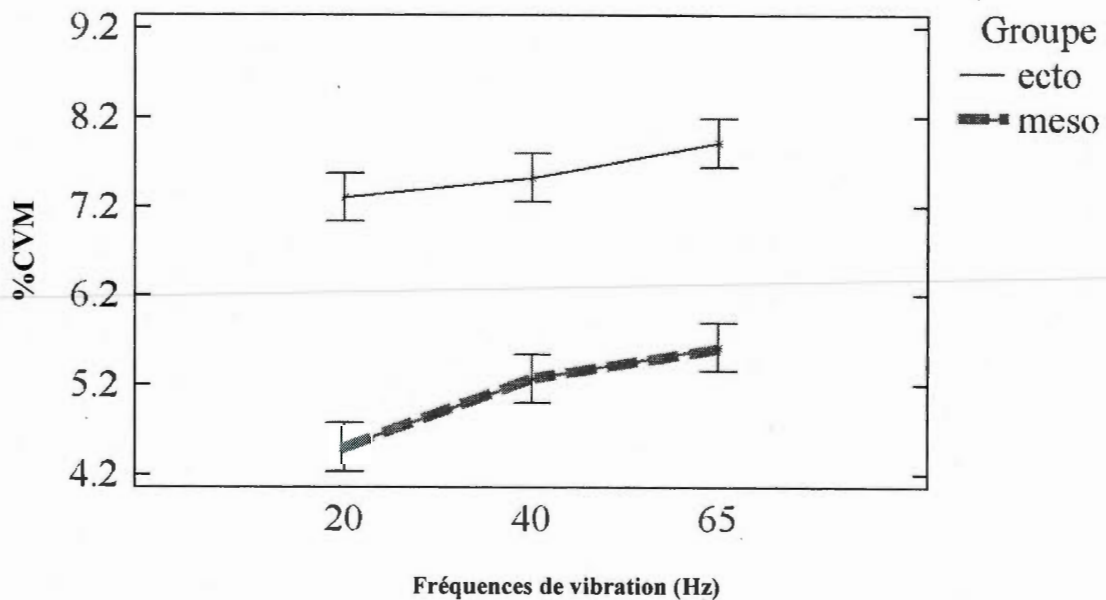


Figure 4.30 : Interaction entre le somatotype et de la fréquence (Hz) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen ($\%CVM_{moy}$) du muscle trapèze supérieur

La figure 4.31 démontre l'effet qu'a l'interaction du somatotype et de la force de poussée sur le $\%CVM_{moy}$ du biceps brachial. Les mésomorphes enregistrent encore une fois des valeurs significativement plus faibles que l'autre groupe avec 7.6% à 0N,

7.8% à 20N et 8% à 40N. Les ectomorphes ont plutôt des valeurs de 9.4, 10.9 et 12% pour ces forces de poussée.

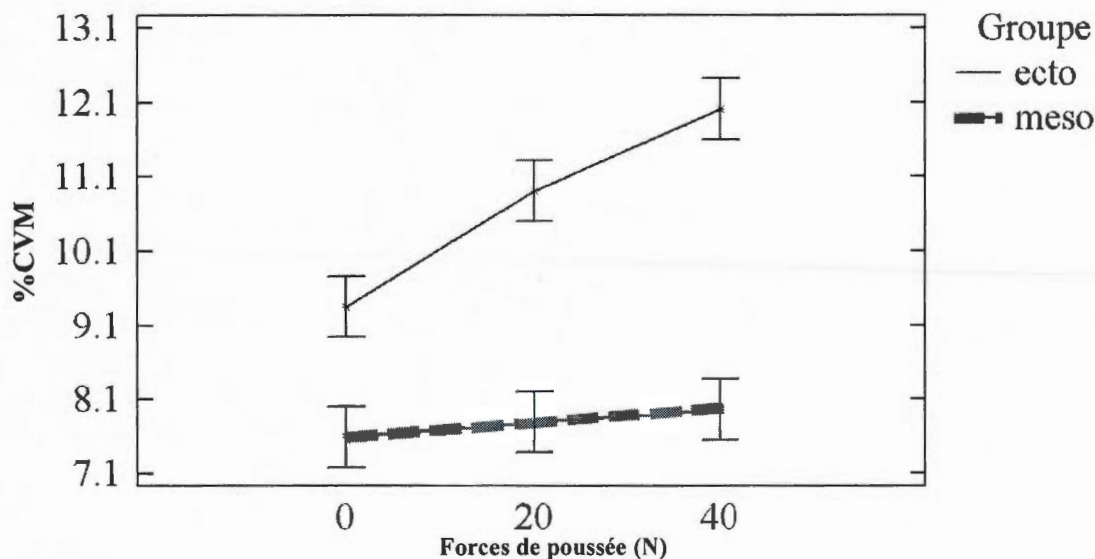


Figure 4.31 : Interaction entre le somatotype et de la force de poussée (N) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM_{moy}) du biceps brachial

L'interaction du moment de force et du groupe sur le %CVM_{moy} du long extenseur radial du carpe est montrée à la figure 4.32. On peut observer que l'accroissement du moment de force semble avoir un effet plus important chez les ectomorphes que chez les mésomorphes, particulièrement à 4Nm. Les premiers ont des valeurs de 6.7% à 1Nm, 8.9% à 2Nm et 15% à 4Nm tandis que les seconds ont des valeurs de %CVM_{moy} de 5.6, 7 et 10% pour les mêmes moments de force.

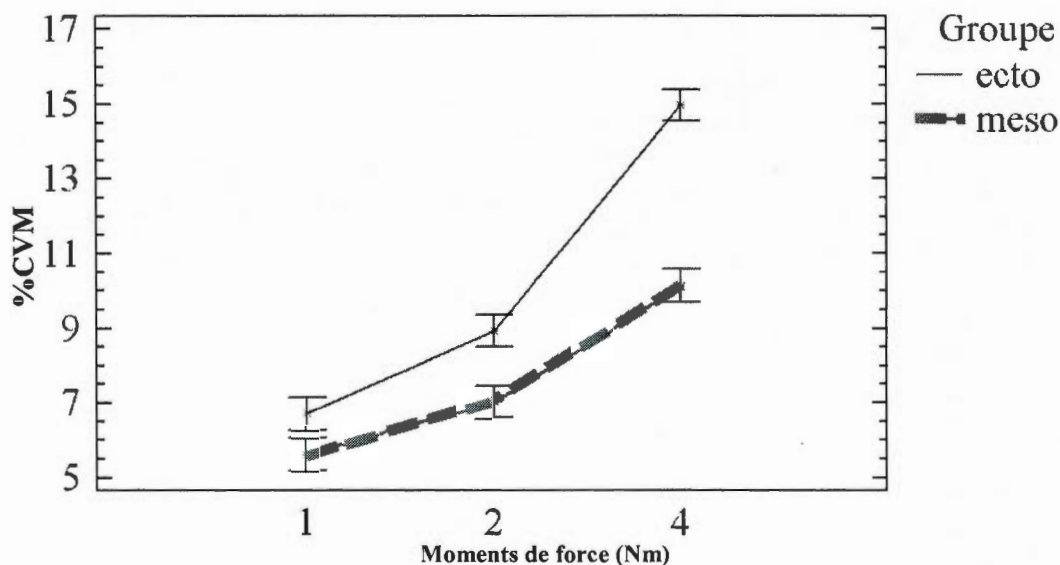


Figure 4.32: Interaction entre le groupe et les moments de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM) du long extenseur radial du carpe

L'interaction du moment de force et du groupe sur le $\%CVM_{\text{moy}}$ du muscle fléchisseur superficiel des doigts (figure 4.33) montre un patron de résultats similaire à ceux du long extenseur radial du carpe, soit une sensibilité plus grande au moment de force chez les ectomorphes. Les valeurs sont de 10.2, 16.5 et 32.7% pour des valeurs de 1, 2 et 4Nm, respectivement. Chez les mésomorphes, ces augmentations selon l'importance du moment de force sont plus faibles. À 4Nm, ce groupe obtient seulement 12.9% de sollicitation.

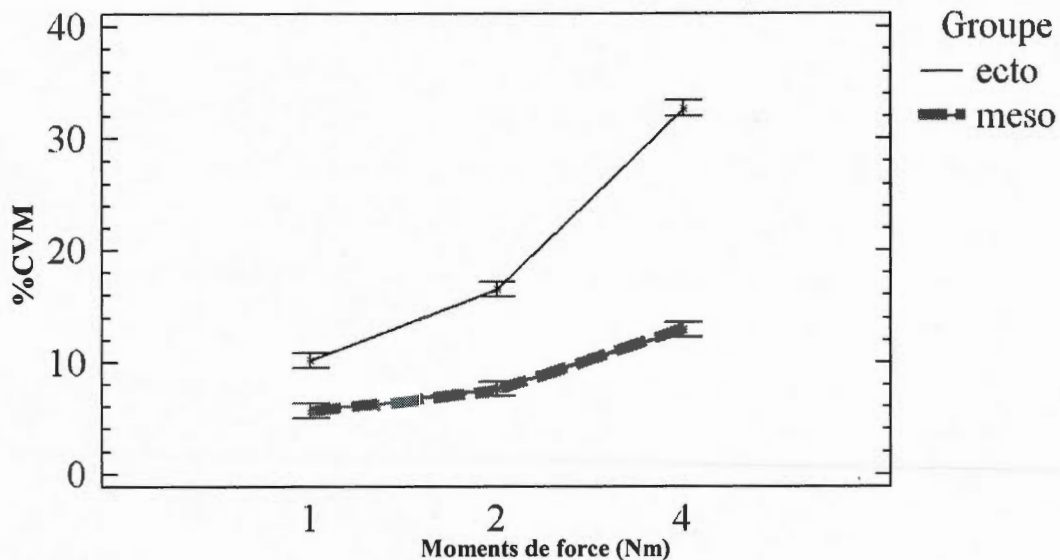


Figure 4.33 : Interaction entre le groupe et les moments de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (%CVM_{moy}) du muscle fléchisseur superficiel des doigts

4.13 Discussion de l'influence du somatotype sur les mesures électromyographiques

Le premier constat effectué en regardant les données est que le groupe mésomorphe a toujours des valeurs de %CVM_{moy} plus faibles que le groupe ectomorphe. La première conclusion que l'on pourrait en tirer est que le RTV a eu un effet très accentué sur les ectomorphes (maigres) par rapport aux mésomorphes (musclés).

Rappelons que l'on n'a pas observé de différences significatives au niveau de l'amplitude de vibration aux accéléromètres du poignet et de l'avant-bras, que ce soit dans l'axe Z ou Y. Si l'on se fie à Dewangan et Tewari (2009) et Dong et al. (2004), des amplitudes similaires devraient toutefois se traduire par une absorption supérieure des vibrations chez les ectomorphes, car ils présentent des volumes de segments moins élevés que les mésomorphes. En proportion, ils reçoivent donc plus de vibrations, ce qui pourrait induire un RTV plus élevé.

Cependant, les disparités entre les muscles sont très grandes et les marges d'erreur très faibles, ce qui laisse croire que les différences observées pourraient être dues aux différences de capacité fonctionnelles des participants plutôt que l'influence d'un réflexe tonique vibratoire. Les mésomorphes sont par définition plus forts et musclés que les ectomorphes : il normal qu'à tâche égale, leur $\%CVM_{moy}$ soient plus faibles. Le biceps brachial, à la figure 4.31, est un exemple. On constate à cette figure que là où les mésomorphes ont une croissance faible, quasiment négligeable, du $\%CVM_{moy}$ en fonction de la force de poussée, les ectomorphes voient une augmentation assez constante du taux de contraction, de l'ordre de 2% environ, qui seraient plutôt due à la capacité physique des participants.

Le seul muscle qui donne un indice de présence de réflexe tonique vibratoire est le muscle fléchisseur des doigts, à la figure 4.33. Chez les mésomorphes, les augmentations du $\%CVM_{moy}$ en fonction du moment de force sont modestes. De 1 à 2Nm, le $\%CVM_{moy}$ augmente de 2% et à 4Nm, cette augmentation est de 5.3%. Cela représente des proportions de 36% et 130% d'écart pour 2Nm et 4Nm, respectivement. Chez les ectomorphes, les augmentations du $\%CVM_{moy}$ sont plus substantielles. De 1 à 2Nm, l'augmentation est de 6.3%, tandis que de 1 à 4Nm cette augmentation est de 22.5%. Les proportions sont donc de 61 et 220% d'écart pour 2Nm et 4Nm, respectivement. Les proportions d'écart plus élevées chez les ectomorphes suggèrent que ces derniers sont plus sensibles au RTV pour le fléchisseur de doigts. Rappelons que les conditions de vibration sont moyennées dans les données, et que peu importe la fréquence ou l'amplitude de vibration, elle est toujours présente.

Le pourcentage d'augmentation et les valeurs absolues moins élevées chez les mésomorphes que les ectomorphes portent à croire que le RTV a eu une influence plus marquée chez ce dernier groupe de participants, outre les différences de capacité fonctionnelle.

CHAPITRE V DISCUSSION GÉNÉRALE

Cette expérimentation a permis de démontrer l'influence combinée des variables associées à la vibration et celles reliées à la biomécanique du membre supérieur tant sur le niveau de vibration transmise aux articulations que sur le taux de contraction musculaire des principaux muscles impliqués. Les résultats des analyses statistiques n'ont cependant pas permis de valider certaines des hypothèses proposées.

Au niveau du moment de force, il était postulé qu'une valeur plus élevée entraînerait une augmentation de la transmission de vibration et du % CVM des déviateurs radiaux. Logiquement, une force verticale plus importante exercée sur la poignée du pot vibrant augmente la force de préhension requise afin d'annuler la déviation ulnaire du poignet. Cette situation devait augmenter la rigidité articulaire au poignet pour influencer l'impédance et hausser la transmission de vibration. Les résultats démontrent clairement que l'augmentation du moment de force a causé une hausse importante de la force de préhension et de l'activité musculaire pour tous les muscles évalués dans cette étude. Ce sont principalement les muscles ayant une action sur la main et les doigts qui présentent des augmentations des % CVM très importante. La force de poussée semble également avoir un effet significatif sur la transmission de vibration, mais relativement plus faible par rapport à un accroissement du moment de force. Le moment de force et la force de poussée ont tous les deux causé une augmentation de la transmission de la vibration au poignet. Ces mécanismes s'expliquent par l'augmentation de la force de couplage (force de préhension additionnée à la force de poussée), qui comprime les tissus en augmentant l'impédance (Pyykko et al. 1976, Kihlberg et al. 1995, Aldien et al. 2005, Marcotte et al. 2006).

Au niveau de la fréquence, il était postulé qu'une fréquence de 65Hz fera augmenter davantage les scores EMG que les fréquences de 40 et 20Hz. À ce chapitre, les résultats semblent en accord avec la tendance rapportée dans la littérature (Park et Martin, 1993 ; 1997) comme quoi un muscle subit un RTV plus important lorsqu'il est sous l'effet d'une vibration s'approchant de 100Hz, les fuseaux neuromusculaires exerçant une réponse maximale à cette fréquence. Il serait pertinent d'élargir le spectre des fréquences analysées dans une étude subséquente et de dépasser les 100Hz afin de vérifier si les fuseaux neuromusculaires ont bel et bien une réaction en forme de cloche dont le pic est à 100Hz.

Il a également été proposé comme hypothèse que plus l'amplitude d'accélération était élevée, plus les scores EMG seraient élevés, et qu'il en serait de même avec la force de préhension. Il semblerait que des outils à percussion dont l'amplitude de vibration est égale ou supérieure à 10m/s^2 pourraient induire un RTV principalement aux muscles mobilisateurs proximaux. Les amplitudes de 2.5 à 5 m/s^2 n'induisaient pas des réflexes toniques vibratoires significativement différents les uns des autres, l'amplitude étant trop faible pour stimuler une réponse observable. La littérature avait rapporté l'occurrence de RTV, mais avec des amplitudes sensiblement plus élevées que les variables expérimentales (Pyykko et al. 1976 ; Armstrong et al., 1987 ; Radwin et al. 1987 ; Kihlberg et al., 1995). L'amplitude de vibration n'a par ailleurs pas eu d'effet significatif sur la force de préhension.

Au niveau du somatotype, les résultats sont peu concluants. Plusieurs hypothèses étaient avancées avec cette variable : que les ectomorphes auraient des valeurs de transfert de vibrations plus élevées ; que les ectomorphes seraient plus sensibles au réflexe tonique vibratoire ; que les ectomorphes auraient des valeurs EMG et de préhension seraient plus élevées. Aucune différence significative du taux de vibration entre les participants ectomorphes et mésomorphes n'a pu être observée. Au niveau du RTV, la plupart des nuances sont masquées par la différence probable de capacité

fonctionnelle, seul le fléchisseur des doigts ayant montré un %CVM plus important, suggérant la présence d'un RTV plus important chez les ectomorphes.

Remarquons toutefois que les participants mésomorphes ont une plus grande variété morphologique que les participants ectomorphes. Si ces derniers étaient tous grands, longilignes et avec peu de masse musculaire et peu de masse grasse, les participants mésomorphes n'étaient pas tous morphologiquement semblables. S'ils étaient tous dotés d'une masse musculaire importante, certains avaient des taux de gras plus importants, d'autres moins. Dewangan et Tewari (2009), rapportaient que les participants avec des segments plus volumineux subissaient une moins grande quantité de vibrations. Il est toutefois possible que les amplitudes et en particulier les fréquences utilisées n'aient pas été assez élevées pour susciter un RTV observable ; remarquons également que la capacité fonctionnelle aurait pu être évaluée sommairement à l'aide d'un test de force de préhension. Dans une étude subséquente, il serait pertinent d'inclure un groupe endomorphe et de mieux contrôler le taux de gras des participants mésomorphes, l'effet de la masse adipeuse sur l'absorption de vibrations n'étant pas différencié par rapport à la masse musculaire dans la littérature.

Globalement, toutes ces observations pourraient servir de lignes directrices à la conception d'outils à percussion pour les manufacturiers d'outils. En construisant des outils qui induisent des moments de force plus faibles au poignet, il serait possible de limiter la force de préhension requise pour le tenir et ainsi la vibration transmise aux muscles. D'autre part, de faibles amplitudes de vibration limiteront l'incidence du RTV sur les muscles. Les facteurs de fréquence et de somatotype sont quant à eux difficilement contrôlables pour les manufacturiers.

CHAPITRE VI LIMITATIONS DE L'ÉTUDE

Remarquons que si les participants étaient tous des droitiers masculins, tous n'étaient pas étudiants en kinésiologie à l'UQAM. La charte de calcul de somatotype étant relativement sévère pour attribuer une cote expérimentale acceptable d'ectomorphie et l'étudiant moyen en kinésiologie étant trop méso- ou endomorphe pour répondre adéquatement aux critères requis, des participants ont été sollicités dans l'entourage universitaire. De plus, les participants ectomorphes sont en moyenne plus grands (1m81) que la moyenne américaine de 1m75 (Gordon et al. 1988).

Cet état est dû au fait que la méthode de calcul d'ectomorphie est fondée sur le poids et la taille. Plus un participant est grand, plus il a une cote d'ectomorphie élevée : du nombre de possibles participants évalués avec la méthode de Heath et Carter (1967, 1983), il était donc statistiquement plus probable que les participants ectomorphes adéquats aient une plus grande stature. En raison de la longueur plus élevée de leurs segments, il est possible que ce phénomène ait influencé la mécanique de vibration.

L'absence d'une grande quantité de résultats significatifs pourrait aussi être due à l'imprécision de la méthode de Heath and Carter (1967, 1983). Il existe d'autres méthodes pour prendre la composition corporelle, par exemple par imagerie « double energy X-ray absorptionmetry » (DEXA). Une telle méthode, qui n'était pas à notre disposition au moment de l'étude, permettrait d'obtenir des proportions plus exactes de masse musculaire, maigre et grasse. Cela permettrait aussi d'obtenir le volume des segments, valeur importante si l'on se fie à Dewangan et Tewari (2009), qui avaient rapporté une transmission plus importante chez des gens ayant des corps moins volumineux. Cet outil n'a jamais été corroboré directement avec la méthode de Heath and Carter. Prior et al. (2001) soulignent que certaines extrapolations sont faites lors

d'une prise de mesure par DEXA, et que la masse maigre peut être surestimée à cause de la présence de tissus conjonctifs.

Il aurait aussi pu être intéressant de comparer les résultats obtenus avec des résultats sans vibration, afin de non seulement paramétrer l'importance du RTV en fonction des différentes conditions de vibration, mais aussi les comparer l'importance de l'augmentation du RTV par rapport à des mesures-étalon.

ANNEXE 1 : CATEGORIES D'EMPLOI DES PROVINCES DE L'EST DU CANADA

www40.statcan.gc.ca/02/cst01/labor21b-fra.htm

Tableaux connexes : [Emploi et chômage](#).

**Distribution des personnes occupées selon la branche d'activité, par province
(Québec, Ontario, Manitoba)**

	2010			
	Canada	Qc	Ont.	Man.
	en milliers			
Ensemble des branches d'activité	17 124,0	6 645,8	619,3	
Secteur des biens	3 761,9	852,0	1 403,3	142,7
Agriculture	303,4	53,3	85,4	25,5
Forêts, pêches, mines, pétrole et gaz	330,9	30,6	40,4	7,0
Services publics	148,9	33,7	59,1	8,1
Construction	1 225,8	232,5	432,0	39,6
Industries manufacturières	1 752,8	501,9	786,4	62,5
Secteur des services	13 362,2	3 068,1	5 242,5	476,6
Commerce	2 683,0	638,6	1 014,6	93,3
Transports et entreposage	810,6	165,0	308,0	35,4
Finance, assurances, immobilier et location	1 103,1	234,1	501,3	35,1
Services professionnels, scientifiques et techniques	1 272,6	296,1	547,8	27,2
Services aux entreprises, services relatifs aux bâtiments et autres services de soutien ¹	674,5	143,3	286,2	20,1
Services d'enseignement	1 220,5	260,5	488,1	51,9
Soins de santé et assistance sociale	2 041,7	507,8	721,4	91,0
Information, culture et loisirs	770,5	173,4	323,9	22,4
Hébergement et restauration	1 067,7	243,0	393,0	39,3
Autres services	759,4	166,7	285,5	25,8
Administrations publiques	958,5	239,7	372,6	35,1

ANNEXE 2 : ÉCHELLES DE CLASSIFICATION DU SYNDROME DE RAYNAUD

Tableau 2(a) Échelle de classification de l'Atelier de Stockholm pour les symptômes vasculaires (débit sanguin) provoqués dans les doigts par le froid dans le syndrome des vibrations du système main-bras		
Stade	Degré	Description
0	(aucun)	Aucun accès
1	Léger	Accès occasionnels atteignant seulement l'extrémité d'un ou de plusieurs doigts
2	Modéré	Accès occasionnels atteignant l'extrémité et le milieu des doigts, mais rarement la partie des doigts située près de la paume
3	Grave	Accès fréquents atteignant la plupart des doigts
4	Très grave	Mêmes symptômes qu'au stade 3, avec dégénérescence de la peau à l'extrémité des doigts

Tableau 2(b) Échelle de classification de l'Atelier de Stockholm pour les changements neurosensoriels observés au niveau des doigts dans le syndrome des vibrations du système main-bras	
Stade	Symptômes
OSN	Exposition aux vibrations, mais pas de symptômes
1SN	Engourdissement intermittent, avec ou sans picotement
2SN	Engourdissement intermittent ou persistant, diminution de perception sensorielle
3SN	Engourdissement intermittent ou persistant, diminution de discrimination tactile et/ou de dextérité manuelle

(Brammer et al. 1987)

ANNEXE 3 : FORMULAIRE DE CONSENTEMENT

FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT

Titre du projet

Quantification des paramètres biomécaniques et sensorimoteurs qui affectent la réponse biodynamique du système main-bras lors d'utilisation d'outils vibrants.

Responsables du projet

Denis Marchand, Professeur-Chercheur au département de kinanthropologie, UQAM

Pierre Marcotte, Chercheur à l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et sécurité au travail

Objectifs du projet

Ce projet de recherche fournira une évaluation quantitative précise des contraintes musculaires associées aux postures, vibration et somatotypes. Les mesures simultanées des moments de force et de l'activité musculaire pour les membres supérieurs permettront de comprendre objectivement les contraintes musculaires associées aux situations où les participants sont soumis à des vibrations. Les résultats permettront de valider des solutions visant à réduire les contraintes musculaires associées à l'utilisation de ces outils.

Description de la méthodologie

Vous devrez reproduire différentes positions suggérées et effectuer la tâche prescrite. Pour se faire, vous devrez suivre une courte formation portant sur le fonctionnement du pot vibrant ainsi que sur les diverses conditions expérimentales. L'expérimentation aura une durée totale d'environ 180 minutes. Vos données anthropométriques (poids et taille) seront prises en note. Par la suite, vous devrez vous vêtir d'une camisole. Vous serez alors instrumenté(e) pour l'électromyographie. La peau sera rasée (si nécessaire) avec un rasoir jetable (un nouveau rasoir est utilisé pour chaque participant) à l'emplacement des électrodes, nettoyée avec une pâte abrasive et avec de l'alcool pour enlever les peaux mortes et pour permettre une meilleure adhérence des électrodes. Les électrodes de surface bipolaires seront posées sur plusieurs muscles des membres supérieurs. Les réflecteurs seront posés sur les

repères (situés du côté droit) suivants : le bord supérieur de la crête illiaque, l'acromion, l'épicondyle latéral, la partie dorsale médiane du poignet à la base des métacarpiens, la partie dorsale à la base de la phalange du majeur.

Si vous participez à la Phase I de l'étude, les conditions expérimentales impliqueraient que les participants devront tenir la poignée du pot vibrant en utilisant 3 angles du poignet (2 angles importants et un angle mitoyen), 3 niveaux de force de préhension (25, 50 et 100N), 3 niveaux de fréquence (20, 40, 60Hz) et 3 niveaux d'amplitude de vibration (2.5, 5 et 10m/s²). Il y a, de plus, une condition sans vibration, pour un total de 90 conditions.

Si vous participez à la Phase II de l'étude, les conditions expérimentales impliqueraient que les participants devront tenir la poignée du pot vibrant en utilisant 3 niveaux de moment de force au poignet (1, 5 et 9Nm), 3 niveaux de fréquence (20, 40, 60Hz), 3 niveaux d'amplitude de vibration (2.5, 5, 10m/s²) 3 angles de poignet (2 angles importants et un angle mitoyen). Il y a, de plus, une condition sans vibration, pour un total de 90 conditions.

Après chaque essai, vous complèterez l'évaluation psychophysique du degré d'inconfort qui consiste en une échelle graduée de 0 à 10. Un temps de repos d'une minute entre chaque essai vous serez accordé. Ensuite, vous ferez les tests de force maximale volontaire pour chaque muscle. Ces tests serviront à pondérer les valeurs prises au moyen de l'électromyographie. À la fin de l'évaluation, les électrodes ainsi que les réflecteurs vous seront enlevés et vous serez remercié pour votre participation.

Avantages et risques

Comme étudiant en kinésiologie de l'UQAM vous vivrez une expérience de recherche appliquée au deuxième cycle où vous constaterez l'application des notions abordées dans votre programme de formation.

Les tests de force statique (sans mouvement) peuvent entraîner une sensation d'inconfort. Il s'agit d'un effort statique progressif d'environ trois à cinq secondes appliqué contre une résistance. Vous disposerez d'une période de repos de trois minutes entre les essais. Vous recevrez la consigne de cesser immédiatement cet effort musculaire si une douleur est présente.

Les tâches avec vibration peuvent entraîner une sensation d'engourdissement durant les essais, qui devrait s'estomper dans la minute suivant l'arrêt de la tâche.

Confidentialité

Toutes les données recueillies sont confidentielles et uniquement des données moyennées serviront à la production d'un rapport de recherche et à des publications scientifiques. L'identification des personnes évaluées sera gardée confidentielle grâce à des transcriptions codées. Les données brutes seront conservées par les responsables des évaluations de l'UQAM et l'IRSST. Seuls les chercheurs responsables du projet auront accès aux fichiers informatiques des participants et aux enregistrements vidéo. Les cassettes des enregistrements vidéo des participants seront gardées sous clé dans un classeur. Toutes les données seront conservées pendant cinq ans avant d'être détruites ou jusqu'à publication scientifique qui se fera également à l'intérieur de ces cinq ans.

Participation volontaire

Les responsables des évaluations s'engagent à exercer leur expertise professionnelle, en tenant compte des éléments exprimés dans ce document, afin de protéger la santé et les droits des personnes évaluées.

Compensation

Il est entendu que vous recevrez au terme de la séance une somme proportionnelle au temps investi équivalente à celle consentie à un assistant de recherche en vertu de la convention de la SETUE à l'UQAM. Cette compensation sert à rembourser les frais encourus par votre contribution au projet.

Ce projet a été approuvé par le Comité institutionnel d'éthique de la recherche de l'UQAM (CIÉR). Vous pouvez contacter le chercheur principal pour des questions additionnelles sur le projet ou sur vos droits en tant que sujet de recherche. Pour des informations concernant les responsabilités de l'équipe de chercheurs au plan de l'éthique de la recherche ou pour formuler une plainte, vous pouvez contacter, vous pouvez faire valoir votre situation auprès du président du CIÉR, Dr. Joseph Josy Lévy. Il peut être joint au numéro (514) 987-3000 # 4483 ou par l'intermédiaire du secrétariat du Comité au numéro (514) 987-3000 # 7753.

Votre collaboration est essentielle à la réalisation de notre projet et l'équipe de recherche tient à vous en remercier. Si vous souhaitez obtenir un résumé écrit des principaux résultats de cette recherche, veuillez ajouter vos coordonnées ci-dessous.

J'ai pris connaissance de l'information contenue dans ce formulaire, les chercheurs ont répondu à mes interrogations de façon satisfaisante et je comprends les procédures. Je peux me retirer en tout temps de ce projet sans aucune pénalité. Je consens librement à participer à ce projet de recherche.

Participant(e) : _____

Âge : _____

Signatures

Participant : _____

Date : _____

Christian Kelly (étudiant responsable) : _____

Date : _____

Vincent Mandeville-Gauthier (étudiant responsable) : _____

Date : _____

ANNEXE 4 : CHARTE DE SOMATOTYPE DE HEATH & CARTER
 Afin de déterminer le somatotype des participants, la charte suivante à été utilisée :

HEATH-CARTER SOMATOTYPE RATING FORM																																																																																																																									
NAME AGE SEX: M F NO:																																																																																																																									
OCCUPATION ETHNIC GROUP DATE																																																																																																																									
PROJECT: MEASURED BY:																																																																																																																									
Skinfolds mm Triceps = Subcapular = Supracliac = TOTAL SKINFOLDS = <input type="text"/> Calf =	<table border="1" style="width:100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th colspan="13" style="text-align: center;">TOTAL SKINFOLDS (mm)</th> </tr> <tr> <td style="width: 10%;">Upper Limit</td> <td>10.9</td><td>14.9</td><td>18.9</td><td>22.9</td><td>26.9</td><td>31.2</td><td>35.8</td><td>40.7</td><td>46.2</td><td>52.2</td><td>58.7</td><td>65.7</td><td>73.2</td><td>81.2</td><td>89.7</td><td>98.9</td><td>108.9</td><td>119.7</td><td>131.2</td><td>143.7</td><td>157.2</td><td>171.9</td><td>187.9</td><td>204.0</td> </tr> <tr> <td>Mid-point</td> <td>9.0</td><td>13.0</td><td>17.0</td><td>21.0</td><td>25.0</td><td>29.0</td><td>33.5</td><td>38.0</td><td>43.5</td><td>49.0</td><td>55.5</td><td>62.0</td><td>69.5</td><td>77.0</td><td>85.5</td><td>94.0</td><td>104.0</td><td>114.0</td><td>125.5</td><td>137.0</td><td>150.5</td><td>164.0</td><td>180.0</td><td>196.0</td> </tr> <tr> <td>Lower Limit</td> <td>7.0</td><td>11.0</td><td>15.0</td><td>19.0</td><td>23.0</td><td>27.0</td><td>31.3</td><td>35.9</td><td>40.8</td><td>46.3</td><td>52.3</td><td>58.8</td><td>65.8</td><td>73.3</td><td>81.3</td><td>89.8</td><td>99.0</td><td>109.0</td><td>119.8</td><td>131.3</td><td>143.8</td><td>157.3</td><td>172.0</td><td>188.0</td> </tr> </thead></table>	TOTAL SKINFOLDS (mm)													Upper Limit	10.9	14.9	18.9	22.9	26.9	31.2	35.8	40.7	46.2	52.2	58.7	65.7	73.2	81.2	89.7	98.9	108.9	119.7	131.2	143.7	157.2	171.9	187.9	204.0	Mid-point	9.0	13.0	17.0	21.0	25.0	29.0	33.5	38.0	43.5	49.0	55.5	62.0	69.5	77.0	85.5	94.0	104.0	114.0	125.5	137.0	150.5	164.0	180.0	196.0	Lower Limit	7.0	11.0	15.0	19.0	23.0	27.0	31.3	35.9	40.8	46.3	52.3	58.8	65.8	73.3	81.3	89.8	99.0	109.0	119.8	131.3	143.8	157.3	172.0	188.0																																
TOTAL SKINFOLDS (mm)																																																																																																																									
Upper Limit	10.9	14.9	18.9	22.9	26.9	31.2	35.8	40.7	46.2	52.2	58.7	65.7	73.2	81.2	89.7	98.9	108.9	119.7	131.2	143.7	157.2	171.9	187.9	204.0																																																																																																	
Mid-point	9.0	13.0	17.0	21.0	25.0	29.0	33.5	38.0	43.5	49.0	55.5	62.0	69.5	77.0	85.5	94.0	104.0	114.0	125.5	137.0	150.5	164.0	180.0	196.0																																																																																																	
Lower Limit	7.0	11.0	15.0	19.0	23.0	27.0	31.3	35.9	40.8	46.3	52.3	58.8	65.8	73.3	81.3	89.8	99.0	109.0	119.8	131.3	143.8	157.3	172.0	188.0																																																																																																	
	<table border="1" style="width:100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th>FIRST COMPONENT</th> <th>%</th><th>1</th><th>1%</th><th>2</th><th>2%</th><th>3</th><th>3%</th><th>4</th><th>4%</th><th>5</th><th>5%</th><th>6</th><th>6%</th><th>7</th><th>7%</th><th>8</th><th>8%</th><th>9</th><th>9%</th><th>10</th><th>10%</th><th>11</th><th>11%</th><th>12</th> </tr> </thead> </table>	FIRST COMPONENT	%	1	1%	2	2%	3	3%	4	4%	5	5%	6	6%	7	7%	8	8%	9	9%	10	10%	11	11%	12																																																																																															
FIRST COMPONENT	%	1	1%	2	2%	3	3%	4	4%	5	5%	6	6%	7	7%	8	8%	9	9%	10	10%	11	11%	12																																																																																																	
Height cm <input type="text"/> Humerus width cm <input type="text"/> Femur width cm <input type="text"/> Biceps girth <input type="text"/> -T ^a Calf girth <input type="text"/> -C ^a	<table border="1" style="width:100%; border-collapse: collapse;"> <tbody> <tr> <td>100.7</td><td>103.5</td><td>107.3</td><td>151.1</td><td>154.9</td><td>158.8</td><td>162.6</td><td>166.4</td><td>170.2</td><td>174.0</td><td>177.6</td><td>181.6</td><td>185.4</td><td>189.2</td><td>193.0</td><td>196.9</td><td>200.7</td><td>204.5</td><td>208.3</td><td>212.1</td><td>215.9</td><td>219.7</td><td>223.5</td><td>227.3</td> </tr> <tr> <td>5.19</td><td>5.34</td><td>5.49</td><td>5.64</td><td>5.78</td><td>5.93</td><td>6.07</td><td>6.22</td><td>6.37</td><td>6.51</td><td>6.65</td><td>6.80</td><td>6.95</td><td>7.09</td><td>7.24</td><td>7.38</td><td>7.53</td><td>7.67</td><td>7.82</td><td>7.97</td><td>8.11</td><td>8.25</td><td>8.40</td><td>8.55</td> </tr> <tr> <td>7.41</td><td>7.62</td><td>7.83</td><td>8.04</td><td>8.24</td><td>8.45</td><td>8.66</td><td>8.87</td><td>9.08</td><td>9.28</td><td>9.49</td><td>9.70</td><td>9.91</td><td>10.12</td><td>10.33</td><td>10.53</td><td>10.74</td><td>10.95</td><td>11.16</td><td>11.36</td><td>11.57</td><td>11.78</td><td>11.99</td><td>12.21</td> </tr> <tr> <td>23.7</td><td>24.4</td><td>25.0</td><td>25.7</td><td>26.3</td><td>27.0</td><td>27.7</td><td>28.3</td><td>29.0</td><td>29.7</td><td>30.3</td><td>31.0</td><td>31.6</td><td>32.2</td><td>33.0</td><td>33.6</td><td>34.3</td><td>35.0</td><td>35.6</td><td>36.3</td><td>37.0</td><td>37.6</td><td>38.3</td><td>39.0</td> </tr> <tr> <td>27.7</td><td>28.5</td><td>29.3</td><td>30.1</td><td>30.8</td><td>31.6</td><td>32.4</td><td>33.2</td><td>33.9</td><td>34.7</td><td>35.5</td><td>36.3</td><td>37.1</td><td>37.8</td><td>38.6</td><td>39.4</td><td>40.2</td><td>41.0</td><td>41.7</td><td>42.5</td><td>43.3</td><td>44.1</td><td>44.9</td><td>45.6</td> </tr> </tbody> </table>	100.7	103.5	107.3	151.1	154.9	158.8	162.6	166.4	170.2	174.0	177.6	181.6	185.4	189.2	193.0	196.9	200.7	204.5	208.3	212.1	215.9	219.7	223.5	227.3	5.19	5.34	5.49	5.64	5.78	5.93	6.07	6.22	6.37	6.51	6.65	6.80	6.95	7.09	7.24	7.38	7.53	7.67	7.82	7.97	8.11	8.25	8.40	8.55	7.41	7.62	7.83	8.04	8.24	8.45	8.66	8.87	9.08	9.28	9.49	9.70	9.91	10.12	10.33	10.53	10.74	10.95	11.16	11.36	11.57	11.78	11.99	12.21	23.7	24.4	25.0	25.7	26.3	27.0	27.7	28.3	29.0	29.7	30.3	31.0	31.6	32.2	33.0	33.6	34.3	35.0	35.6	36.3	37.0	37.6	38.3	39.0	27.7	28.5	29.3	30.1	30.8	31.6	32.4	33.2	33.9	34.7	35.5	36.3	37.1	37.8	38.6	39.4	40.2	41.0	41.7	42.5	43.3	44.1	44.9	45.6
100.7	103.5	107.3	151.1	154.9	158.8	162.6	166.4	170.2	174.0	177.6	181.6	185.4	189.2	193.0	196.9	200.7	204.5	208.3	212.1	215.9	219.7	223.5	227.3																																																																																																		
5.19	5.34	5.49	5.64	5.78	5.93	6.07	6.22	6.37	6.51	6.65	6.80	6.95	7.09	7.24	7.38	7.53	7.67	7.82	7.97	8.11	8.25	8.40	8.55																																																																																																		
7.41	7.62	7.83	8.04	8.24	8.45	8.66	8.87	9.08	9.28	9.49	9.70	9.91	10.12	10.33	10.53	10.74	10.95	11.16	11.36	11.57	11.78	11.99	12.21																																																																																																		
23.7	24.4	25.0	25.7	26.3	27.0	27.7	28.3	29.0	29.7	30.3	31.0	31.6	32.2	33.0	33.6	34.3	35.0	35.6	36.3	37.0	37.6	38.3	39.0																																																																																																		
27.7	28.5	29.3	30.1	30.8	31.6	32.4	33.2	33.9	34.7	35.5	36.3	37.1	37.8	38.6	39.4	40.2	41.0	41.7	42.5	43.3	44.1	44.9	45.6																																																																																																		
	<table border="1" style="width:100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th>SECOND COMPONENT</th> <th>%</th><th>1</th><th>1%</th><th>2</th><th>2%</th><th>3</th><th>3%</th><th>4</th><th>4%</th><th>5</th><th>5%</th><th>6</th><th>6%</th><th>7</th><th>7%</th><th>8</th><th>8%</th><th>9</th> </tr> </thead> </table>	SECOND COMPONENT	%	1	1%	2	2%	3	3%	4	4%	5	5%	6	6%	7	7%	8	8%	9																																																																																																					
SECOND COMPONENT	%	1	1%	2	2%	3	3%	4	4%	5	5%	6	6%	7	7%	8	8%	9																																																																																																							
Weight kg = Ht. / $\sqrt[3]{WL}$ = <input type="text"/>	<table border="1" style="width:100%; border-collapse: collapse;"> <tbody> <tr> <td>Upper Limit</td> <td>39.65</td><td>40.74</td><td>41.43</td><td>42.13</td><td>42.82</td><td>43.48</td><td>44.18</td><td>44.84</td><td>45.53</td><td>46.23</td><td>46.92</td><td>47.58</td><td>48.25</td><td>48.94</td><td>49.63</td><td>50.33</td><td>50.99</td><td>51.68</td> </tr> <tr> <td>Mid-point</td> <td>and</td><td>40.20</td><td>41.09</td><td>41.79</td><td>42.48</td><td>43.14</td><td>43.84</td><td>44.50</td><td>45.19</td><td>45.89</td><td>46.32</td><td>47.24</td><td>47.94</td><td>48.60</td><td>49.29</td><td>49.99</td><td>50.68</td><td>51.34</td> </tr> <tr> <td>Lower Limit</td> <td>below</td><td>39.66</td><td>40.75</td><td>41.44</td><td>42.14</td><td>42.83</td><td>43.49</td><td>44.19</td><td>44.85</td><td>45.54</td><td>46.24</td><td>46.93</td><td>47.59</td><td>48.26</td><td>48.95</td><td>49.64</td><td>50.34</td><td>51.00</td> </tr> </tbody> </table>	Upper Limit	39.65	40.74	41.43	42.13	42.82	43.48	44.18	44.84	45.53	46.23	46.92	47.58	48.25	48.94	49.63	50.33	50.99	51.68	Mid-point	and	40.20	41.09	41.79	42.48	43.14	43.84	44.50	45.19	45.89	46.32	47.24	47.94	48.60	49.29	49.99	50.68	51.34	Lower Limit	below	39.66	40.75	41.44	42.14	42.83	43.49	44.19	44.85	45.54	46.24	46.93	47.59	48.26	48.95	49.64	50.34	51.00																																																															
Upper Limit	39.65	40.74	41.43	42.13	42.82	43.48	44.18	44.84	45.53	46.23	46.92	47.58	48.25	48.94	49.63	50.33	50.99	51.68																																																																																																							
Mid-point	and	40.20	41.09	41.79	42.48	43.14	43.84	44.50	45.19	45.89	46.32	47.24	47.94	48.60	49.29	49.99	50.68	51.34																																																																																																							
Lower Limit	below	39.66	40.75	41.44	42.14	42.83	43.49	44.19	44.85	45.54	46.24	46.93	47.59	48.26	48.95	49.64	50.34	51.00																																																																																																							
	<table border="1" style="width:100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th>THIRD COMPONENT</th> <th>%</th><th>1</th><th>1%</th><th>2</th><th>2%</th><th>3</th><th>3%</th><th>4</th><th>4%</th><th>5</th><th>5%</th><th>6</th><th>6%</th><th>7</th><th>7%</th><th>8</th><th>8%</th><th>9</th> </tr> </thead> </table>	THIRD COMPONENT	%	1	1%	2	2%	3	3%	4	4%	5	5%	6	6%	7	7%	8	8%	9																																																																																																					
THIRD COMPONENT	%	1	1%	2	2%	3	3%	4	4%	5	5%	6	6%	7	7%	8	8%	9																																																																																																							
	<table border="1" style="width:100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th></th> <th>FIRST COMPONENT</th> <th>SECOND COMPONENT</th> <th>THIRD COMPONENT</th> <th>BY:</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Anthropometric Somatotype</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>Anthropometric plus Photoscopic Somatotype</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td>RATER:.....</td> </tr> </tbody> </table>		FIRST COMPONENT	SECOND COMPONENT	THIRD COMPONENT	BY:	Anthropometric Somatotype					Anthropometric plus Photoscopic Somatotype				RATER:.....																																																																																																									
	FIRST COMPONENT	SECOND COMPONENT	THIRD COMPONENT	BY:																																																																																																																					
Anthropometric Somatotype																																																																																																																									
Anthropometric plus Photoscopic Somatotype				RATER:.....																																																																																																																					

Par exemple, on effectue les mesures suivantes :

PLIS ADIPEUX (Endomorphie)

		TOTAL SKINFOLDS (mm)																								
Skinfolds mm																										
Triceps	= 4.3	Upper Limit	10.9	14.9	18.9	22.9	26.9	31.2	35.8	40.7	46.2	52.2	58.7	65.7	73.2	81.2	89.7	96.9	108.9	119.7	131.2	143.7	157.2	171.9	187.9	204.0
Subcapular	= 6.1	Mid-point	9.0	13.0	17.0	21.0	25.0	29.0	33.5	38.0	43.5	49.0	55.5	62.0	69.5	77.0	85.5	94.0	104.0	114.0	125.5	137.0	150.5	164.0	180.0	196.0
Supraillac	= 3.2	Lower Limit	7.0	11.0	15.0	19.0	23.0	27.0	31.3	35.9	40.8	46.3	52.3	58.8	65.8	73.3	81.3	89.8	99.0	109.0	119.8	131.3	143.8	157.3	172.0	188.0
TOTAL SKINFOLDS	= 13.6																									
Calf	= 3.6	FIRST COMPONENT	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12												
		%	1%	2%	3%	4%	5%	6%	7%	8%	9%	10%	11%	12%												

On fait la somme des trois plis adipeux (triceps, infra-scapulaire et supra-illiaque) et on rapporte la somme dans les fenêtres présentées dans la charte. Cela nous donne une cote d'endomorphie.

DIAMÈTRE OSSEUX ET CIRCONFÉRENCES MUSCULAIRES (Mésomorphie)

Height cm	178	177.9	181.6	185.4	189.3	193.0	196.9	200.7	204.5	208.3	212.1	215.9	219.7	223.5	227.3
Humerus width cm	7.1	5.68	6.95	7.09	7.24	7.38	7.53	7.67	7.82	7.97	8.11	8.25	8.40	8.55	
Femur width cm	9.9	9.97	10.12	10.33	10.53	10.74	10.95	11.16	11.36	11.57	11.78	11.99	12.21		
Bicep	32.8-	33.1	31.6	32.2	33.0	33.6	34.3	35.0	35.6	36.3	37.0	37.6	38.3	39.0	
Calf	35.6	35.363	37.1	37.8	38.6	39.4	40.2	41.0	41.7	42.5	43.3	44.1	44.9	45.6	
		1/4	1/2	3/4	1	1 1/4	2	2 1/2	3	3 1/2	4	4 1/2	5	5 1/2	6
		6 1/2	7	7 1/2	8	8 1/2	9								
		SECOND COMPONENT													

En fonction de la taille (178 cm), on trace une ligne verticale sous la taille et on rapporte les valeurs mesurées à leur endroit respectif. On compte le nombre de degrés d'écart supérieurs (à droite) ou inférieurs (à gauche) par rapport à la moyenne de la taille. On additionne ces écarts, et on les divise par 4. Pour chaque entier complet obtenu ainsi, on additionne ou soustrait autant de demi-points de mésomorphie à partir de la cote « 4 ».

Dans le cas présent, nous avons des écarts de +8, ce qui nous donne $(8 / 4) = +2$, donc deux demi-points de plus par rapport à 4. Cela nous amène à une cote de 5.

CALCUL D'INDICE DE MASSE CORPORELLE MODIFIEE (ectomorphie)

Weight kg	69.5
Ht. / $\sqrt[3]{WL}$	43.29

Upper Limit	39.65	40.74	41.43	42.13	42.83	43.48	44.18	44.84	45.53	46.23	46.92	47.58	48.25	48.94	49.63	50.33	50.99	51.68
Mid-point	and	40.20	41.09	41.79	42.41	43.14	43.84	44.50	45.19	45.89	46.32	47.24	47.94	48.60	49.29	49.99	50.68	51.34
Lower Limit	below	39.66	40.75	41.44	42.14	42.83	43.49	44.19	44.85	45.54	46.24	46.93	47.59	48.26	48.95	49.64	50.34	51.00
THIRD COMPONENT	1/4	1	1%	2	2%	3	3%	4	4%	5	5%	6	6%	7	7%	8	8%	9

Pour notre participant de 178cm et qui pèse 69.5 kg, on effectue le calcul suivant :
 $178 / ((69.5)^{(1/3)}) = 43.29$

Cette valeur est rapportée sur l'échelle d'ectomorphie pour donner un indice de 3.

Résultat final

	FIRST COMPONENT	SECOND COMPONENT	THIRD COMPONENT	BY:
Anthropometric Somatotype	1	5	3	
Anthropometric plus Photoscopic Somatotype				RATER:.....

Après avoir pris les mesures et effectué les calculs, on rapporte les valeurs obtenues dans la charte, ce qui va donner pour un participant une cote dans chacune des catégories (endormorphe, mésomorphe, ectomorphe). Afin qu'un participant se classe dans une catégorie définie, il doit avoir un cote supérieure d'un point par rapport aux autres catégories. Par exemple, un sujet ayant des cotes de 1/5/3 serait un mésomorphe à tendance ectomorphe.

ANNEXE 5 : VARIABLES SIGNIFICATIVES (ANOVA SELON TUKEY-KRAMER)

Les valeurs significatives ($p < 0.05$) sont surlignées en gris.

	Avant-Bras Z	Avant-Bras Y	Poignet Z	Poignet Y	Préhension
Somatotype (S)	0.095960	0.271284	0.088214	0.527769	0.354169
Moment de force (M)	0.000001	0.004330	0.000026	0.000844	0.000000
Poussée (P)	0.032906	0.223619	0.227224	0.001952	0.163667
Amplitude (A)	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	0.092893
Fréquence (F)	0.000000	0.000655	0.000010	0.000860	0.000335
SM	0.764427	0.377143	0.842783	0.802252	0.565814
SP	0.473787	0.057230	0.082515	0.330869	0.163667
SA	0.617564	0.912041	0.319933	0.901329	0.656316
SF	0.533191	0.699325	0.886921	0.169835	0.633573
MP	0.011530	0.719531	0.000001	0.764042	0.133539
MA	0.000006	0.285852	0.006545	0.036629	0.074849
MF	0.001049	0.000028	0.013422	0.000007	0.699236
PA	0.773521	0.088828	0.733637	0.358122	0.565994
PF	0.011536	0.792554	0.006669	0.119211	0.246501
AF	0.000000	0.000001	0.000000	0.793162	0.644281

*Tableau A1 : P-Values des valeurs d'accélération et de préhension

	Trapèze supérieur	Deltoïde antérieur	Biceps brachial	Triceps brachial	Long extenseur radial du carpe	Extenseur commun des doigts	Fléchisseur superficiel des doigts	Fléchisseur ulnaire du carpe
Somatotype (S)	0.148339	0.020390	0.131766	0.039496	0.342337	0.177752	0.052282	0.007296
Moment de force (M)	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	0.000017	0.000000	0.000000
Poussée (P)	0.000071	0.000000	0.000263	0.000003	0.063457	0.000000	0.062370	0.133746
Amplitude (A)	0.814132	0.012253	0.007515	0.000000	0.000001	0.014620	0.010192	0.007966
Fréquence (F)	0.000001	0.005970	0.000187	0.000377	0.001877		0.001124	0.003014
SM	0.121640	0.208753	0.872770	0.646413	0.021240	0.484907	0.031491	0.105617
SP	0.702046	0.938262	0.031029	0.424490	0.366125	0.487721	0.572565	0.719385
SA	0.511871	0.388550	0.338143	0.747354	0.319726	0.497426	0.389656	0.712550
SF	0.012806	0.525126	0.000405	0.826196	0.189328	0.540436	0.336536	0.355169
MP	0.918278	0.000027	0.049438	0.000087	0.003486	0.000191	0.030491*	0.234387
MA	0.053932	0.931290	0.737051	0.596504	0.107991	0.042670	0.652187	0.662488
MF	0.433773	0.656954	0.677334	0.000540	0.842676	0.038147	0.227375	0.100996
PA	0.733903	0.033578	0.728069	0.269353	0.602965	0.919853	0.659493	0.905338
PF	0.433773	0.540390	0.677334	0.250358	0.363059	0.042670	0.353123	0.274964
AF	0.257879	0.540424	0.098294	0.170858	0.105531	0.110711	0.520031	0.574129

*Tableau A2 : P-Values des valeurs électromyographiques

BIBLIOGRAPHIE

Aldien, Y., P. Marcotte, et al. (2005). "Mechanical Impedance and Absorbed Power of Hand-Arm under x_h -Axis Vibration and Role of Hand Forces and Posture." Industrial Health **43**: 495-508.

Allard, P. and J. Bianchi (2000). Analyse du mouvement humain par la biomécanique, Decarie, France.

Armstrong, T., L. Fine, et al. (1987). "Ergonomics and the effects of vibration in hand-intensive work." Scandinavian Journal of Work, Environment & Health **13**: 286-289.

Armstrong, T.J. and Chaffin, D.B. 1979. "Some biomechanical aspects of the carpal tunnel." Journal of Biomechanics, **12**, 567-570.

Aström, C., M. Lindkvist, et al. (2009). "Changes in EMG activity in the upper trapezius muscle due to local vibration exposure." Journal of Electromyography and Kinesiology **19**(3): 407-415.

Aström, C., B. Rehn, et al. (2005). "Hand-arm vibration syndrome (HAVS) and musculoskeletal symptoms in the neck and the upper limbs in professional drivers of terrain vehicles - a cross sectional study." Applied Ergonomics **37**(6): 793-799.

Adewusi, S., S. Rakheja, et al. (2010). "Vibration transmissibility characteristics of human hand-arm system under different postures, hand forces and excitation levels." Journal of Sound and Vibration **329**(14): 2953-2971.

Bongiovanni, L. and K. Hagbarth (1990). "Tonic vibration reflexes elicited during fatigue from maximal voluntary contractions in man." Journal of Physiology **423**: 1-14.

Bongiovanni, L., K. Hagbarth, et al. (1990). "Prolonged muscle vibration reducing motor output in maximal voluntary contractions in man." Journal of Physiology **423**: 15-26.

Bovenzi, M. (2009). "A longitudinal study of vibration white finger, cold response of digital arteries, and measures of daily vibration exposure." International Archives of Occupational and Environmental Health **83**(3): 259-272.

Bovenzi, M., F. Ronchese, et al. (2011). "A longitudinal study of peripheral sensory function in vibration-exposed workers." International Archives of Occupational and Environmental Health.

Bovenzi, M., A. Welsh, et al. (2006). "Acute effects of force and vibration on finger blood flow." Occupational and environmental medicine **63**(2).

Brammer, A.J., Taylor, W., Lundborg, G. "Sensorineural stages of the hand-vibration syndrome". Scandinavian Journal of Work Environment and Health. 1987; **14**:127-283.

Burke, D., Hagbarth, K-E., Löfstedt, L., Wallin, B.G. (1976). "The responses of human muscle spindle endings to vibration of non-contracting muscles." Journal of Physiology, 261pp.673-693.

Burström, L. and R. Lundström (1988). "Mechanical energy absorption in human hand-arm exposed to sinusoidal vibration." International Archives of Occupational and Environmental Health **61**: 213-216.

Burström, L. (1996). "The influence of individual factors on the absorption of vibration energy in the hand and arm." Central European Journal of Public Health **4**(1): 50-52.

Centre canadien d'hygiène et de sécurité au travail (2010). "Vibration-Introduction."

Chaffin, D., G. Anderson, et al. (2006). Occupational Biomechanics, Wiley-Interscience.

Dewangan, K. and V. Tewari (2009). "Vibration energy absorption in the hand-arm system of hand tractor operator." Biosystems engineering **103**: 445-454.

Dong, J., R. Dong, et al. (2008). "A method for analyzing absorbed power distribution in the hand and arm substructures when operating vibrating tools." Journal of Sound and Vibration **31**: 1286-1304.

Dong, R., J. Dong, et al. (2007). "Modeling of biodynamic responses distributed at the fingers and the palm of the human hand-arm system." Journal of Biomechanics **40**: 2335-2340.

Dong, R., D. Welcome, et al. (2006). "Measurement of biodynamic response of human hand-arm system." Journal of Sound and Vibration **294**: 807-827.

Dong, R., J. Wu, et al. (2005). "Distribution of mechanical impedance at the fingers and the palm of the human hand." Journal of Biomechanics **38**: 1165-1175.

Dong, R., A. Schopper, et al. (2004). "Vibration energy absorption (VEA) in human fingers-hand-arm system." Medical Engineering & Physics **26**: 483-492.

Eklund, G., Hagbarth, (1966). "Normal variability of tonic vibration reflexes in man." Experimental Neurology, **16**, 80-92.

Fallon, J.B., Macefield, V.G. (2007). "Vibration sensitivity of human muscle spindles and Golgi tendon organs." Muscle Nerve **55**(2): 5.

Farvid, M., T. Ng, et al. (2005). "Association of adiponectin and resistin with adipose tissue compartments, insulin resistance and dyslipidaemia." Diabetes, Obesity and Metabolism **7**.

Fong, P. and G. Ng (2001). "Effect of wrist position on the repeatability and Strength of Power Grip." American Journal of Occupational Therapy **36**: 21-29.

Gordon, C. C., Bradtmiller, B., Clauser, C.E., Churchill, T., McConville, J.T., Tebbetts, I., and Walker, R.A. (1989). 1987-1988 Anthropometric Survey of U.S. Army Personnel: Methods and Summary Statistics. TR-89-044. Natick MA: U.S. Army Natick Research, Development and Engineering Center.

Govindaraju, S., B. Curry, et al. (2005). "Effects of temperature on vibration-induced damage in nerves and arteries." Muscle & Nerve **33**(3): 415-423.

Govindaraju, S., B. Curry, et al. (2007). "Nerve damage occurs at a wide range of vibration frequencies." International journal of industrial ergonomics **38**(9-10): 687-692.

Gregory, J.E., Morgan, D.L., Proske, U. (2003). "Tendon organs as monitors of muscle damage from eccentric contractions" Experimental brain research **151**:346-355.

Griffin, L., S. Garland, et al. (2001). "Muscle vibration sustains motor unit firing rate during submaximal isometric fatigue in humans." Journal of Physiology **535**(3): 929-936.

Griffin, M.J. (2004). "Minimum health and safety requirements for workers exposed to hand-transmitted vibration and whole-body vibration in the European Union; a review." Occupational and Environmental Medicine **61**(5): 10.

Griffin, M., M. Bovenzi, et al. (2003). "Dose-response patterns for vibration-induced white finger." Occupational and Environmental Medicine **60**: 16-26.

Griffin, MJ (1997) "Measurement, evaluation and assessment of occupational exposures to hand-transmitted vibration". Occupational and Environmental Medicine. **52**(2) 73-89.

Gurram, R., S. Rakheja, et al. (1995a). "A study of hand grip pressure distribution and EMG of finger flexor muscles under dynamic loads." Ergonomics **38**(4): 684-699.

Gurram, R., S. Rakheja, et al. (1995b). "Influence of power tool-related parameters on the response of finger flexor muscles." International Archives of Occupational and Environmental Health **66**: 393-398.

Hansen, J., Ed. (2007). Mémoires anatomie Netter : Membre supérieur, Elsevier-Masson, Issy-Les-Moulineaux.

Harre, D: Trainingslehre, 6. Aufl. Sportverlag, Berlin 1976.

Hartung, E., H. Dupuis, et al. (1993). "Effects of grip and push forces on the acute response of the hand-arm system under vibration conditions." International Archives of Occupational and Environmental Health **64**: 463-467.

Hellström, B. and K. Anderson (1972). "Vibration injuries in Norwegian forest workers." British Journal of Industrial Medicine **29**: 255-263.

Hunt, C.C. et S.W. Kuffler (1951). Stretch receptor discharges during muscle contraction. J. Physiol. **113**, 298-315.

ISO 5349-2:2001. "Vibrations mécaniques – Mesurage et évaluation de l'exposition des individus aux vibrations transmises par la main – Partie 1 : Exigences générales". Agence Française de Normalisation, 1^{ère} éd.

ISO 5349-2:2001. "Vibrations mécaniques – Mesurage et évaluation de l'exposition des individus aux vibrations transmises par la main – Partie 2 : Guide pratique pour le mesurage sur le lieu de travail". Agence Française de Normalisation, 1^{ère} éd.

Jetzer, T., P. Haydon, et al. (2003). "Effective Intervention With Ergonomics, Antivibration Gloves, and Medical Surveillance to Minimize Hand-Arm Vibration Hazards in the Workplace." Journal of Occupational Environmental Medicine **45**(12): 1312-1317.

Johansson, R. and G. Westling (1984). "Roles of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic control of precision grip when lifting rougher or more slippery objects." Experimental brain research **56**: 550-564.

Keir, P., W. RP, et al. (1997). "The effect of tendon load and posture on carpal tunnel pressure." Journal of Hand Surgery **22**(4).

Kihlberg, S. (1995). "Biodynamic response of the hand-arm system to vibration from an impact hammer and a grinder." International journal of industrial ergonomics **16**: 1-8.

Lieber, R.L. and Fridén, J. (1999). "Mechanisms of muscle injury after eccentric contraction." Journal of Science and medicine in sport **2**(3): 253-65.

Maeda, S. and N. Shibata (2008). "Subjective scaling of hand-arm vibration." Industrial Health **46**(2): 118-124.

Marcotte, P., P.-É. Boileau, et al. (2006). Contrôle des vibrations main-bras engendrées par l'opération d'outils portatifs vibrants : Considérations de l'interface humaine et comportement biodynamique. Études et Recherches. IRSST. Montreal p.69.

Martin, B. and H. Park (1997). "Analysis of the tonic vibration reflex: influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue." European Journal of Applied Physiology **75**(6) 504-411.

Martin, D. Das Kombinationstraining im Schüler- und Jugendbereich – Systematisierung des Trainingsprozesses. Leistungssport **7** (1977), 493-498

McArdle, W., F. Katch, et al. (2001). Physiologie de l'activité physique.

McDowell, T., S. Wiker, et al. (2007). "Effects of vibration on grip and push force-recall performance." International journal of industrial ergonomics **37**: 257-266.

McGorry, R. (2001). "A system for the measurement of grip forces and applied moments during hand tool use." Applied Ergonomics **32**: 271-279.

Miall, R., H. Ingram, et al. (2000). "Weight estimation in a "deafferented" man and in control subjects : are judgements influenced by peripheral or central signals?" Experimental brain research 133(4): 491-500.

Miller CN, Kauffman TG, Cooney PT, Ramseur KR, Brown LM (2011). "Comparison of DEXA and QMR for assessing fat and lean body mass in adult rats". Physiology & Behavior, 103(1):117-121.

Nigg, B. and W. Herzog (1994). Biomechanics of the musculo-skeletal system. Calgary, John Wiley & Sons.

Nyquist, H. "Certain topics in telegraph transmission theory", Trans AIEE, vol. 47, pp.67-644. Apr 1928. Reprint as classic paper in PROC. IEEE, Vol. 90, No. 2, feb 2002.

Palmer, K., E. Harris, et al. (2007). "Carpal tunnel syndrome and its relations to occupation: a systematic literature review." Occupational Medecine London 57(1).

Park, H. and B. Martin (1993). "Contribution of the tonic vibration reflex to muscle stress and muscle fatigue." Scandinavian Journal of Work, Environement & Health 19(1) 35-42.

Pathak, B. (2005). Occupational Vibration Exposure (presentation). IOHA. CCHST. Pilanesberg, South Africa.

Prior, B.M., Modlesky, C.M., Evans, E.M., Sloniger, M.A., Saunders, M.J., Lewis, R.D., Cureton, K.J. "Muscularity and the density of the fat-free mass in athletes". Journal of Applied Physiology, Vol 90:1523-1531, 2001

Purves, D., G. Augustine, et al. (2005). Neurosciences, De Boeck, Bruxelles, p.371-381 ; 433-534.

Pykko, I., M. Farkkila, et al. (1976). "Transmission of vibration in the hand-arm system with special reference to changes in compression force and acceleration." Scandinavian Journal of Work, Environement & Health 2: 87-95.

Radwin, R., T. Armstrong, et al. (1987). "Power hand tool vibration effects on grip exertions." Ergonomics 30(5): 833-855.

Radwin, R., T. Armstrong, et al. (1990). "Vibration exposure for selected power hand tools used in automobile assembly." American Industrial Hygienists Association 51(9).

Ribot-Ciscar, E., Vedel, J.P., Roll, J.P. (1989). "Vibration sensitivity of slowly and rapidly adapting cutaneous mechanoreceptors in the human foot and leg." Neuroscience Letters, 1-2, 130-135

Riedel, S. (1995). "Consideration of grip and push forces for the assessment of vibration exposure." Central European Journal of Public Health **3 supplement**: 139-141.

Roll, J., J. Vedel, et al. (1989). "Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study." Experimental brain research **76**: 213-222.

Schechtman, H. and D. Bader (2001). "Fatigue damage of human tendons." Journal of Biomechanics **35(3)**: 347-353.

Seo, N., T. Armstrong, et al. (2008). "The effect of handle friction and inward or outward torque on maximum axial push force." Human Factors **50(2)**: 227-236.

Shannon, C.E., "Communication in the presence of noise", Proc. Institute of Radio Engineers, vol. 37, no. 1, pp.10-21, Jan 1949. Reprint as classic paper in: Proc IEEE vol. 86, no.2 (Feb 1998).

Shinohara, M. (2005). "Effects of prolonged vibration on motor unit activity and motor performance." Medecine and Science in Sports and Exercise **37(12)**: 2120-2125.

Shinohara, M., C. Moritz, et al. (2005). "Prolonged muscle vibration increases stretch reflex amplitude, motor unit discharge rate, and force fluctuations in a hand muscle." Journal of Applied Physiology **99**: 1835-1842.

Sjogaard, G., B. Jenson, et al. (2004). "Intramuscular pressure and EMG relate during static contractions but dissociate with movement with movement and fatigue." Journal of Applied Physiology **96(4)**: 1522-1529.

Sjogaard, G., B. Kiens, et al. (1986). "Intramuscular Pressure, EMG and Blood Flow during low level prolonged static contractions in Man." Acta Physiologica Scandinavica **128**: 475-484.

Smith, A. (1981). "The coactivation of antagonist muscles." Canadian Journal of Physiology and Pharmacology **59(7)**: 733-747.

Sörensson, A. and L. Burström (1997). "Transmission of vibration energy to different parts of the human hand-arm system." International Archives of Occupational and Environmental Health **70**: 199-204.

Urbanchek, M., E. Picken, et al. (2011). "Specific Force Deficit in Skeletal Muscles of Old Rats Is Partially Explained by the Existence of Denervated Muscle Fibers " Journal of Gerontology **Vol 56A(5)**: B191-B197.

Van Albada, S.J., Robinson, P.A. (2007). "Transformations of arbitrary distributions to the normal distribution with application to EEG test-retest reliability". Journal of Neuroscience Methods, **Vol 161:2**, 205-211.

Werner, R., T. Armstrong, et al. (1997). "Intracarpal canal pressures: the role of finger, hand, wrist and forearm position." Clinical Biomechanics **12(1)**: 44-51.

Westling, G. and R. Johansson (1984). "Factors influencing the force control during precision grip." Experimental brain research **53**: 277-284.

Winter, D.A. (1979). Biomechanics of human movement. New York, Wiley, 202p.

Winter, D.A. (1990). Biomechanics and motor control of human movement. (2nd ed.) New York, John Wiley & Sons

Wirhed, R. (2000). Anatomie et science du geste sportif. Paris, Vigot.

Woo, S.L., Buckwalter, J.A.. (1988). "Injury and repair of the musculoskeletal soft tissues", Journal of Orthopaedic Research, 907-931.