

Prévention des risques mécaniques et physiques

Études et recherches

RAPPORT R-815



Outils vibrants

**Paramètres biomécaniques et sensorimoteurs
affectant la réponse biodynamique du système main-bras**

*Denis Marchand
Pierre Marcotte
Christian Larivière
Christian Kelly
Vincent Mandeville-Gauthier*



Solidement implanté au Québec depuis 1980, l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) est un organisme de recherche scientifique reconnu internationalement pour la qualité de ses travaux.

NOS RECHERCHES

travaillent pour vous !

Mission

Contribuer, par la recherche, à la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles ainsi qu'à la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes;

Assurer la diffusion des connaissances et jouer un rôle de référence scientifique et d'expertise;

Offrir les services de laboratoires et l'expertise nécessaires à l'action du réseau public de prévention en santé et en sécurité du travail.

Doté d'un conseil d'administration paritaire où siègent en nombre égal des représentants des employeurs et des travailleurs, l'IRSST est financé par la Commission de la santé et de la sécurité du travail.

Pour en savoir plus

Visitez notre site Web ! Vous y trouverez une information complète et à jour. De plus, toutes les publications éditées par l'IRSST peuvent être téléchargées gratuitement. www.irsst.qc.ca

Pour connaître l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement au magazine Prévention au travail, publié conjointement par l'Institut et la CSST. Abonnement : www.csst.qc.ca/AbonnementPAT

Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales du Québec
2014
ISBN : 978-2-89631-717-2 (PDF)
ISSN : 0820-8395

IRSST - Direction des communications
et de la valorisation de la recherche
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec)
H3A 3C2
Téléphone : 514 288-1551
Télécopieur : 514 288-7636
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca
© Institut de recherche Robert-Sauvé
en santé et en sécurité du travail,
avril 2014



Prévention des risques mécaniques et physiques

Études et recherches

RAPPORT R-815

Outils vibrants

Paramètres biomécaniques et sensorimoteurs affectant la réponse biodynamique du système main-bras

Avis de non-responsabilité

L'IRSST ne donne aucune garantie relative à l'exactitude, la fiabilité ou le caractère exhaustif de l'information contenue dans ce document. En aucun cas l'IRSST ne saurait être tenu responsable pour tout dommage corporel, moral ou matériel résultant de l'utilisation de cette information.

Notez que les contenus des documents sont protégés par les législations canadiennes applicables en matière de propriété intellectuelle.

*Denis Marchand¹, Pierre Marcotte², Christian Larivière³,
Christian Kelly¹, Vincent Mandeville-Gauthier¹*

¹Université du Québec à Montréal

²Prévention des risques mécaniques et physiques, IRSST

³Direction scientifique, IRSST

Cliquez recherche
www.irsst.qc.ca



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

CONFORMÉMENT AUX POLITIQUES DE L'IRSST

Les résultats des travaux de recherche publiés dans ce document
ont fait l'objet d'une évaluation par des pairs.

REMERCIEMENTS

Les expérimentations et observations qui sont à l'origine de ce rapport ont été réalisées grâce à l'appui et l'aide de plusieurs personnes, que nous tenons ici à remercier.

L'acquisition des données en laboratoire ainsi que leur analyse ont été effectuées par deux étudiants inscrits à la maîtrise en kinanthropologie à l'Université du Québec à Montréal (UQÀM), soit Christian Kelly (2013) (Volet 1), et Vincent Mandeville-Gauthier (2012) (Volet 2). Le travail de cette équipe jeune et dynamique a été rendu possible grâce à Pierre Drouin et Jérôme Boutin de l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST), qui ont réalisé les montages mécaniques et supervisé les mesures de vibration. Nous remercions aussi Carole Roy de l'UQÀM pour l'entretien du matériel et des instruments pour les mesures électrophysiologiques ainsi que Benoit Sansregret et Robin Drolet pour leur indispensable aide technique.

SOMMAIRE

L'exposition aux vibrations est une préoccupation importante au regard de la prévention des troubles musculo-squelettiques aux membres supérieurs. Les vibrations main-bras sont spécifiquement reconnues pour être la cause du syndrome des vibrations, une maladie atteignant les doigts et la main en matière vasculaire, musculo-squelettique et neurosensoriel. De longues durées et de fortes intensités de vibration peuvent accélérer l'apparition des symptômes.

Cette étude, qui comporte deux volets, a servi à explorer différentes variables pouvant influencer la transmission de la vibration aux membres supérieurs tout comme la sollicitation musculaire. Douze participants regroupés selon deux somatotypes (six ectomorphes et six mésomorphes) ont participé à chacun de ces volets. L'utilisation d'un pot vibrant a permis de contrôler certaines variables afin d'exposer les sujets à diverses combinaisons d'amplitude ($2,5 \text{ m/s}^2$, 5 m/s^2 et 10 m/s^2) et de fréquence (20, 40 et 65 Hz) de vibration pour les deux volets. La tâche des sujets consistait à maintenir la poignée instrumentée du pot vibrant pendant une période de dix secondes.

Le but de cette étude était de mesurer la transmission des vibrations ainsi que le taux de sollicitation des muscles en fonction de différentes variables biomécaniques. Pour le premier volet, ces variables étaient la force de préhension (25 N, 50 N et 100 N) et la déviation du poignet (neutre, abduction et adduction). Le deuxième volet évaluait l'effet des moments de force (1, 2 et 4 Nm) exercés au poignet et différentes forces de poussée (0, 20 et 40 N) exercées sur la poignée.

L'électromyographie a été utilisée afin de mesurer l'activité myoélectrique de plusieurs muscles importants. De plus, deux accéléromètres triaxiaux disposés au poignet et au coude ont permis d'observer l'amplitude de la transmission des vibrations selon les différentes variables étudiées.

Les résultats ont permis de conclure qu'une force de préhension plus importante entraînait une transmission plus élevée de la vibration au membre supérieur. De plus, les sujets de type ectomorphe avaient tendance à transmettre de façon plus importante les vibrations et à solliciter davantage certains muscles (extenseur commun des doigts). L'augmentation du moment de force, et de la force de poussée a généralement eu pour effet d'amplifier la transmission de vibration ainsi que la demande musculaire. Les variables de vibration ont permis de déceler la présence d'un réflexe tonique vibratoire significatif, mais de faible importance. Finalement, il semble que la combinaison d'une haute amplitude (10 m/s^2) et d'une faible fréquence (20 Hz) de vibration était celle où les contraintes musculaires pour le membre supérieur étaient les plus élevées.

Mots clés : Vibration, force de préhension, somatotype, moment de force, électromyographie.

TABLE DES MATIÈRES

1.	INTRODUCTION.....	1
1.1	L'effet des outils vibrants sur les membres supérieurs	1
1.1.1	Atteinte vasculaire	1
1.1.2	Atteinte neuromusculaire	2
1.1.3	Biodynamique des vibrations main-bras.....	6
2.	OBJECTIFS DE L'ÉTUDE	11
3.	MÉTHODOLOGIE	13
3.1	Sujets	13
3.2	Variables indépendantes	13
3.3	L'électromyographie.....	15
3.4	Mesure des vibrations et des positions articulaires	17
3.5	Analyse statistique	18
4.	RÉSULTATS.....	19
4.1	Volet 1	19
4.1.1	Transmission de la vibration au membre supérieur	19
4.1.2	Vérification de la présence d'artéfacts de mouvement dans les signaux EMG	31
4.1.3	Influence des variables étudiés sur la sollicitation musculaire	32
4.1.4	Discussion des résultats du Volet 1	39
4.2	Volet 2	42
4.2.1	Transmission des vibrations au membre supérieur	42
4.2.2	Influence des variables étudiées sur la sollicitation musculaire	56
4.2.3	Discussion des résultats du Volet 2	77
5.	DISCUSSION GÉNÉRALE.....	79
6.	LIMITES DE L'ÉTUDE	81
7.	CONCLUSION	82

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1	Conditions expérimentales pour le Volet 1.....	14
Tableau 2	Conditions expérimentales pour le Volet 2.....	14
Tableau 3	Résultats de l'analyse statistique (valeurs p) de la variance à mesures répétées pour les accélérations en fonction des variables indépendantes.....	19
Tableau 4	Accélérations transmises au poignet en fonction de la force de préhension pour la déviation neutre et l'abduction du poignet.....	20
Tableau 5	Accélérations transmises au coude en fonction de la force de préhension pour la déviation neutre, l'abduction et l'adduction du poignet.....	20
Tableau 6	Accélérations transmises au poignet en fonction de l'amplitude de vibration pour la déviation neutre, l'abduction et l'adduction du poignet.....	22
Tableau 7	Accélérations transmises au coude en fonction de l'amplitude de vibration pour la déviation neutre, l'abduction et l'adduction du poignet.....	22
Tableau 8	Accélérations transmises au poignet en fonction des fréquences de la vibration pour la déviation neutre, l'abduction et l'adduction du poignet.....	23
Tableau 9	Accélérations transmises au coude en fonction des fréquences de la vibration pour la déviation neutre, l'abduction et l'adduction du poignet.....	23
Tableau 10	Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les pourcentages de la contraction musculaire maximale obtenus lors de la déviation neutre du poignet, incluant le facteur « filtre ».....	32
Tableau 11	Pourcentages moyens de la contraction volontaire maximale obtenus selon le somatotype pour les différents angles du poignet.....	33
Tableau 12	Pourcentages de la contraction volontaire maximale obtenus selon l'amplitude de vibration appliquée par le pot vibrant pour les différents angles du poignet.....	35
Tableau 13	Pourcentages de la contraction volontaire maximale (CVM) moyens obtenus selon la fréquence de vibration appliquée par le pot vibrant pour les différents angles du poignet.....	36
Tableau 14	Pourcentages de contraction volontaire maximale en fonction du moment de force au poignet.....	58
Tableau 15	Pourcentages de contraction volontaire maximale en fonction de la force de poussée.....	59
Tableau 16	Pourcentages de la contraction volontaire maximale obtenus selon la fréquence de vibration.....	66
Tableau 17	Pourcentage de la contraction volontaire maximale obtenus selon l'amplitude de vibration.....	68

Tableau 18	Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les accélérations obtenues au poignet lors des trois déviations du poignet.....	89
Tableau 19	Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les accélérations obtenues au coude lors des trois déviations du poignet	90
Tableau 20	Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les % CVM _{moy} obtenus lors de la déviation neutre du poignet	91
Tableau 21	Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les % CVM _{moy} obtenus lors de l'abduction du poignet.....	92
Tableau 22	Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les % CVM _{moy} obtenus lors de l'adduction du poignet.....	93
Tableau 23	Valeurs <i>p</i> des valeurs d'accélération et de préhension	94
Tableau 24	Valeurs <i>p</i> des % CVM _{moy}	95
Tableau 25	Indices permettant de classer les sujets par somatotype (Carter et Heath, 1990) pour les sujets des Volets 1 et 2.....	103

LISTE DES FIGURES

Figure 1	Position des os du poignet lors d'une abduction (à gauche) et adduction (à droite) (Figure tirée de Kapandji, 1980).....	8
Figure 2	Modélisation du système main-bras. (Image adaptée du modèle de Fritz, 1991).....	9
Figure 3	Pot vibrant et poignée instrumentée utilisés pour les différentes conditions expérimentales.....	15
Figure 4	Photo de la poignée instrumentée de 40 mm de diamètre	15
Figure 5	Positions des marqueurs pour l'analyse cinématique.....	18
Figure 6	Détail de la fixation de l'accéléromètre au niveau du poignet.....	18
Figure 7	Accélérations transmises au poignet selon l'interaction entre le somatotype et la fréquence de vibration pour l'abduction du poignet.....	24
Figure 8	Accélérations transmises au poignet selon l'interaction entre le somatotype et l'amplitude de vibration pour la déviation neutre (en haut) et l'abduction (en bas) du poignet.....	25
Figure 9	Accélérations transmises au poignet selon l'interaction entre l'amplitude et la fréquence de vibration pour la déviation neutre (en haut) et l'abduction (en bas) du poignet.....	26
Figure 10	Accélérations transmises au poignet selon l'interaction entre la fréquence de vibration et la force de préhension pour la déviation neutre (en haut) et l'abduction (en bas) du poignet.....	27
Figure 11	Accélérations transmises au coude selon l'interaction entre la fréquence de vibration et la force de préhension pour la déviation neutre (en haut) et l'abduction (en bas) du poignet.....	28
Figure 12	Recrutement musculaire du fléchisseur superficiel des doigts selon l'interaction entre le somatotype et la force de préhension pour la déviation neutre (en haut), l'abduction (au milieu) et l'adduction du poignet (en bas).....	37
Figure 13	Recrutement musculaire du biceps brachial selon l'interaction entre le somatotype et la fréquence de vibration pour l'adduction du poignet.....	38
Figure 14	Recrutement musculaire du triceps brachial selon l'interaction entre l'amplitude de vibration et la force de préhension pour la déviation neutre du poignet.....	38
Figure 15	Force de préhension (N) mesurée en fonction des variables moment de force (Nm) et fréquence de vibration (Hz)	42
Figure 16	Amplitude de vibration (m/s^2) en fonction du moment de force (Nm).....	43

Figure 17	Amplitude de vibration (m/s^2) en fonction de la force de poussée.....	44
Figure 18	Interaction entre la force de poussée (N) et le moment de force (Nm) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) au coude dans l'axe des Z.....	45
Figure 19	Interaction entre la force de poussée (N) et le moment de force (Nm) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) pour le poignet dans l'axe des Z.....	45
Figure 20	Amplitude de vibration (m/s^2) en fonction de la fréquence de vibration.....	47
Figure 21	Amplitudes de vibration (m/s^2) au coude et au poignet en fonction de l'amplitude de vibration à la poignée (m/s^2).....	49
Figure 22	Interaction entre l'amplitude de vibration (m/s^2) à la poignée et le moment de force (Nm) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) au coude dans l'axe des Z.....	50
Figure 23	Interaction entre la fréquence de vibration (Hz) et le moment de force (Nm) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) au coude dans l'axe des Z.....	50
Figure 24	Interaction entre l'amplitude de vibration à la poignée (m/s^2) et le moment de force (Nm) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) pour le poignet dans l'axe des Z.....	51
Figure 25	Interaction entre le moment de force (Nm) et la fréquence de vibration (Hz) sur l'amplitude de vibration pour le poignet (m/s^2) dans l'axe des Z.....	52
Figure 26	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.....	52
Figure 27	Interaction entre l'amplitude de vibration (m/s^2) et la fréquence de vibration (Hz) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) au le poignet dans l'axe des Z.....	53
Figure 28	Interaction entre le moment de force (Nm) et l'amplitude de vibration (m/s^2) sur l'amplitude de vibration au poignet (m/s^2) dans l'axe des Y.....	54
Figure 29	Interaction entre le moment de force (Nm) et la fréquence de vibration (Hz) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) au poignet dans l'axe des Y.....	54
Figure 30	Pourcentages de contraction volontaire maximale de l'ensemble des muscles en fonction du moment de force (Nm).....	57
Figure 31	Pourcentages de contraction volontaire maximale des muscles en fonction de la force de poussée (N).....	60
Figure 32	Interaction entre la force de poussée (N) et le moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale du deltoïde antérieur.....	61
Figure 33	Interaction entre la force de poussée (N) et le moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale du biceps brachial.....	61
Figure 34	Interaction entre la force de poussée (N) et le moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale du triceps brachial.....	62

Figure 35	Interaction entre la force de poussée (N) et le moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale du muscle long extenseur radial du carpe	63
Figure 36	Interaction entre la force de poussée (N) et le moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale muscle extenseur commun des doigts	63
Figure 37	Pourcentages de contraction musculaire obtenus en fonction de la fréquence de vibration sur les muscles étudiés	67
Figure 38	Pourcentages de contraction volontaire maximale obtenus en fonction de l'amplitude de vibration (m/s^2).....	69
Figure 39	Interaction entre l'amplitude (m/s^2) et de la force de poussée (N) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale du muscle deltoïde antérieur	70
Figure 40	Interaction entre la force de poussée (N) et la fréquence de vibration (Hz) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale du muscle extenseur commun des doigts	71
Figure 41	Pourcentage de contraction volontaire maximale des muscles en fonction du somatotype	73
Figure 42	Interaction entre le somatotype et la fréquence (Hz) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale du muscle trapèze supérieur	74
Figure 43	Interaction entre le somatotype et la force de poussée (N) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale du biceps brachial	74
Figure 44	Interaction entre le somatotype et le moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (% CVM) du long extenseur radial du carpe	75
Figure 45	Interaction entre le somatotype et le moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale du muscle fléchisseur superficiel des doigts.....	76
Figure 46	Modèle hypothétique des interactions entre les différents facteurs influençant la transmission de la vibration et la sollicitation musculaire lors de l'utilisation d'outils vibrants	80

1. INTRODUCTION

L'utilisation d'outils vibrants représente un risque pour la santé des travailleurs. Plus spécifiquement, l'exposition aux vibrations est une préoccupation importante en matière de prévention des troubles musculo-squelettiques du membre supérieur (TMS-MS). Selon le Centre canadien d'hygiène et de sécurité au travail (CCHST, 2008), l'exposition aux vibrations du système main-bras est caractérisée par l'effet des vibrations sur les mains et les bras qui sont en contact avec l'équipement vibrant. Plusieurs secteurs d'emploi comportent des facteurs de risque liés aux vibrations main-bras dont : les mines, la construction, la fabrication de meubles, la fabrication de produits métalliques, l'exploitation forestière, etc. Les effets des vibrations progressent lentement et les lésions peuvent survenir après plusieurs années. Le CCHST suggère de se préoccuper de la douleur dès son apparition puisqu'elle est souvent le premier effet observé sur la santé.

Le *Guide des bonnes pratiques en matière de vibrations main-bras* (INRS, 2006) avance qu'une exposition régulière et prolongée aux vibrations augmente les risques de TMS-MS. D'ailleurs, selon la norme ISO 5349-1, les structures du membre supérieur (main-bras) potentiellement affectées sont les vaisseaux sanguins, les nerfs, les os, les articulations, les muscles et les tissus conjonctifs. Cette dégradation des tissus est communément appelée syndrome vibratoire main-bras. D'après la législation prévue par la directive 2002/44/EC de la Communauté européenne (CE, 2002), l'employeur devrait évaluer le niveau d'exposition aux vibrations main-bras des travailleurs afin d'agir en matière de prévention. Toutefois, Chaffin (2006) semble croire qu'il ne s'agit pas seulement d'appliquer des normes standardisées puisque chaque individu réagit différemment à la présence de vibrations.

1.1 L'effet des outils vibrants sur les membres supérieurs

L'exposition prolongée aux vibrations peut entraîner certaines affections ostéo-articulaires du membre supérieur tels que l'ostéonécrose du semi-lunaire (maladie de Kienböck) ou du scaphoïde carpien (maladie de Köhler). Ces pathologies semblent être associées à l'utilisation d'outils vibrants tenus à la main tels que les marteaux piqueurs, les burineurs, les perceuses à percussion et les clés à choc.

Le syndrome des vibrations main-bras évoqué plus haut est constitué, quant à lui, de trois composantes : vasculaire, musculo-squelettique et neurologique (Kuorinka et Forcier, 1995). Toutefois, les effets sur la conduction nerveuse influencent directement l'activité musculaire. Par ce fait, celle-ci peut se voir augmentée ou réduite par la présence de vibrations par rapport à un groupe contrôle de sujets non exposés aux vibrations.

1.1.1 Atteinte vasculaire

L'atteinte vasculaire, généralement appelée « Syndrome de Raynaud », est un des symptômes les plus connus du syndrome vibratoire mains-bras. Celui-ci se manifeste par une ischémie dans les doigts parfois en cas d'exposition au froid et/ou de stress psychologique (Griffin, 1990; Bovenzi, 1998; Bovenzi et coll., 2010). Les doigts peuvent pâlir puisque l'apport sanguin est insuffisant

ou se cyanoser (bleuir) par un sang désoxygéné qui circule dans les capillaires (Tortora et Derrickson, 2007). Les symptômes peuvent apparaître quelques minutes ou quelques heures après une exposition aux vibrations. Par ailleurs, Griffin (1990) mentionne que les symptômes suivants sont souvent reconnus chez les travailleurs atteints du syndrome de Raynaud : accès de pâleur, picotement et perte de sensation dans les doigts, perte de sensibilité tactile ainsi que des sensations de douleur et de froid dans les doigts, atrophie des muscles de la main, faiblesse musculaire, tendinite à l'épaule, etc.

La stimulation du système nerveux sympathique semblerait être en cause dans la vasoconstriction digitale qui réduit de façon considérable l'irrigation sanguine. En effet, selon les mêmes auteurs, lorsque la stimulation du système nerveux sympathique augmente, les myocytes lisses (cellules musculaires) se contractent et la paroi du vaisseau sanguin se comprime. La diminution du diamètre s'appelle vasoconstriction (Olsen et Petring, 1988). Les effets de ce syndrome sont importants puisque dans 82 % des cas, ils produisent une atteinte permanente à l'intégrité physique ou psychique du travailleur (Duguay et Massicotte, 2005). De plus, la vasoconstriction diminue la sensibilité tactile par une réduction de l'apport sanguin aux récepteurs cutanés. L'application de vibrations sur la main semble aussi présenter des répercussions sur les nerfs des doigts. En effet, Takeuchi et coll. (1986) mentionnent qu'il peut y avoir rupture des couches de myéline et une dégénérescence des axones.

Les problèmes de circulation sanguine sont bien présents chez les utilisateurs d'outils vibrants. En effet, l'exposition aux vibrations produirait une incidence du syndrome de Raynaud variant de 5 à 6 % chez les sujets exposés tandis qu'elle serait de 0 à 1,5 % chez ceux faisant partie d'un groupe contrôle (Bovenzi et coll., 2010). Plusieurs auteurs s'entendent d'ailleurs pour affirmer que l'incidence de troubles vasculaires est plus élevée lorsque les travailleurs sont exposés à différents outils vibrants comparativement aux non-exposés (Griffin, 1990; Bovenzi, 1998). Selon la norme ISO 5349-1 (2001), le risque de développer le syndrome de Raynaud est lié à l'amplitude des vibrations ainsi qu'à la durée de l'exposition. L'amplitude des vibrations main-bras est basée sur la valeur totale de l'accélération pondérée en fréquence (a_{hv}). Cette valeur est donnée par la racine carrée de la somme des carrés des accélérations pondérées en fréquence selon les trois axes orthogonaux X, Y et Z (Équation 1). Par ailleurs, Bovenzi et coll. (1999) mentionnent que l'apport sanguin aux doigts serait inversement proportionnel à l'augmentation de l'amplitude de vibration entre 0,69 et 7,75 m/s².

$$a_{hv} = \sqrt{a_{hwx}^2 + a_{hwy}^2 + a_{hwz}^2} \quad \text{Équation (1)}$$

1.1.2 Atteinte neuromusculaire

Les travailleurs exposés aux vibrations main-bras se plaignent de fatigue et de diminution de la force musculaire ainsi que de douleur aux mains et aux bras. Le travail avec des outils vibrants comporte une charge additionnelle sur les structures corporelles. Les muscles ainsi que les articulations doivent constamment s'ajuster afin de permettre au corps de fonctionner malgré les forces externes agissant sur lui. Selon Chaffin et coll. (2006), les traumatismes peuvent apparaître après un seul impact ou résulter d'une surutilisation d'un segment. Déployer une certaine force semble être problématique lorsqu'on en fait usage sur une longue période de temps. Le manque de récupération des tissus pourrait être à l'origine des lésions.

De la fatigue musculaire pourrait provenir de l'exposition aux vibrations main-bras par l'entremise des commandes motrices suscitées par les perceptions sensorielles (Martin et Park, 1997). Par ailleurs, les contractions volontaires et involontaires, causées par une activité musculaire réflexe associée aux vibrations, peuvent aussi causer de la fatigue musculaire. Une variation de la sollicitation musculaire peut être observée dans quelques études recensées. Armstrong et coll. (1987) mentionnent que la vibration produirait un effet à court terme sur le système nerveux qui inclut une activité musculaire accrue. La force exercée pour tenir l'outil vibrant pourrait devenir excessive par rapport aux exigences réelles de la tâche et augmenterait les risques de développer des lésions tendineuses.

L'étude de Radwin et coll. (1987) a montré qu'en présence de vibrations, la force de préhension augmentait de 27 % pour une fréquence de vibration de 40 Hz et de 7 % à 160 Hz. De plus, une hausse de 42 % de la force de préhension était observée pour une amplitude de vibration passant de 9,8 à 49 m/s². Selon les auteurs, l'augmentation de la force de préhension sur un objet vibrant pourrait être causée par la combinaison de deux mécanismes sensoriels : le réflexe tonique vibratoire (RTV) et une sensibilité tactile affectée. Cette force supplémentaire exercée sur une poignée serait plus importante lorsque les fréquences des vibrations appliquées situent entre 31,5 et 63 Hz sont appliquées (McDowell et coll., 2007).

Des troubles musculo-squelettiques peuvent survenir dans le cas d'une force de préhension élevée appliquée sur une longue période de temps. De ceux-ci, il faut noter le syndrome du tunnel carpien ainsi que l'épicondylite (Griffin et Bovenzi, 2002). D'ailleurs, le maintien d'une importante force de préhension pourrait être à la source du développement de l'épicondylite. Cette inflammation du tendon est généralement créée par des micros traumatismes dus à l'usure et au manque de récupération. De plus, une perte de force de préhension peut aussi se produire à la suite d'une exposition prolongée à des vibrations (Färkkilä, 1978). Pour ce qui est du syndrome du tunnel carpien, il s'agirait d'un frottement entre le canal carpien, les gaines tendineuses du poignet et le nerf médian. L'angle du poignet pourrait influencer sur l'apparition de cette lésion, de même que la répétitivité et la force interne déployée (Bovenzi, 1998; Hagberg, 2002). D'ailleurs, Bovenzi et coll. (2005) estiment que l'utilisation d'outils vibrants (en particulier les sableuses orbitales) serait significativement associée à la présence du syndrome du tunnel carpien.

1.1.2.1 Contribution des mécanorécepteurs

Les mécanorécepteurs représentent la principale source d'information pour le travailleur lorsque vient le temps d'adapter la force à exercer sur l'outil. Par contre, l'exposition aux vibrations semble nuire à la discrimination tactile de la région exposée. En effet, une augmentation de l'amplitude de vibration semble diminuer la sensibilité tactile de la main (Kume et coll., 1984; Lundström et Johansson, 1986; Streeter, 1970). Selon Streeter (1970), une exposition de trois minutes de la main à une fréquence de vibrations de 60 Hz causerait une diminution de la sensation de pression de sept fois par rapport à la valeur de base sans vibrations. Par contre, cet effet serait temporaire et le retour à la normale se ferait généralement dans les minutes qui suivent l'exposition (Verrillo et Gescheider, 1977). Toujours selon les mêmes auteurs, la période de récupération varierait en fonction de la fréquence et de l'amplitude des vibrations ainsi que de la durée de l'exposition. Les vibrations causeraient un mauvais signal afférent de la part de certains mécanorécepteurs (corpuscules de Pacini et de Meissner, ainsi que les disques de

Merkel) qui pousserait les travailleurs à serrer plus fermement l'outil (Lundström et Johansson, 1986). La pression ressentie entre l'outil et la main serait faussée et le travailleur exercerait alors une force excessive sur la poignée pour en maintenir le contrôle.

Les mécanorécepteurs sont répartis dans quatre catégories permettant de répondre aux stimuli tactiles : adaptation rapide (type 1 et 2) et adaptation lente (type 1 et 2). Les récepteurs Pacini sont associés à la catégorie «adaptation rapide de type 2» (Gescheider, 1976 ; Loewenstein et Mendelson, 1965) tandis que les corpuscules de Meissner le sont plutôt à celle «adaptation rapide de type 1 ». Pour les catégories à adaptation lente, le type 1 comprend les disques de Merkel et le type 2 représente les corpuscules de Ruffini. Parmi ces catégories, deux types de récepteurs à adaptation rapide sont principalement responsables de détecter les sensations émises par la présence de vibration de plus de 10 Hz dans la main (Verrillo, 1985). Ils répondent aux vibrations tant que les récepteurs sont sollicités par les oscillations.

La sensibilité aux vibrations des mécanorécepteurs de la main semble être fortement influencée par la fréquence. Morioka et Griffin (2009) affirment que la médiation est effectuée en partie par les corpuscules de Pacini pour les fréquences de plus de 20 Hz. Pour Verrillo (1985), la plage de fréquence optimale pour la perception des corpuscules de Pacini se situe plutôt entre 60 et 400 Hz, même si leur zone de réponse se situe de 20 à 2000 Hz. De plus, leur large surface de contact fait en sorte que la localisation précise de la zone d'application de la vibration pourrait être difficile pour des fréquences de plus de 60 Hz (Thonnard et coll., 1997). Pour les fréquences de moins de 60 Hz, la sensibilité aux vibrations proviendrait d'autres mécanorécepteurs à adaptation rapide. En effet, selon Verrillo (1985), les corpuscules de Meissner répondent aux fréquences de 45 Hz ou moins. Selon Lundström (1986), la sensibilité maximale des corpuscules de Meissner se situe à la fréquence de 30 Hz tandis que les récepteurs à adaptation lente pourraient répondre aux vibrations de plus basses fréquences. Les corpuscules de Pacini et Meissner pourraient tous les deux être responsables de la perception pour des fréquences variant entre 40 et 80 Hz, mais leur contribution varierait selon la surface de contact et la pression exercée sur celle-ci (Griffin, 1990). Pour leur part, les disques de Merkel et les corpuscules de Ruffini seraient respectivement sensibles à des fréquences de 2 à 32 Hz et autour de 8 Hz. Par ailleurs, pour des amplitudes de vibrations plus grandes que $1,0 \text{ m/s}^2$, la sensibilité à la vibration diminuerait lorsque la fréquence de vibration augmente à plus de 20 Hz.

Par ailleurs, l'amplitude de vibration semble aussi avoir un effet sur la perception du travailleur. En effet, selon Morioka et Griffin (2009), une amplitude plus grande que $1,0 \text{ m/s}^2$ diminuerait la sensibilité à la vibration au-delà d'une fréquence de 20 Hz. À l'inverse, cette sensibilité augmenterait avec une fréquence pour des amplitudes de moins de $0,5 \text{ m/s}^2$.

1.1.2.2 Réflexe vibratoire tonique (RTV)

Plusieurs études démontrent que les vibrations ont des effets significatifs sur la sollicitation musculaire. De Gail et coll. (1966) ont proposé que l'exposition à des vibrations augmente l'activité musculaire par la création du réflexe vibratoire tonique (RTV). Lors de l'exposition à une source vibrante, le tendon serait soumis à une stimulation qui déclenche ce réflexe (Eklund et Hagbarth, 1966). L'activation du muscle par son tendon soumis à la vibration est dirigée par les fuseaux neuromusculaires qui peuvent répondre jusqu'à des fréquences de 180 Hz. Par

exemple, lorsque stimulé par des vibrations, le tendon d'Achille influence le contrôle de la force déployée pour la flexion plantaire (Yoshitake et coll., 2004). Le rôle de ce réflexe est toutefois difficile à cerner au regard de l'exposition aux vibrations main-bras puisque celles-ci ne sont pas appliquées directement sur un tendon, mais plutôt sur la paume de la main. Park et Martin (1993) mentionnent que le RTV pourrait être à l'origine de perturbations du contrôle moteur qui contribuerait à des lésions des tissus mous de la main. De plus, les mêmes auteurs ont noté que les fréquences de vibration plus élevées causeraient un RTV moins important et donc une sollicitation moins importante des muscles et tendons.

Le RTV pourrait jouer un rôle dans l'altération du contrôle moteur en plus de contribuer à augmenter la sollicitation musculaire. D'ailleurs, cette activité musculaire que provoque le réflexe tonique vibratoire s'additionne à la contraction musculaire volontaire nécessaire pour effectuer la tâche (Radwin et coll., 1987; Park et Martin, 1993; Martin et Park, 1997). C'est donc dire que lorsque le RTV est enclenché, la sollicitation musculaire est plus élevée par rapport à la même tâche effectuée dans un contexte sans vibrations. Toutefois, cette contraction supplémentaire, pouvant être de l'ordre de 10 % de la contraction volontaire maximale (CVM), ne semble pas être détectée par les sujets (Park et Martin, 1993). De plus, une étude de Radwin et coll. (1987) a montré que la force de préhension de 14 sujets augmente en moyenne de 27 % lorsque la main est soumise à des vibrations de 40 Hz. Elle est passée de 25,3 N, pour des conditions sans vibrations, à une valeur de 32,1 N pour celles avec vibrations. Par ailleurs, pour des fréquences de moins de 100 Hz, l'amplitude du RTV augmenterait avec l'accroissement de la fréquence de vibration (Martin et Park, 1997). Selon ces auteurs, cette augmentation du RTV serait en partie due à la dépolarisation des motoneurones qui suivrait l'augmentation de la fréquence de décharge des afférences Ia. Donc, le recrutement des unités motrices serait plus important.

Les basses fréquences pourraient être plus problématiques puisque le RTV serait déclenché par une excitation des tendons suivie d'une transmission à la moelle épinière par les voies afférentes Ia (terminaisons primaires). D'ailleurs, les fuseaux neuromusculaires seraient responsables de signaler le changement de longueur du muscle aux voies afférentes. Les fuseaux neuromusculaires (principalement les fibres Ia) répondent à des fréquences pouvant aller jusqu'à 220 Hz (Roll et coll., 1986; Ribot-Ciscar et coll., 1998). Toutefois, les voies afférentes de type II (terminaisons secondaires) de ces fuseaux semblent moins sensibles aux vibrations puisqu'elles cessent de répondre aux vibrations de fréquences plus élevées que 100 Hz (Burke et coll., 1976).

Selon Kihlberg (1995), les vibrations de basses fréquences (moins de 50 Hz) impliqueraient une plus grande contrainte musculaire que les fréquences supérieures à 100 Hz. En effet, les articulations du coude et de l'épaule subiraient une surcharge plus importante, car, selon Dupuis et Jansen (1979), l'effet maximal du transfert des vibrations au biceps brachial se situerait autour de 30 à 50 Hz. Donati et coll. (1992) confirment aussi le fait que le biceps brachial soit le muscle le plus réactif aux vibrations. Selon deux études, les basses fréquences pourraient bel et bien être transmises aux bras et aux épaules au lieu d'être absorbées par les tissus de la main (Pyykko et coll., 1976; Reynolds et Angevine, 1977). Par contre, Stelling et coll. (1992) n'ont pas pu démontrer qu'il y avait une modification de la sollicitation musculaire lors de variations de basses à hautes fréquences de la vibration. En effet, l'absorption des vibrations serait faite par les mains et les doigts plutôt que par les articulations proximales (coude et épaule) pour les fréquences de plus de 100 Hz (Reynolds et Angevine, 1977).

1.1.3 *Biodynamique des vibrations main-bras*

Deux études (Burström, 1990; Burström et Sörensson, 1999) ont montré un effet significatif de l'amplitude de vibration sur différents paramètres du système main-bras. En effet, un changement de l'amplitude aurait un effet sur l'impédance mécanique du système main-bras ainsi que sur la force de préhension des sujets. L'impédance mécanique au point d'entrée est liée à la résistance qu'offre le corps à laisser passer les ondes de vibrations. Marcotte et coll. (2005) rapportent que l'amplitude de vibration a un effet significatif sur l'impédance mécanique du système main-bras. En effet, l'augmentation de l'amplitude de vibration fait diminuer la transmissibilité de celle-ci dans l'axe d'application. Cette étude suggère donc un effet non-linéaire de l'amplitude de vibration sur la transmission des vibrations au système main-bras.

Le phénomène de résonance fait en sorte qu'un système mécanique soit plus réactif à une certaine fréquence appelée fréquence de résonance. Lorsque la fréquence de la force d'excitation appliquée au système s'approche de la fréquence de résonance, elle produit des oscillations de plus en plus importantes, étant associée à un transfert d'énergie vibratoire au système mécanique plus important. La plage de fréquence de 20 à 50 Hz est une zone où le système main-bras est soumis à une transmission maximale d'énergie vibratoire (Dong et coll., 2005a). Par ailleurs, le phénomène de résonance fait en sorte que l'on peut retrouver des valeurs d'accélération plus élevées à une articulation éloignée de la source de vibrations qu'à la source même. Malheureusement, plusieurs outils vibrants génèrent des vibrations dans cette gamme de fréquences (Griffin, 1990).

Selon Adewusi et coll. (2010), l'influence de l'amplitude de vibration (2,65 et 5,25 m/s²) est significative au regard de la transmission de vibration au système main-bras. Par ailleurs, Pyykkö et coll. (1976) soulignent que l'atténuation des vibrations de basses fréquences se produit principalement dans les articulations tandis que celles de hautes fréquences sont principalement absorbées par les tissus superficiels en contact avec la poignée vibrante.

Selon les études précédentes, la transmission des vibrations varie partiellement en fonction de l'amplitude et de la fréquence de celles-ci. Pour Lundborg (1994), la transmission des vibrations aux membres supérieurs s'accroît avec l'augmentation de la force de préhension. De ce fait, les tissus de la main se retrouvent écrasés et la transmission des vibrations semble être plus importante (Pyykkö et coll., 1976). Selon les mêmes auteurs, la transmission des vibrations est proportionnelle à la racine cubique de la force de préhension sur la poignée. Une force de préhension plus importante est d'ailleurs associée à une impédance mécanique plus élevée (Griffin, 1990). De plus, Gurram et coll. (1995a) observent que l'impédance mécanique du système main-bras croît avec l'augmentation de la force de préhension (10 N, 25 N et 50 N). La contraction musculaire entraîne une rigidité plus importante du membre supérieur, ce qui facilite la transmission des vibrations au système main-bras (Reynolds et Soedel, 1972). En effet, d'autres études montrent que la transmission des vibrations augmenterait avec l'accroissement de la rigidité du système main-bras (Dong et coll., 2005a; Kihlberg, 1995; Lundström, 1984; McDowell et coll., 2007). Une variation de la force de préhension exercée sur la source vibrante se traduira par une variation de la rigidité musculaire ainsi que de la fréquence de résonance du membre supérieur. Donc, la transmission des vibrations est dépendante d'interactions complexes entre la fréquence de résonance du segment, la rigidité musculaire et la force de préhension.

Les résultats de l'étude de Dong et coll. (2005a) montrent que la rigidité apparente du membre supérieur joue un rôle essentiel dans la détermination de la réponse biodynamique du système main-bras soumis à des vibrations. L'évaluation de la rigidité de la paume de la main pourrait avoir un effet appréciable sur le développement de gants anti-vibration. Ceux-ci pourraient jouer le rôle des tissus mous de la main qui ont pour fonction l'atténuation des vibrations. En effet, le port du gant aurait comme effet de séparer la main de la surface vibrante grâce à une surface absorbante au centre de la paume de la main. Toutefois, les gants anti-vibration ne semblent pas être spécialement conçus pour des fréquences de vibration plus petites que 100 Hz. De plus, certaines études ont démontré que le port de gants peut inciter les sujets à exercer une force de préhension accrue en raison d'une perte de dextérité (Hertzberg, 1955).

1.1.3.1 Effet du somatotype

La composition corporelle serait susceptible d'affecter la transmission des vibrations. Une étude de Burström et Lundström (1994) a soulevé le fait que le volume de la main et son épaisseur peuvent jouer un rôle dans l'absorption des vibrations. Le somatotype fait référence à la composition corporelle des participants. Il existe trois catégories de somatotypes, soit l'ectomorphe, le mésomorphe et l'endomorphe. 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. Le somatotype endomorphe fait référence aux gens avec une plus grande masse grasse. Le somatotype est défini selon les équations de Heath and Carter (Carter, 2002; Carter et Heath, 1990), dont un exemple de charte est présenté à l'Annexe B.

Si chaque aspect du somatotype est interdépendant des 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 varie en fonction principalement de la taille et du poids (taille / racine carrée du poids). Si de multiples études ont été effectuées sur l'effet des vibrations sur la force de préhension et du RTV (Park et Martin, 1993; Martin et Park, 1997; Armstrong et coll., 1987; Roll et coll., 1989), peu d'études se sont intéressées à l'effet du somatotype sur la transmission des vibrations au système main-bras.

Parmi elles, Dewangan et Tewari (2009) ont mesuré la quantité de vibrations absorbée par le système main-bras chez des opérateurs de houes motorisées. Ils ont effectué plusieurs mesures anthropométriques, entre autres sur les volumes de la main, de l'avant-bras et du bras. Ils ont constaté que plus les participants étaient dotés de membres volumineux, moins il y avait de vibrations transmises. Burström (1996) a réalisé une étude avec 84 participants (40 hommes et 44 femmes). Ce dernier a observé une absorption des vibrations plus faible en fonction du volume, mais aussi de l'épaisseur de la main. Dong et coll. (2004) mentionnent aussi la notion de « densité » d'absorption des vibrations, comme quoi l'énergie vibratoire se dissipe dans de plus grandes quantités de tissus. Ils effectuent cependant une mise en garde contre cette notion en soulignant que les « points critiques », où le niveau de vibration maximum est localisé, ne sont pas encore clairement établis. En résumé, une personne disposant d'un imposant système main-bras serait possiblement moins à risque de développer des TMS aux poignets, aux coudes et aux épaules lorsqu'exposée aux vibrations (Dong et coll., 2005b).

1.1.3.2 Effet de la déviation du poignet

La posture du poignet pourrait avoir un effet important sur la transmission des vibrations. Dempsey et Ayoub (1996) mentionnent que travailler avec une déviation du poignet augmente les risques de développer le syndrome du tunnel carpien. De plus, ils affirment que l'ajout d'une déviation du poignet dans une tâche de préhension amplifie le recrutement musculaire de l'avant-bras. Ils suggèrent aussi d'investiguer l'effet des déviations du poignet sur la transmission des vibrations. À ce sujet, une étude faite par O'Driscoll et coll. (1992) montre que les sujets avaient plus de facilité à exercer une force de préhension maximale lorsque le poignet était en déviation cubitale ($7^\circ \pm 2$) ainsi qu'en extension ($35^\circ \pm 2$).

La déviation du poignet pourrait avoir un effet significatif sur la transmission des vibrations par l'emplacement des osselets ainsi qu'en influant sur sa rigidité (Figure 1). Lors d'une adduction ou d'une abduction, l'entassement des os les uns sur les autres immobilise l'articulation qui réagirait aux vibrations comme une masse rigide. Les vibrations seraient alors directement transmises au segment au lieu d'être absorbées par un système mécanique comprenant également des ressorts et des amortisseurs. Par ailleurs, Dong et coll. (2005a) ainsi que Xu et coll. (2009) mentionnent qu'une augmentation de la rigidité du poignet provoquerait un transfert plus important des vibrations aux membres supérieurs. Selon Kapandji (1980), l'abduction maximale du poignet est de 15 degrés, tandis qu'il peut atteindre une adduction d'environ 47 degrés.

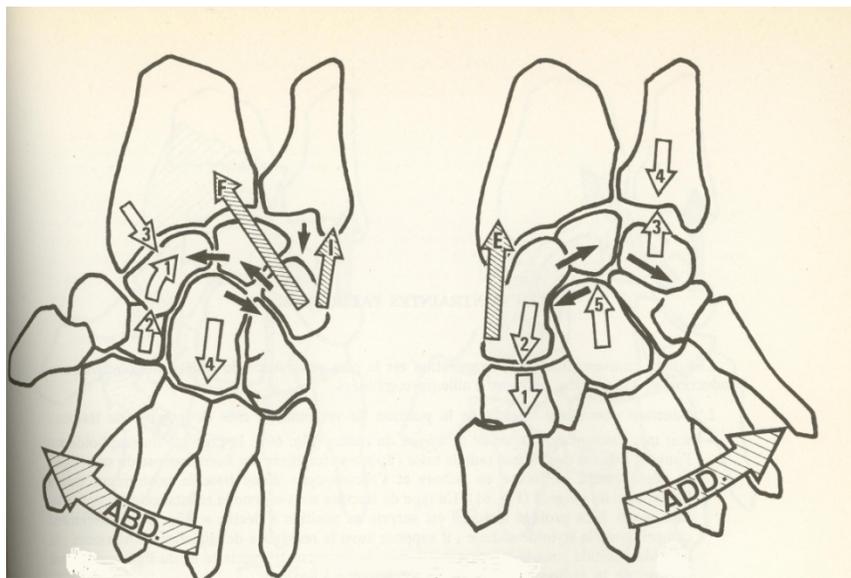


Figure 1 Position des os du poignet lors d'une abduction (à gauche) et adduction (à droite) (Figure tirée de Kapandji, 1980)

Selon le modèle de Fritz (1991), présenté à la Figure 2, le système main-bras soumis à des vibrations peut être modélisé comme un système de masses, de ressorts et d'amortisseurs. Les masses $m1$ et $m2$ représentent les tissus palmaires, tandis que les masses $m3$ et $m4$ désignent respectivement les tissus de l'avant-bras et du bras. Un tel modèle permet de clarifier le rôle de chaque segment dans l'absorption des vibrations. Il confirme que lorsque la rigidité d'une surface ou d'une articulation augmente, la transmission des vibrations devient plus importante.

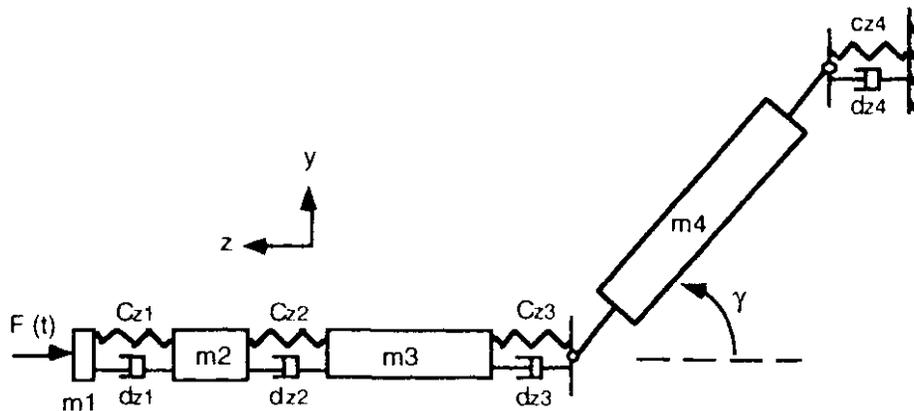


Figure 2 Modélisation du système main-bras. (Image adaptée du modèle de Fritz, 1991)

L'abduction et l'adduction du poignet pourraient faire en sorte que les muscles impliqués dans la posture affecteraient la transmission des vibrations. Lors du maintien d'un outil vibrant en évitant l'adduction, les déviateurs radiaux sont contractés et donc plus rigides. La répercussion des vibrations sur le système main-bras pourrait ainsi être plus importante. En effet, lorsqu'un muscle se contracte, l'augmentation de sa rigidité cause une impédance mécanique plus importante du segment (Griffin, 1990). De plus, comme l'articulation du poignet serait plus rigide en raison d'une déviation dans un sens ou dans l'autre, sa contribution à l'atténuation des vibrations s'en verrait diminuée. La transmission des vibrations serait alors plus importante.

1.1.3.3 Effet du moment de force exercé par le segment et l'outil

Le moment de force, induit par le maintien du poids d'outils sous certaines postures, est une variable biomécanique importante à considérer pour expliquer les niveaux de sollicitation des muscles impliqués. 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. La notion de moment de force s'applique non seulement aux segments corporels, mais aussi aux outils. Le poids de l'outil génère donc un moment de force qui sera transféré au poignet (à moins d'être soutenu par une surface de travail ou par un dispositif). En effet, une force en rotation vers l'avant et le bas entraîne une adduction du poignet, qui doit être contrée par une contraction des muscles déviateurs radiaux. Par ailleurs, un moment de force au poignet plus élevé entraîne une augmentation de la force de préhension (McGorry, 2001). Concrètement, cela impose un coût musculaire plus élevé pour les muscles du poignet ainsi qu'une force de préhension plus élevée pour le travailleur.

1.1.3.4 Effet de la force de poussée

La force de poussée contribue à augmenter l'impédance mécanique du système main-bras. Kihlberg (1995) s'est intéressé à l'influence des forces de préhension (20, 40, 75 N) et de poussée (0, 50 N) sur l'impédance mécanique. Il conclut que des forces de préhension et de

poussée élevées augmentent l'impédance, ce qu'il attribue à une rigidité accrue des muscles, facilitant la transmission des vibrations dans le système main-bras.

Aldien et coll. (2005) ont utilisé des forces de poussée de 0, 25 et 50 N pour étudier l'absorption des vibrations par le système main-bras. Ils observent que la quantité de vibrations transmise augmente en fonction de l'accroissement de la force de poussée, surtout lorsque le bras est tendu (épaule en flexion à 90°) et le coude en extension à 180° (par opposition aux situations où l'épaule n'est pas fléchie et que le coude est fléchi à 90°). Dans une étude similaire sur l'effet des forces de poussée et de préhension sur l'impédance mécanique du système main-bras, Marcotte et coll. (2006) concluent que l'impédance mécanique est mieux corrélée avec la force de couplage (somme des forces de préhension et de poussée exercée sur la paume de la main) en dessous de 200 Hz, et implique le couplage mécanique de la poignée vibrante avec l'ensemble du système main-bras.

2. OBJECTIFS DE L'ÉTUDE

Outre les effets induits par l'amplitude et la fréquence de vibration qui, à notre connaissance, semblent avoir été largement étudiés dans la littérature, le premier volet de cette étude a pour but de quantifier l'importance de certains facteurs comme la déviation du poignet, la force de préhension exercée sur la poignée d'un outil et le somatotype (ectomorphe ou mésomorphe) d'un sujet sur la transmission des vibrations aux membres supérieurs ainsi que sur la sollicitation des principaux muscles impliqués. Pour le deuxième volet, d'autres paramètres biomécaniques tels que le moment de force induit au poignet par le poids d'outils vibrants ainsi que la force de poussée appliquée sur la poignée des outils sont considérés.

Enfin, cette activité de recherche se penche sur la validation d'une méthodologie pour mesurer l'activité musculaire par EMG en présence de vibrations.

3. MÉTHODOLOGIE

3.1 Sujets

Pour chacun des deux volets de l'étude, douze sujets droitiers ont été recrutés parmi les étudiants au baccalauréat en kinésiologie de l'UQÀM grâce à des affiches descriptives. Cette participation était volontaire et rémunérée selon le taux horaire prévu à la convention collective en vigueur à l'UQÀM. Les sujets ne devaient pas avoir éprouvé de troubles musculo-squelettiques aux membres supérieurs au cours des six derniers mois pour ne pas biaiser les résultats de l'étude. Deux groupes de six sujets ont été formés en fonction de leur somatotype respectif. Ils ont donc été divisés selon qu'ils soient de type ectomorphe ou mésomorphe. La sélection des sujets a été faite en fonction des critères de Carter et Heath (1990) et les indices permettant de classer ces participants sont présentés dans le Tableau 25 de l'Annexe C pour les sujets des Volets 1 et 2. D'ailleurs, le recrutement des participants était restreint par la nécessité d'obtenir un nombre équivalent de sujets pour chacun des somatotypes. Chaque sujet a dû signer un formulaire de consentement et suivre une courte formation sur les dispositifs utilisés ainsi que sur les conditions expérimentales. Les paramètres de l'expérimentation sont présentés en détail dans les paragraphes suivants. Les différentes procédures en lien avec l'expérimentation se sont déroulées lors d'une seule journée. Pour les deux volets, une séance d'expérimentation typique durait environ trois heures et comportait les étapes suivantes :

1. Accueil du participant, présentation de ses droits et responsabilités, présentation de l'étude et du protocole, signature du consentement;
2. Instrumentation du participant : pose d'électrodes, pose des marqueurs pour la vidéo;
3. Réalisation des essais du Volet 1 ou 2 (voir les Tableaux 1 et 2). Les essais étaient présentés aléatoirement. La position du bras du participant était toujours contrôlée avant la réalisation d'un essai;
4. Chaque essai était entrecoupé d'une minute de repos en position assise;
5. Réalisation des tests maximaux pour chacun des muscles concernés.

3.2 Variables indépendantes

Tout d'abord, il est important de mentionner que toutes les combinaisons de variables indépendantes ont été reproduites pour deux catégories de somatotype (ectomorphe et mésomorphe). Les sujets ont préalablement été classés selon ces deux catégories grâce à la méthode de Carter et Heath (1990). Les Tableaux 1 et 2 présentent la synthèse des conditions expérimentales pour les deux volets de l'étude. Pour le Volet 1, les sujets exerçaient trois niveaux de force de préhension (25 N, 50 N et 100 N) sur une poignée instrumentée. Ils devaient reproduire trois angles de déviation du poignet (position neutre à 0°, adduction à 47° ainsi qu'une abduction à 15°) grâce au changement d'orientation de la poignée installée sur un pot vibrant (Figure 3). Toutefois, ces trois différentes positions du poignet n'ont pas été comparées entre-elles lors de l'analyse statistique. La direction des forces (ou vibrations) exercées pour chaque angle causait des contraintes biomécaniques trop différentes pour être comparées entre-elles.

Pour le Volet 2, la force de préhension et la déviation du poignet étaient remplacées par trois niveaux de moment de force exercé au poignet (1, 2 et 4 Nm) et trois forces de poussée (0, 20 et 40 N). Pour les deux volets, les paramètres associés à la vibration étaient identiques avec trois amplitudes de vibration (2,5, 5 et 10 m/s²) générées à la poignée du pot vibrant selon trois niveaux de fréquence (20 Hz, 40 Hz et 65 Hz). Toutes les conditions ont été présentées de façon aléatoire aux sujets.

Tableau 1 Conditions expérimentales pour le Volet 1

Force de préhension	Amplitude de vibration	Fréquence de vibration	Angle du poignet		
25 N	2,5 m/s ²	20 Hz	Neutre 0°		
			Abduction 15°		
			Adduction 47°		
	5 m/s ²	IDEM	40 Hz	IDEM	
			10 m/s ²	65 Hz	IDEM
				IDEM	IDEM
50 N	IDEM	IDEM	IDEM		
100 N	IDEM	IDEM	IDEM		

Tableau 2 Conditions expérimentales pour le Volet 2

Force de poussée	Amplitude de vibration	Fréquence de vibration	Moment de force		
0 N	2,5 m/s ²	20 Hz	1 Nm		
			2 Nm		
			4 Nm		
	5 m/s ²	IDEM	40 Hz	IDEM	
			10 m/s ²	65 Hz	IDEM
				IDEM	IDEM
20 N	IDEM	IDEM	IDEM		
40 N	IDEM	IDEM	IDEM		

Ces différentes conditions expérimentales ont été réalisées à l'aide du simulateur de vibration main-bras de l'IRSST. Celui-ci consiste en un pot vibrant électrodynamique Unholtz-Dickie d'une capacité de 890 Newton (Figure 3).

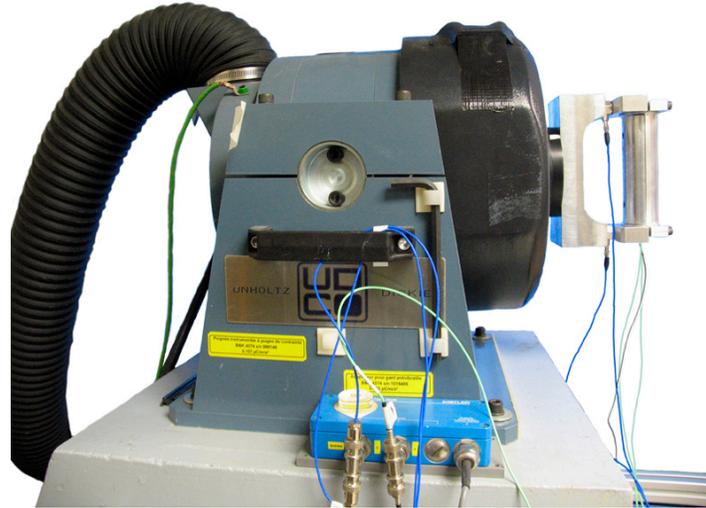


Figure 3 Pot vibrant et poignée instrumentée utilisés pour les différentes conditions expérimentales

Ce pot vibrant est équipé d'une poignée instrumentée de 40 mm de diamètre (Figure 4). Cette poignée permet de mesurer en temps réel les forces de poussée et de préhension. Puisque selon la littérature, l'axe de l'avant-bras (Z) semble être le plus problématique en ce qui a trait à la transmission des vibrations, c'est dans cet axe qu'ont été appliquées les vibrations.

La période de maintien de la poignée demandée au participant était de huit secondes, immédiatement suivie d'une période de repos d'une minute en position assise. Les conditions expérimentales étaient présentées de manière aléatoire pour contrôler les effets de séquence sur la fatigue musculaire.

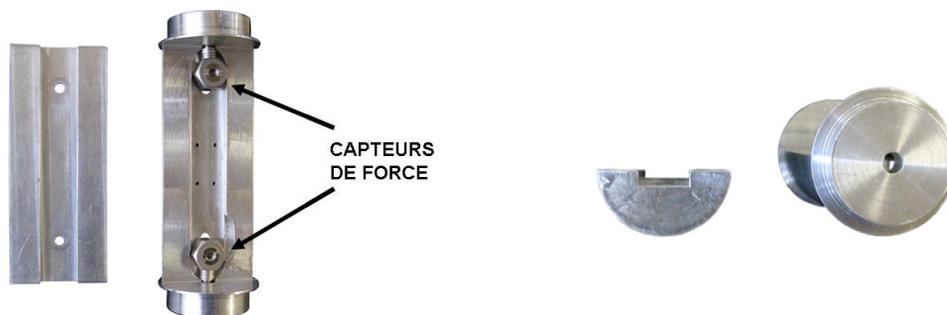


Figure 4 Photo de la poignée instrumentée de 40 mm de diamètre

3.3 L'électromyographie

L'activité musculaire du membre supérieur a été évaluée par électromyographie (EMG). Afin d'évaluer la sollicitation des différents groupes musculaires durant les diverses conditions expérimentales, des électrodes préamplifiées (1000 fois) de marque DELSYS ont été utilisées. Les électrodes étaient disposées dans la partie médiane du muscle, en suivant la direction des

fibres musculaires (De Luca, 1997). La disposition des électrodes a été faite selon la méthode décrite par Perotto et Delagi (2005).

Les différents muscles analysés par EMG sont présentés selon leurs fonctions. Le trapèze supérieur est principalement responsable de l'élévation et de la stabilisation de la scapula. Pour le deltoïde postérieur, il s'agit plutôt de l'extension de l'épaule. Le deltoïde antérieur est principalement responsable de la flexion de l'épaule. Par la suite, le biceps brachial est utilisé lors de la flexion du coude et de l'épaule tandis que le chef latéral du triceps brachial est responsable de l'extension du coude et de l'épaule. Pour les muscles de l'avant-bras, l'extenseur commun des doigts est associé à l'extension du poignet et des doigts. Le premier radial ou long extenseur radial du carpe est responsable de l'extension et de l'abduction du poignet. De plus, le fléchisseur superficiel des doigts est mis en cause lors de la flexion du poignet et des doigts. Finalement, le fléchisseur ulnaire du carpe ou cubital antérieur est responsable de la flexion et de l'adduction du poignet.

L'instrumentation des sujets a commencé par une légère exfoliation de la peau à l'aide d'une pâte abrasive. L'exfoliation et l'application d'alcool sur la zone cutanée ciblée qui s'en suit fait en sorte de limiter les artéfacts (Kumar et Mital, 1996, Winter, 1990, Nigg et Herzog, 1994), les particules de peau morte étant retirées de la surface cutanée afin d'améliorer le contact avec l'électrode. Une mise à la terre était effectuée en disposant une plaque métallique sur la surface osseuse du tibia sur la partie antérieure et médiale à la jambe. Les signaux de l'activité musculaire étaient acheminés vers un convertisseur analogue/numérique (DataTranslation) avec une résolution de 16 bits. Les signaux ont donc été transformés en données numériques qui ont été enregistrées par le logiciel DasyLab (Version 9). La fréquence d'échantillonnage des signaux était fixée à 1000 Hz, puisque selon Winter (1990) ainsi que selon le théorème de Shannon et Nyquist, la fréquence d'échantillonnage doit être égale ou supérieure à deux fois la plus haute fréquence devant être mesurée (environ 350 Hz) par l'EMG.

Les signaux ont été enregistrés à l'état brut durant l'expérimentation en partie pour vérifier l'état initial de ceux-ci. Lors de l'analyse des signaux, un filtre ayant une bande passante de 20 à 350 Hz a été appliqué afin d'éliminer les artéfacts ne faisant pas partie du spectre de l'EMG (De Luca, 1997). Une rectification était aussi faite afin de transformer tous les signaux en valeur absolue. Par la suite, les postures statiques des différentes conditions expérimentales justifiant l'utilisation d'un filtre passe-bas, un filtre Butterworth avec une fréquence de coupure de 4 Hz était appliqué sur les signaux rectifiés pour obtenir l'enveloppe linéaire. Selon Winter (1990), choisir un filtre d'ordre trop haut ou trop bas pourrait nuire à la représentation des données. De plus, il recommande une fréquence de coupure se situant entre 3 et 6 Hz puisque les composantes du mouvement humain ne sont pas dotées de fréquences dépassant 10 Hz. Afin d'interpréter les valeurs d'EMG obtenues, les sujets devaient effectuer des contractions maximales volontaires (CMV) pour tous les muscles étudiés. En effet, afin de permettre les comparaisons interindividuelles, les valeurs doivent être comparées à une valeur de référence valide (Burden et Bartlett, 1999). Celle-ci a été faite de façon statique, dans une position où le muscle était raccourci afin de solliciter le plus de fibres musculaires possible sans trop créer de tension. Les sujets ont effectué ces CMVs sur une période de 3 à 5 secondes afin d'obtenir la valeur en millivolt la plus élevée possible. Afin d'obtenir des pourcentages de CMV, les valeurs brutes ont été transformées comme suit :

$$\% \text{ CVM} = \frac{\text{(Valeur EMG mesurée pendant la condition)}}{\text{(Valeur EMG mesurée pendant la CMV)}} \times 100 \quad \text{Équation (2)}$$

3.4 Mesure des vibrations et des positions articulaires

Des accéléromètres triaxiaux PCB SEN026 étaient utilisés afin d'évaluer le transfert de vibration de la poignée aux membres supérieurs, en mesurant les vibrations selon trois axes orthogonaux X, Y et Z (voir Figure 5). Ces accéléromètres ont été attachés rigidement au poignet et sur l'avant-bras, près du coude, à l'aide de bandes autoagrippantes (Velcro). Dans le premier cas, l'emplacement de l'accéléromètre était au niveau de l'articulation radio-ulnaire distale, tout juste avant l'os scaphoïde du poignet, tel qu'illustré à la Figure 6. Il se retrouvait sur la partie postérieure de l'avant-bras. Pour celui au coude, il était installé près de l'articulation radio-ulnaire proximale, donc par-dessus le col du radius. De plus, il était disposé sur le côté intérieur de l'avant-bras, donc très près du muscle cubital antérieur. Les signaux ont donc été transformés en données numériques qui ont été enregistrées par le logiciel DasyLab. La fréquence d'échantillonnage était de 1000 Hz tandis, que la fréquence de coupure était de 350 Hz. L'acquisition des forces de préhension et de poussée a été effectuée à l'aide de capteurs de force placés à l'intérieur et à l'extérieur de la poignée. Un filtre passe-bas de type Butterworth (ordre 2; fréquence de coupure de 10 Hz) a été appliqué sur les signaux des forces de poussée et de préhension.

L'analyse des postures maintenues lors de l'expérimentation a été faite par observation vidéo. En effet, des caméras étaient disposées dans le plan sagittal par rapport aux sujets afin de pouvoir mesurer les angles produits par chacune des articulations. Le signal de chaque caméra a été saisi sur un enregistreur numérique Panasonic DMR-EH55. Pour faciliter l'analyse, des réflecteurs étaient placés à quatre endroits sur les sujets : l'acromion, l'épicondyle latéral, la partie dorsale médiane du poignet à la base des métacarpiens ainsi que sur la partie dorsale à la base de la phalange du majeur (figure 5). Des lumières étaient installées dans le même plan que les caméras afin d'amplifier l'effet des réflecteurs. De plus, une tige réfléchissante a été suspendue comme référence dans les plans sagittal et vertical. Les angles ont été mesurés à l'aide du logiciel d'analyse du mouvement 3D MaxTRAQ d'Innovation System (fréquence d'échantillonnage : 30 Hz, résolution : 320×240 pixels). La sélection des marqueurs sur l'écran devait être faite pour permettre au logiciel de les situer image par image lors du défilement du film. Les angles absolus (par rapport à l'espace) ainsi que relatifs (entre deux segments) ont été évalués par le logiciel.

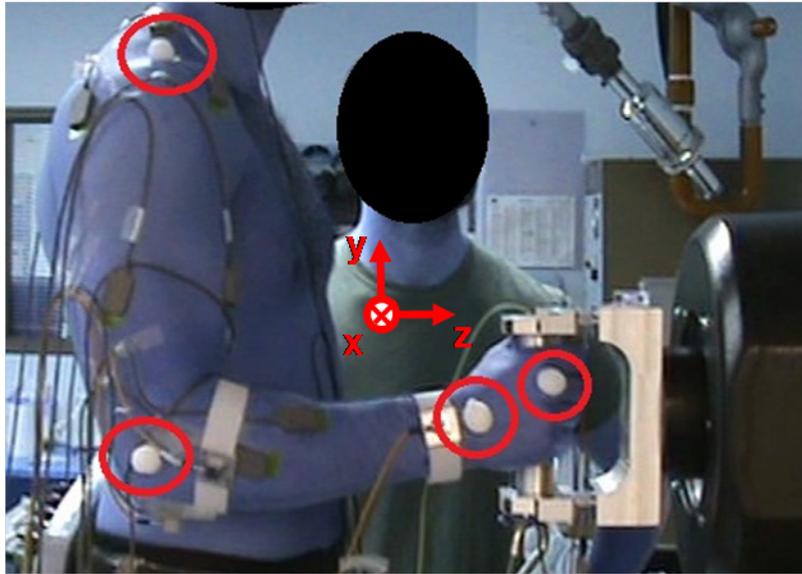


Figure 5 Positions des marqueurs pour l'analyse cinématique

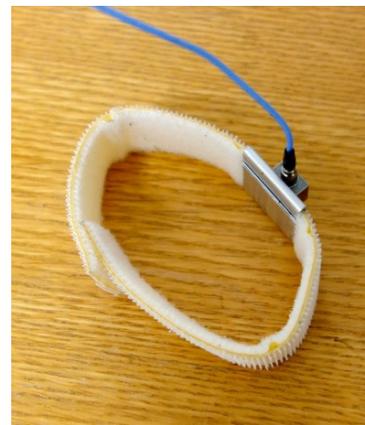


Figure 6 Détail de la fixation de l'accéléromètre au niveau du poignet

3.5 Analyse statistique

Des analyses de variance (ANOVA) à mesures répétées ont été effectuées pour identifier les différences significatives correspondant aux effets principaux et aux interactions entre les différents facteurs. Une postanalyse de type Tukey-Kramer a été réalisée lorsqu'un facteur était significatif. Puisque la distribution des données n'était pas normale pour la majorité des variables dépendantes, la normalisation des données a été faite selon la technique proposée par Van Albada et Robinson (2007). Cette approche permet d'éviter la difficulté que peut apporter l'utilisation de méthode de transformation traditionnelle par calcul et de rétablir presque parfaitement la normalité des distributions. Un niveau de confiance à 95 % ($p < 0,05$) a été utilisé pour toutes les analyses.

4. RÉSULTATS

4.1 Volet 1

Pour le Volet 1 de l'étude, les variables indépendantes sont le somatotype, la force de préhension, la déviation du poignet, l'amplitude de vibration ainsi que la fréquence de vibration.

4.1.1 *Transmission de la vibration au membre supérieur*

Pour le poignet et le coude, les valeurs d'accélération utilisées pour ce volet sont la résultante des composantes des accélérations dans le plan formé par le bras et l'avant-bras (somme vectorielle des composantes Y et Z des accélérations efficaces).

Pour les effets principaux associés au somatotype, aucun résultat significatif n'a été soulevé par l'analyse statistique (tableau 3). Toutefois, certaines interactions avec d'autres variables ont été relevées et seront présentées plus loin. Pour les trois autres variables indépendantes (force de préhension, amplitude et fréquence de vibration), tous les résultats sont significatifs pour la déviation neutre et l'abduction du poignet. L'adduction du poignet rend les résultats pour le poignet non significatifs pour les facteurs fréquence de vibration et force de préhension. La nature des effets statistiquement significatifs est détaillée dans les sous-sections suivantes.

Tableau 3 Résultats de l'analyse statistique (valeurs p) de la variance à mesures répétées pour les accélérations en fonction des variables indépendantes

Déviation du poignet	POIGNET			COUDE		
	Neutre	Abduction	Adduction	Neutre	Abduction	Adduction
Somatotype	0,076	0,069	0,521	0,318	0,409	0,123
Préhension	< 0,001	< 0,001	0,376	< 0,001	< 0,001	0,003
Amplitude	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001
Fréquence	< 0,001	< 0,001	0,069	< 0,001	< 0,001	< 0,001

*Les résultats significatifs dont $p < 0,05$ sont représentés en gras

4.1.1.1 L'influence de la force de préhension sur la transmission des vibrations

Les résultats statistiquement significatifs (Tableau 3) sont détaillés pour les accélérations mesurées au poignet (Tableau 4) et au coude (Tableau 5). L'augmentation de la force de préhension exercée sur la poignée augmente de façon significative la transmission de l'accélération au poignet pour la déviation neutre et l'abduction seulement. Au coude, ces résultats sont significatifs pour les trois déviations considérées.

Tableau 4 Accélération transmises au poignet en fonction de la force de préhension pour la déviation neutre et l'abduction du poignet

Angle du poignet	Force de préhension (N)	Amplitude de vibration transférée (m/s ²)	Commentaires (Postanalyse de type Tukey-Kramer)
Neutre 0°	25	5,6	Différence significative pour toutes les combinaisons de force de préhension
	50	7,1	
	100	8,9	
Abduction 15°	25	5,3	Différence significative pour toutes les combinaisons de force de préhension
	50	6,7	
	100	7,9	

Tableau 5 Accélération transmises au coude en fonction de la force de préhension pour la déviation neutre, l'abduction et l'adduction du poignet

Angle du poignet	Force de préhension (N)	Amplitude de vibration transférée (m/s ²)	Commentaires (Post-analyse de type Tukey-Kramer)
Neutre 0°	25	4,1	Différence significative pour toutes les combinaisons de force de préhension
	50	5,6	
	100	6,7	
Abduction 15°	25	3,5	Différence significative pour toutes les combinaisons de force de préhension
	50	4,5	
	100	5,6	
Adduction 47°	25	1,7	Différence significative seulement entre les conditions 25 et 100 N
	50	2,2	
	100	2,5	

L'augmentation de la force de préhension entraîne une augmentation de la transmission de la vibration dans le système main-bras (Lundborg, 1994). Selon Pyykkö et coll. (1976), en augmentant la force de préhension, les tissus de la main sont écrasés et la transmission de la vibration est plus importante. Cette augmentation de la transmission peut être également expliquée par une impédance mécanique plus importante du système main-bras, qui s'accroît lorsque la force de préhension augmente de 10 N à 25 N pour se terminer à 50 N, selon une étude de Gurram et coll. (1995b). Ce même phénomène a aussi été constaté par Griffin (1990), qui mentionne que l'impédance mécanique du segment corporel varie à la hausse avec l'augmentation de la force de préhension. D'ailleurs, d'autres auteurs s'entendent sur le fait que la transmission des vibrations augmenterait en suivant la croissance de la rigidité du système main-bras (Dong et coll., 2004; Kihlberg, 1995; Lundström, 1984; McDowell et coll., 2007).

4.1.1.2 L'influence de l'amplitude sur la transmission des vibrations

L'augmentation de l'amplitude vibratoire à la poignée augmente, de façon significative, la transmission de l'accélération au poignet (Tableau 6) et au coude (Tableau 7) pour les trois déviations du poignet considérées (neutre, abduction et adduction). Ces résultats sont aussi

soutenus par Marcotte et coll. (2005), Burström (1990) ainsi que par Burström et Sörensson (1999), qui mentionnent que l'augmentation de l'amplitude de vibration fait croître la transmission de celle-ci dans son axe d'application. L'accélération résultante peut donc provoquer des mouvements articulaires différents selon la posture du poignet. Toutefois, selon Semid (2002) et Dong et coll. (2005a), la direction d'application des vibrations qui semble dominante est celle selon l'axe du bras (axe Z). Lorsque le poignet est dévié, le coude ne subit plus les mêmes accélérations que lorsqu'il est dans une position neutre puisque la résultante de l'accélération est projetée dans un plan formé par l'axe vertical (Y) et l'axe longitudinal (Z). Comme l'adduction est celle qui représente la plus importante déviation du poignet, le levier est plus long par rapport à l'axe d'application des vibrations, ce qui pourrait diminuer la quantité de vibrations transmises aux membres supérieurs.

Comme le mentionnent Adewusi et coll. (2010), l'influence de l'amplitude est significative en ce qui a trait à la transmission des vibrations au système main-bras. De plus, les valeurs d'accélération mesurées au poignet sont plus élevées que celles générées par la poignée pour toutes les déviations du poignet et les amplitudes de vibration. Ce phénomène est également observé au coude dans quelques conditions. Ces valeurs permettent de calculer les ratios de transmission (ou transmissibilité) entre l'amplitude de l'accélération générée à la poignée et l'amplitude de l'accélération transmise au système main-bras, tel que présentés pour le poignet (Tableau 6) et pour le coude (Tableau 7). Il faut observer que la transmissibilité la plus élevée est associée à une amplitude de $2,5 \text{ m/s}^2$, soit la plus faible amplitude. Toutefois, il ne faudrait pas oublier qu'une amplitude plus élevée cause un transfert absolu de vibration plus élevé. Les répercussions sur le membre supérieur sont donc plus importantes pour une amplitude de vibration plus élevée.

En comparant le Tableau 6 avec le Tableau 7, on constate que les transmissibilités au poignet sont supérieures à celles au coude. L'atténuation des vibrations transmises au coude serait causée par la masse musculaire de l'avant-bras qui jouerait un rôle d'amortissement (Fritz, 1991). Par ailleurs, une masse du système main-bras plus imposante contribuerait à augmenter l'absorption des vibrations (Dong et coll., 2004; Pyykkö et coll., 1976; Reynolds et Angevine, 1977). Il devrait donc théoriquement y avoir, pour les sujets mésomorphes qui ont une masse musculaire plus importante, un effet bénéfique au regard de la réponse du membre supérieur aux vibrations, par rapport aux sujets ectomorphes.

Tableau 6 Accélération transmises au poignet en fonction de l'amplitude de vibration pour la déviation neutre, l'abduction et l'adduction du poignet

Angle du poignet	Amplitude à la poignée (m/s ²)	Amplitude au poignet (m/s ²)	Ratio des accélérations (Transmissibilité)	Commentaires (Postanalyse de type Tukey-Kramer)
Neutre 0°	2,5	3,8	1,5	Différence significative pour toutes les combinaisons
	5	6,9	1,4	
	10	12,6	1,3	
Abduction 15°	2,5	3,8	1,5	idem
	5	6,2	1,2	
	10	11,5	1,1	
Adduction 47°	2,5	3,2	1,3	idem
	5	5,9	1,2	
	10	10,9	1,1	

Tableau 7 Accélération transmises au coude en fonction de l'amplitude de vibration pour la déviation neutre, l'abduction et l'adduction du poignet

Angle du poignet	Amplitude à la poignée (m/s ²)	Amplitude au coude (m/s ²)	Ratio des accélérations (Transmissibilité)	Commentaires (Postanalyse de type Tukey-Kramer)
Neutre 0°	2,5	3,3	1,3	Différence significative pour toutes les combinaisons
	5	5,4	1,1	
	10	9,1	0,9	
Abduction 15°	2,5	2,8	1,1	idem
	5	4,5	0,9	
	10	7,3	0,7	
Adduction 47°	2,5	1,5	0,6	idem
	5	2,2	0,4	
	10	3,2	0,3	

4.1.1.3 L'influence de la fréquence sur la transmission des vibrations

Les effets significatifs de la fréquence sur la transmission des vibrations sont présentés pour le poignet (Tableau 8) et pour le coude (Tableau 9). Les résultats montrent une diminution de la transmission vibratoire au poignet selon une augmentation de la fréquence de vibration (20 Hz, 40 Hz et 65 Hz) pour la déviation neutre et l'abduction du poignet, excepté entre 20 et 40 Hz pour l'abduction du poignet, où la différence entre les deux niveaux n'est pas significative. En ce qui concerne le coude (Tableau 9), l'accélération résultante diminue avec l'augmentation de la fréquence pour les trois déviations du poignet, excepté entre 40 et 65 Hz pour l'adduction du poignet, où la différence n'est pas significative.

Tableau 8 Accélération transmises au poignet en fonction des fréquences de la vibration pour la déviation neutre, l'abduction et l'adduction du poignet

Angle du poignet	Fréquence de vibration (Hz)	Amplitude de vibration (m/s ²)	Commentaires (Postanalyse de type Tukey-Kramer)
Neutre 0°	20	9,9	Différence significative pour toutes les combinaisons
	40	8,7	
	65	4,8	
Abduction 15°	20	8,3	Différence significative seulement entre les conditions 20 et 65 Hz et entre les conditions 40 et 65 Hz
	40	7,9	
	65	5,4	

Tableau 9 Accélération transmises au coude en fonction des fréquences de la vibration pour la déviation neutre, l'abduction et l'adduction du poignet

Angle du poignet	Fréquence de vibration (Hz)	Amplitude de vibration (m/s ²)	Commentaires (Postanalyse de type Tukey-Kramer)
Neutre 0°	20	9,5	Différence significative pour toutes les combinaisons
	40	6,1	
	65	2,2	
Abduction 15°	20	8,1	Différence significative pour toutes les combinaisons
	40	4,8	
	65	1,8	
Adduction 47°	20	3,3	Différence significative seulement entre les conditions 20 et 40 Hz et entre les conditions 20 et 65 Hz
	40	1,7	
	65	1,8	

L'analyse de la transmission des vibrations main-bras en fonction de la fréquence (20 Hz, 40 Hz et 65 Hz) permet de discuter de quelques aspects non abordés dans les sections précédentes. Plusieurs mentionnent que la plage de fréquence la plus exigeante d'un point de vue biodynamique se situerait entre 20 à 50 Hz (Dong et coll., 2005a; Griffin, 1990; Burström, 1997; Kihlberg, 1995; Marcotte, 2006; Kim et coll., 1985). D'ailleurs, Griffin (1990) mentionne que cette plage est d'autant plus critique que la grande majorité des outils à percussion présente des vibrations dominantes à l'intérieur de cette plage de fréquence. Par ailleurs, la masse des tissus du système main-bras joue un rôle dans l'absorption des vibrations (Dong et coll., 2004; Pyykkö et coll., 1976; Reynolds et Angevine, 1977; Fritz, 1991). Cette absorption varie avec la fréquence. Pyykkö et coll. (1976) ainsi que Reynolds et Angevine (1977) concluent qu'à basse fréquence (en dessous de 40 Hz), les vibrations ne peuvent être isolées par la main et sont donc transférées au reste du membre supérieur, ce qui expliquerait que la fréquence de 20 Hz est celle qui présente la plus grande transmission de vibrations. C'est d'ailleurs ce qui est observé dans cette étude puisqu'autant pour le poignet (Tableau 8) que pour le coude (Tableau 9), les valeurs d'accélération les plus élevées se situent, de façon générale, à la fréquence de 20 Hz.

Le phénomène de résonance du système main-bras joue également un rôle important dans la transmission des vibrations. La principale fréquence de résonance du membre supérieur se situeraient entre 30 et 50 Hz (Marcotte, 2006; Burström, 1997; Kihlberg, 1995, Dong et coll., 2005a). Cette résonance du système main-bras entraîne une impédance mécanique maximale élevée dans la plage 30-50 Hz, ce qui amplifie la transmission des vibrations. Une impédance mécanique plus élevée, tout comme une plus grande rigidité du membre supérieur, entraînent une transmission plus importante (Dong et coll., 2004; Kihlberg, 1995; Lundström, 1984; McDowell et coll., 2007). C'est par ce phénomène de résonance qu'il est possible d'observer des amplitudes de vibration plus élevées à des articulations éloignées de la source des vibrations par rapport à l'amplitude vibratoire de la source même.

4.1.1.4 Effets d'interaction

Cette section présente certains résultats significatifs en ce qui a trait aux interactions doubles entre les variables indépendantes (fréquence et amplitude de vibration, somatotype ainsi que force de préhension). Les Tableaux 18 et 19, résumant les différents résultats significatifs, sont présentés à l'Annexe A. Les Figures 7 et 8 montrent les interactions significatives impliquant le somatotype en lien avec les accélérations mesurées au poignet, tandis qu'aucun effet simple n'avait été observé pour cette variable. La Figure 7 montre les niveaux de vibration au poignet selon le somatotype (ectomorphe et mésomorphe) en interaction avec la fréquence de vibration, pour l'abduction du poignet. Les résultats obtenus pour les ectomorphes sont significativement plus élevés que pour les sujets mésomorphes. En effet, ces derniers sont associés à des accélérations de $6,17 \text{ m/s}^2$, $6,03 \text{ m/s}^2$, et $4,72 \text{ m/s}^2$ pour les fréquences de vibration de 20 Hz, 40 Hz et 65 Hz respectivement. Pour leur part, les ectomorphes ont obtenu des accélérations de $10,34 \text{ m/s}^2$, $9,77 \text{ m/s}^2$, et $6,07 \text{ m/s}^2$ pour respectivement les mêmes fréquences.

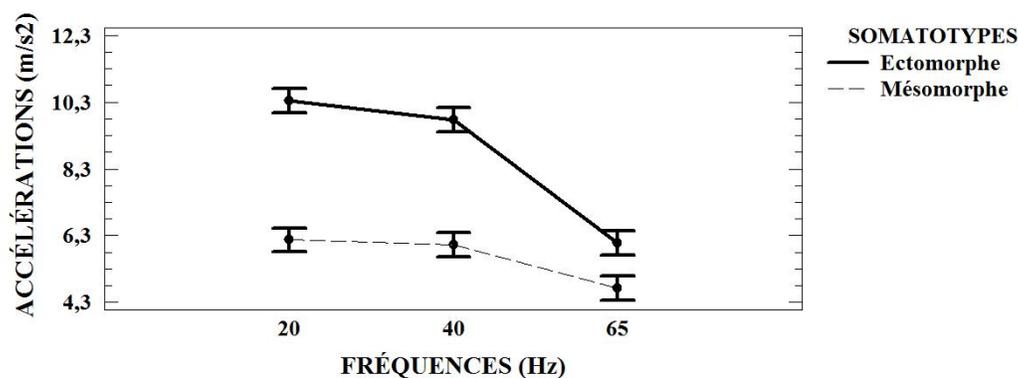


Figure 7 Accélérations transmises au poignet selon l'interaction entre le somatotype et la fréquence de vibration pour l'abduction du poignet

Les résultats présentés dans la Figure 8 mettent en interaction, pour la déviation neutre et l'abduction du poignet, le somatotype et l'amplitude de vibration sur les vibrations transmises au poignet. Comme on peut le voir dans la portion supérieure de la figure pour la déviation neutre du poignet, les accélérations sont plus élevées pour les ectomorphes par rapport aux

mésomorphes. Pour les ectomorphes, les accélérations sont de $4,53 \text{ m/s}^2$, $8,35 \text{ m/s}^2$ et $15,40 \text{ m/s}^2$ pour les amplitudes respectives de $2,5 \text{ m/s}^2$, 5 m/s^2 , et 10 m/s^2 . Les valeurs correspondantes obtenues pour les mésomorphes sont de $3,15 \text{ m/s}^2$, $5,48 \text{ m/s}^2$, et $9,78 \text{ m/s}^2$. Dans la portion inférieure de la Figure 8, soit celle de l'abduction du poignet, les accélérations des sujets ectomorphes sont toujours plus élevées que celles obtenues par les mésomorphes. Les accélérations sont de $4,65 \text{ m/s}^2$, $7,45 \text{ m/s}^2$, et $14,08 \text{ m/s}^2$ pour les ectomorphes tandis que les accélérations au poignet des mésomorphes sont plus faibles à $3,00 \text{ m/s}^2$, $5,02 \text{ m/s}^2$, et $8,90 \text{ m/s}^2$.

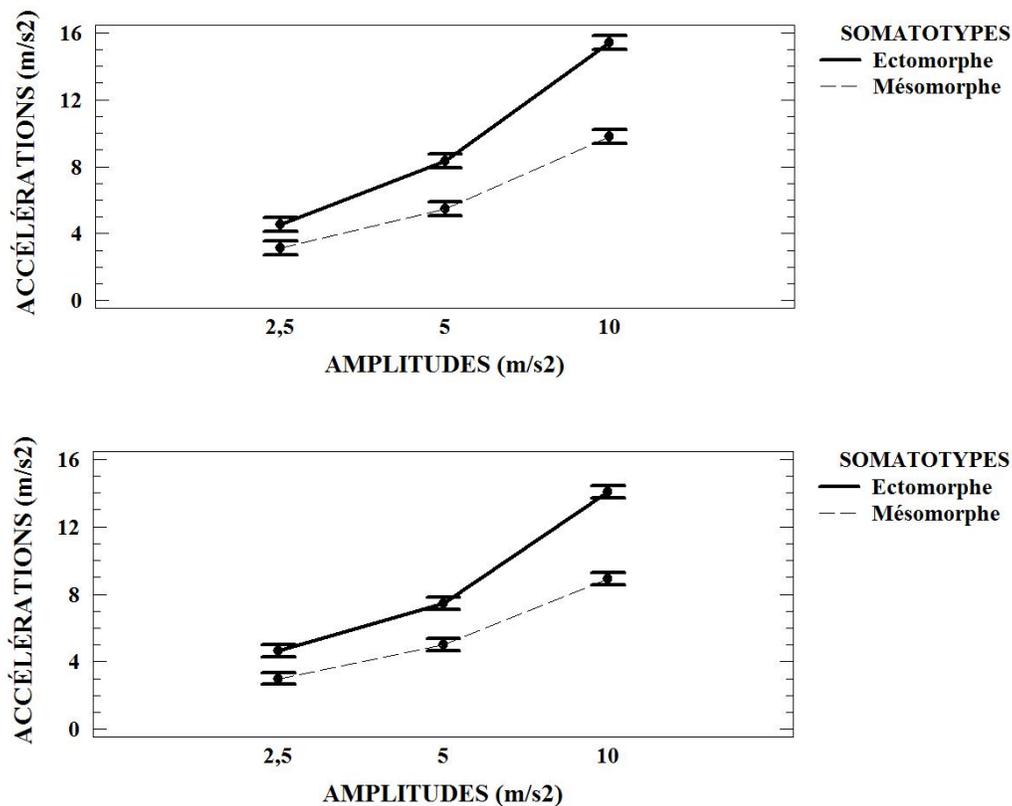


Figure 8 Accélérations transmises au poignet selon l'interaction entre le somatotype et l'amplitude de vibration pour la déviation neutre (en haut) et l'abduction (en bas) du poignet

La Figure 9 présente les interactions significatives, sur les accélérations mesurées à la hauteur du poignet, entre la fréquence et l'amplitude de vibration pour la déviation neutre (partie supérieure de la figure) et l'abduction du poignet (partie inférieure). Ces deux déviations du poignet montrent que la transmission des vibrations au poignet se fait de façon plus importante pour la fréquence de 20 Hz. Pour la déviation neutre du poignet, cet effet semble plus important lorsque combiné à une amplitude de 10 m/s^2 . Pour la déviation neutre du poignet, dans l'ordre respectif des amplitudes de vibration $2,5 \text{ m/s}^2$, 5 m/s^2 , et 10 m/s^2 , les accélérations mesurées au poignet pour la fréquence de vibration de 20 Hz sont de: $4,54 \text{ m/s}^2$, $8,27 \text{ m/s}^2$, et $16,79 \text{ m/s}^2$. Pour la fréquence de 40 Hz, les valeurs obtenues sont plutôt de $4,38 \text{ m/s}^2$, $8,08 \text{ m/s}^2$ et $13,59 \text{ m/s}^2$.

Finalement, les fréquences de 60 Hz présentent les valeurs les plus faibles soit $2,60 \text{ m/s}^2$, $4,38 \text{ m/s}^2$ et $7,40 \text{ m/s}^2$.

Pour l'abduction du poignet, l'interaction entre la fréquence et l'amplitude de vibration sur les accélérations mesurées au poignet montre un effet similaire aux résultats obtenus pour la déviation neutre. En effet, les accélérations les plus élevées sont associées, pour la plupart, à la fréquence de 20 Hz soit $4,34 \text{ m/s}^2$, $6,89 \text{ m/s}^2$ et $13,53 \text{ m/s}^2$ (selon l'ordre respectif des amplitudes de $2,5 \text{ m/s}^2$, 5 m/s^2 , et 10 m/s^2). Les valeurs mesurées pour la fréquence de 40 Hz sont de $4,20 \text{ m/s}^2$, $6,90 \text{ m/s}^2$ et $12,60 \text{ m/s}^2$. En terminant, les conditions comportant la fréquence de 65 Hz sont celles où les valeurs d'accélérations sont les plus faibles soit $2,94 \text{ m/s}^2$, $4,92 \text{ m/s}^2$ et $8,33 \text{ m/s}^2$.

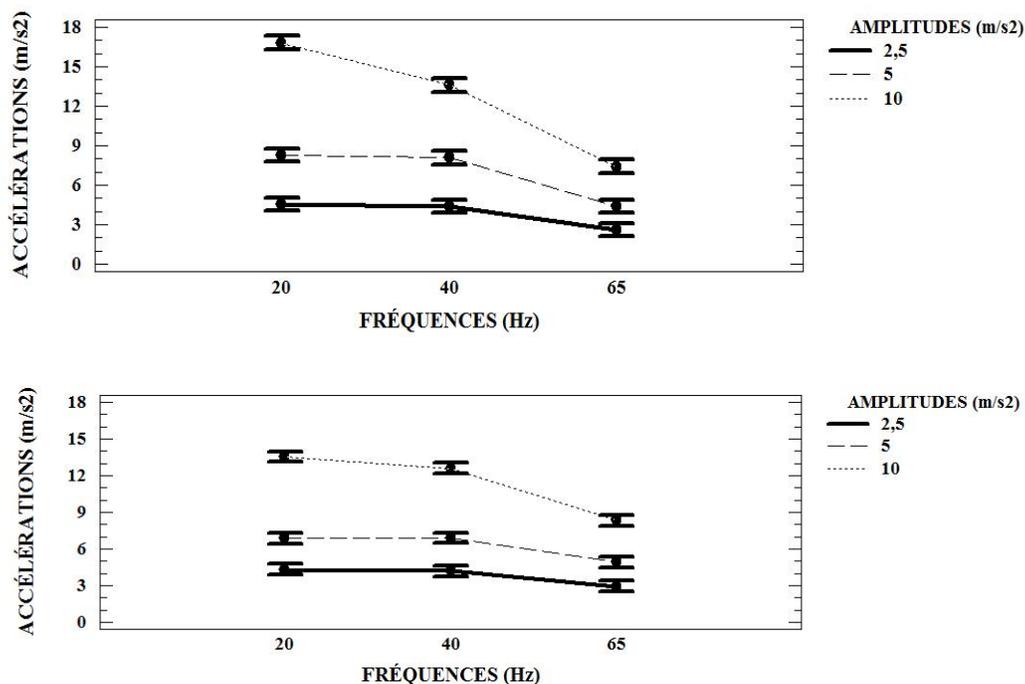


Figure 9 Accélérations transmises au poignet selon l'interaction entre l'amplitude et la fréquence de vibration pour la déviation neutre (en haut) et l'abduction (en bas) du poignet

L'interaction entre la fréquence de vibration et la force de préhension sur l'accélération mesurée au poignet est présentée à la Figure 10 pour la déviation neutre (partie supérieure de la figure) et l'abduction du poignet (partie inférieure). Les accélérations résultantes mesurées pour les fréquences de 20 Hz, 40 Hz et 65 Hz sont énumérées selon l'ordre croissant des forces de préhension (25 N, 50 N et 100 N). Pour la déviation neutre du poignet, les accélérations au poignet pour la fréquence de 20 Hz sont de $9,39 \text{ m/s}^2$, $10,78 \text{ m/s}^2$ et $9,43 \text{ m/s}^2$, tandis que pour la fréquence de 40 Hz, les accélérations sont de $5,27 \text{ m/s}^2$, $8,00 \text{ m/s}^2$ et $12,79 \text{ m/s}^2$. Finalement, pour la fréquence de 65 Hz, les accélérations sont de $3,36 \text{ m/s}^2$, $4,29 \text{ m/s}^2$ et $6,74 \text{ m/s}^2$. Les accélérations associées à la fréquence de 20 Hz sont généralement supérieures par rapport aux autres fréquences, sauf pour le cas de la force de préhension de 100 N. Les accélérations mesurées selon cette combinaison sont inférieures à celles associées à la fréquence de 40 Hz.

Pour l'abduction du poignet, les accélérations associées à la fréquence de 20 Hz sont de $7,57 \text{ m/s}^2$, $8,29 \text{ m/s}^2$ et $8,91 \text{ m/s}^2$ (toujours selon l'ordre croissant des forces de préhension). Pour la fréquence de 40 Hz, les accélérations sont plus faibles que celles de 20 Hz, sauf à une force de préhension de 100 N. En effet, les accélérations sont de $5,60 \text{ m/s}^2$ et $7,98 \text{ m/s}^2$, pour finalement atteindre $10,11 \text{ m/s}^2$ à 100 N. Finalement, pour la fréquence de 65 Hz, les accélérations mesurées au poignet sont de $3,88 \text{ m/s}^2$, $5,60 \text{ m/s}^2$ et $6,71 \text{ m/s}^2$.

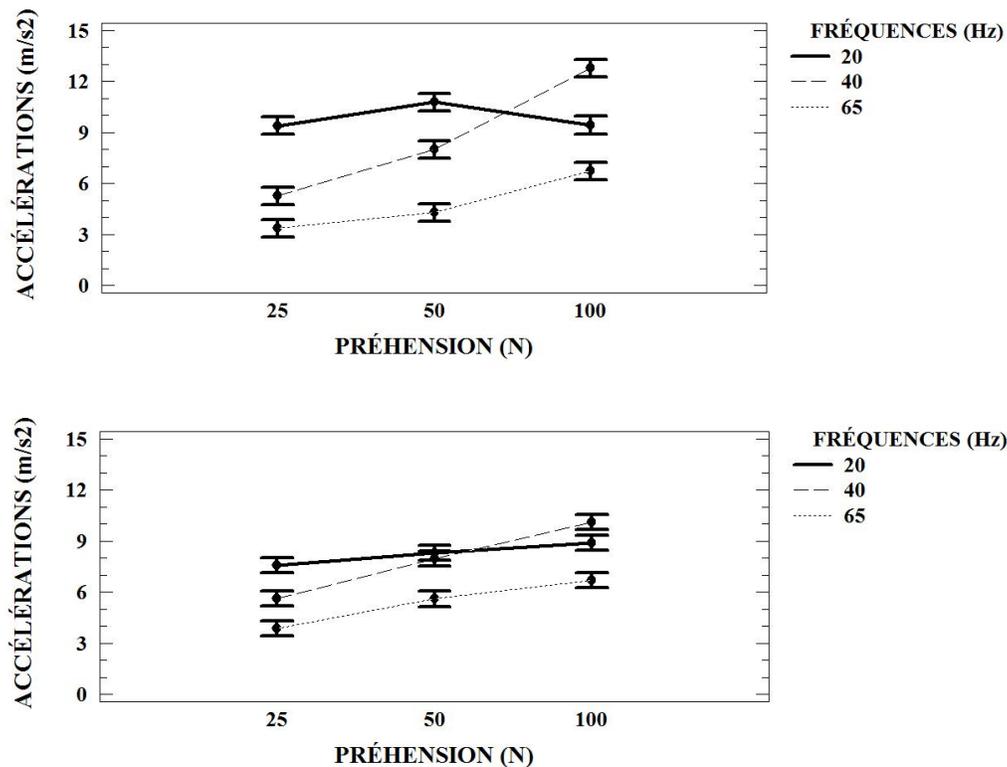


Figure 10 Accélérations transmises au poignet selon l'interaction entre la fréquence de vibration et la force de préhension pour la déviation neutre (en haut) et l'abduction (en bas) du poignet

La Figure 11 présente l'interaction entre la fréquence de vibration et la force de préhension sur les accélérations mesurées au coude pour la déviation neutre (partie supérieure) et l'abduction du poignet (partie inférieure). Pour la déviation neutre, les accélérations les plus faibles se retrouvent à la fréquence de 65 Hz ($1,43 \text{ m/s}^2$, $2,48 \text{ m/s}^2$ et $2,68 \text{ m/s}^2$) selon l'ordre croissant des forces de préhension. Les accélérations pour la fréquence de 20 Hz ($8,77 \text{ m/s}^2$, $10,19 \text{ m/s}^2$ et $9,64 \text{ m/s}^2$) sont plus élevées que les accélérations mesurées à 40 Hz ($3,23 \text{ m/s}^2$, $5,41 \text{ m/s}^2$ et $9,50 \text{ m/s}^2$) pour des forces de préhension comparables.

Pour ce qui est de l'abduction du poignet, les valeurs ne s'entrecoupent à aucune occasion. Par contre, la combinaison 40 Hz et 100 N semble s'approcher de celle de 20 Hz et 100 N, comme pour la déviation neutre. Les accélérations mesurées au coude pour la fréquence de 20 Hz sont de $6,84 \text{ m/s}^2$, $8,33 \text{ m/s}^2$ et $9,08 \text{ m/s}^2$, tandis qu'elles sont de $3,01 \text{ m/s}^2$, $4,43 \text{ m/s}^2$ et $6,83 \text{ m/s}^2$ pour la fréquence de 40 Hz. Finalement, les accélérations associées à la fréquence de 65 Hz sont de $1,36 \text{ m/s}^2$, $1,91 \text{ m/s}^2$ et $2,24 \text{ m/s}^2$.

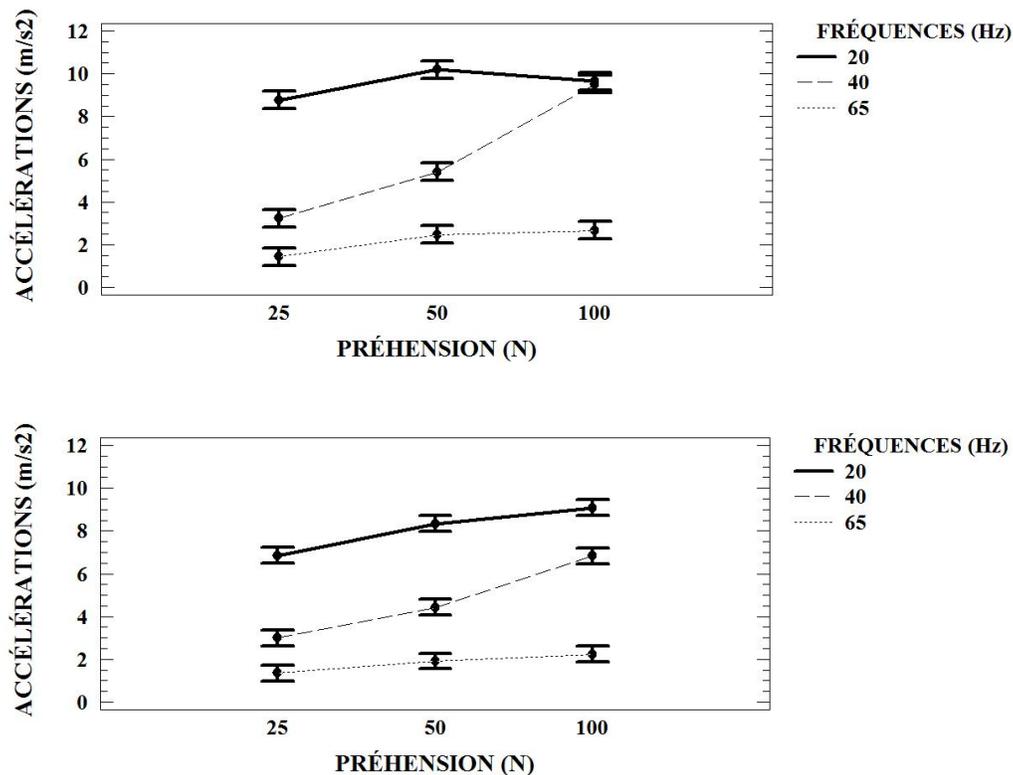


Figure 11 Accélérations transmises au coude selon l'interaction entre la fréquence de vibration et la force de préhension pour la déviation neutre (en haut) et l'abduction (en bas) du poignet

En résumé, en ce qui a trait aux interactions, il semble que la variable somatotype accentue la différence entre les fréquences de vibration pour l'abduction du poignet. En effet, l'écart entre les deux somatotypes est plus grand pour la fréquence de 20 Hz que pour les fréquences de 40 Hz et 65 Hz. D'ailleurs, cette dernière fréquence est associée aux plus faibles accélérations mesurées, autant pour les mésomorphes que pour les ectomorphes. Comme mentionné à la section sur la fréquence de vibration, la fréquence de résonance au poignet semble se situer entre 30 Hz et 50 Hz pour une déviation neutre du poignet (Dong et coll., 2005a; Kim et coll., 1985; Griffin, 1990; Marcotte et coll., 2006; Burström, 1997; Kihlberg, 1995). Il est donc normal d'observer des valeurs d'accélération au poignet plus élevées pour les fréquences de 20 Hz et 40 Hz. Toutefois, les accélérations auraient dû être plus élevées pour la fréquence de 40 Hz. La transmission des vibrations semble aussi se faire de façon plus importante pour des basses fréquences. C'est d'ailleurs le cas selon les accélérations présentées à la Figure 11. En effet, quelques études (Kihlberg, 1995; Pyykkö et coll., 1976) mentionnent que les basses fréquences (moins de 50 Hz) seraient transmises aux membres supérieurs tandis que les hautes fréquences seraient absorbées par les tissus de la main (Pyykkö et coll., 1976; Reynolds et Angevine, 1977). La transmission serait donc plus élevée pour les fréquences en dessous de 50 Hz (20 et 40 Hz pour la présente étude).

Pour ce qui est de l'effet du somatotype, il est à noter que les sujets faisant partie de la catégorie ectomorphe présentent une musculature moins importante que les sujets mésomorphes (Carter et

Heath, 1990). Une musculature plus importante (sujets mésomorphes) aurait l'avantage d'impliquer une plus grande impédance mécanique que dans le cas de tissus adipeux ou osseux, ce qui rendrait l'atténuation des vibrations plus efficace. Il est important de rappeler que la masse du bras joue un rôle important dans l'absorption des vibrations (Dong et coll., 2004; Fritz, 1991). En effet, la masse du membre supérieur, par son inertie, contribuerait à l'amortissement des vibrations. Fritz (1991) renchérit en disant que le poids et la longueur des segments, la musculature du membre supérieur ainsi que le coussin adipeux de la main ont tous un rôle à jouer dans l'absorption des vibrations. De plus, plusieurs études (Burström, 1994; Fritz, 1991; Pyykkö et coll., 1976; Reynolds et Angevine, 1977; Dong et coll., 2005a) s'entendent pour dire que le volume et l'épaisseur de la main peuvent aussi avoir un rôle à jouer dans l'atténuation des vibrations. Comme ces paramètres sont plus petits chez les ectomorphes, ceux-ci présenteraient des valeurs d'accélération plus élevées par rapport aux mésomorphes. De plus, en se fiant à la Figure 8, on constate que les sujets ectomorphes tendent à amplifier de façon plus importante la transmission des vibrations. En effet, pour une amplitude de 10 m/s^2 , les sujets ectomorphes ont un ratio de transmissibilité de 1,54 ($15,4 \text{ m/s}^2 / 10 \text{ m/s}^2$), tandis que les sujets mésomorphes ont plutôt un ratio de 0,98 ($9,78 \text{ m/s}^2 / 10 \text{ m/s}^2$). Les caractéristiques physiques des sujets mésomorphes sembleraient donc leur permettre de mieux atténuer la transmission des vibrations au poignet.

Comme pour le cas de l'interaction entre le somatotype et la fréquence, l'interaction entre le somatotype et l'amplitude de vibration présente des résultats significatifs. En effet, les accélérations présentées à la Figure 8 montrent que pour le poignet, il y a une interaction significative entre ces deux variables. Pour les mêmes raisons que celles présentées précédemment, les sujets ectomorphes ont tendance à transmettre plus de vibrations aux membres supérieurs. De leur côté, les sujets mésomorphes absorberaient plus de vibrations de par leur masse musculaire plus imposante. Ce constat est en partie appuyé par plusieurs articles qui mentionnent que les tissus mous de la main ainsi que la masse des membres supérieurs absorbent les vibrations (Fritz, 1991; Pyykkö et coll., 1976; Reynolds et Angevine, 1977; Dong et coll., 2004). Pour ce qui est de l'amplitude de vibration, les résultats confirment l'effet principal observé précédemment : l'augmentation de l'amplitude contribue à une hausse des accélérations transmises aux membres supérieurs (Adewusi et coll., 2010; Burström, 1990; Burström et Sörensson, 1999; Marcotte et coll., 2005).

En combinant les effets de l'amplitude et de la fréquence de vibration (Figure 9), on observe que l'accélération maximale transmise au poignet est observée pour la fréquence de 20 Hz combinée à l'amplitude 10 m/s^2 , tandis que la fréquence de 65 Hz est associée aux accélérations du poignet les moins élevées. Par ailleurs, la fréquence de vibration influence de façon importante le ratio de transmission de la vibration pour une même amplitude. En effet, selon la figure 9 pour l'amplitude de 10 m/s^2 , les transmissibilités pour les fréquences respectives de 20 Hz, 40 Hz et 65 Hz sont de 1,68 ($16,79 \text{ m/s}^2 / 10 \text{ m/s}^2$), 1,35 ($13,6 \text{ m/s}^2 / 10 \text{ m/s}^2$) et 0,74 ($7,4 \text{ m/s}^2 / 10 \text{ m/s}^2$).

Il est évident que l'augmentation de l'amplitude de vibration entraîne une hausse des accélérations transmises aux membres supérieurs (Marcotte et coll., 2005; Burström, 1990; Burström et Sörensson, 1999). Les accélérations au poignet les moins élevées, associées à la fréquence de 65 Hz, sont appuyées par le fait que l'atténuation des fréquences au-dessus de 50 Hz semble se faire dans les tissus de la main plutôt que par les articulations, donc la transmissibilité au poignet est plus faible à ces fréquences (Pyykkö et coll., 1976; Reynolds et

Angevine, 1977). Les résultats de la Figure 9 montrent également que pour les fréquences de 20 Hz et 40 Hz, les amplitudes de $2,5 \text{ m/s}^2$ et 5 m/s^2 sont associées à des accélérations similaires. Puisque certaines études mentionnent que la fréquence de résonance des membres supérieurs devrait tourner autour de 30 Hz à 50 Hz (Dong et coll., 2005a; Griffin, 1990; Marcotte et coll., 2006; Burström, 1997; Kihlberg, 1995), il semble normal que les accélérations mesurées au poignet à 20 et 40 Hz soient similaires.

La force de préhension a un effet significatif, lorsque combinée à la fréquence de vibration (Figures 10 et 11) : la transmission des vibrations se faisant généralement de façon plus importante pour une préhension plus élevée. Par contre, pour la fréquence la plus basse (20 Hz), l'augmentation de la force exercée sur la poignée n'augmente pas de façon systématique l'amplitude des accélérations transférées aux membres supérieurs. Une plus grande force (100 N) permet de réduire significativement la transmission à cette fréquence. Ces résultats démontrent que l'interaction entre ces deux facteurs peut modifier le transfert des vibrations aux membres supérieurs. De plus, malgré que la fréquence de résonance des membres supérieurs devrait tourner autour de 30 Hz à 50 Hz (Dong et coll., 2005a; Griffin, 1990; Marcotte et coll., 2006; Burström, 1997; Kihlberg, 1995), la fréquence présentant le plus grand transfert de vibration est plutôt de 20 Hz (Kim et coll., 1985). La force de préhension agirait au regard de la rigidité du segment. En effet, une augmentation de la force de préhension exercée sur la poignée vibrante serait associée à une contraction musculaire plus importante (Radwin et coll., 1987; Park et Martin, 1993; Martin et Park, 1997). En augmentant la contraction musculaire, la rigidité des membres supérieurs augmente et la transmission des vibrations se fait de façon plus importante (Radwin et coll., 1987; Park et Martin, 1993; Martin et Park, 1997). Selon ces auteurs, ce phénomène peut en partie être expliqué par le fait que les vibrations causent un réflexe tonique vibratoire. Celui-ci provoque une hausse du recrutement musculaire et une préhension plus importante sur la poignée. Toutefois, il ne faut pas oublier que par la présence d'une rétroaction sur écran informatique, les sujets autorégulaient leur force de préhension à une valeur prédéfinie lors du Volet 1 de la présente étude. Cette hausse de la force de préhension ne s'est donc pas manifestée. En résumé, une augmentation de la force de préhension entraîne une hausse de la rigidité des membres supérieurs (Eklund et Hagbarth, 1966; Reynolds et Soedel, 1972; Dong et coll., 2004; Kihlberg, 1995; Lundström, 1984; McDowell et coll., 2007; Fritz, 1991) et du même coup, une transmission des vibrations plus importante, en partie due à une impédance mécanique plus élevée (Griffin, 1990; Gurram et coll., 1995b).

Outre l'effet de la fréquence de vibration, la Figure 10 permet d'observer indirectement une hausse de la fréquence de résonance des membres supérieurs lorsque la force de préhension augmente. En effet, la force de préhension de 100 N fait en sorte que la fréquence qui résulte en la transmission maximale des vibrations soit de 40 Hz plutôt que de 20 Hz, comme c'est le cas avec les forces de préhension de 25 et 100 N. En effet, l'augmentation de la force de préhension entraîne une plus grande transmission des vibrations (Adewusi et coll., 2010), en plus de hausser la fréquence de résonance du système main-bras.

Finalement, l'abduction du poignet semble atténuer l'amplitude des accélérations transmises au coude (Tableau 9). Cependant, selon la littérature, une déviation dans un sens ou dans l'autre entraîne une augmentation de la rigidité de l'articulation du poignet, et donc accroîtrait la transmission des vibrations (Eklund et Hagbarth, 1966; Reynolds et Soedel, 1972; Dong et coll., 2004; Kihlberg, 1995; Lundström, 1984; McDowell et coll., 2007; Dong et coll., 2005a; Xu et

coll., 2009; Fritz, 1991; Griffin, 1990). Toutefois, lors d'une adduction ou abduction du poignet, un levier cinématique se crée et réduit l'amplitude des vibrations transmises au coude par le pot vibrant.

4.1.2 Vérification de la présence d'artéfacts de mouvement dans les signaux EMG

Plusieurs études ont rapporté la présence d'artéfacts dans les signaux EMG dues au mouvement ou aux vibrations des électrodes (Fratini et coll., 2009a, Fratini et coll., 2009b, De Luca et coll., 2010, Sebic et coll., 2013). Afin de vérifier la présence de tels artéfacts sur les signaux EMG mesurés dans le cadre de cette étude, les signaux EMG ont été traités avec des filtres coupe-bande d'ordre élevé, centrés à la fréquence de vibration ainsi qu'aux multiples entiers de cette fréquence (harmoniques), tel qu'effectué par Fratini et coll., (2009a). Les conditions expérimentales sont celles présentées au tableau 1 pour la déviation neutre du poignet, mais en ajoutant le facteur à deux niveaux « filtre », qui consiste au traitement ou non du signal EMG par les filtres coupe-bande. Les résultats de l'analyse ANOVA à mesures répétées sur les pourcentages de la CVM moyens (% CVMmoy), des 12 sujets pour les neuf muscles considérés dans cette étude, sont présentés au Tableau 10. On constate que le facteur « filtre » n'a pas d'effet statistiquement significatif sur les % CVMmoy des neuf muscles considérés, indiquant que l'utilisation des filtres coupe-bande n'affecte pas les résultats de façon significative. En effet, l'application du filtre coupe-bande n'a fait que modifier de façon marginale l'amplitude d'activation, de l'ordre de 0,003 à 2,2 du % CVMmoy pour les neuf muscles considérés. Des résultats similaires ont également été obtenus pour l'abduction et l'adduction du poignet. On peut donc conclure que les artéfacts de mouvement dus aux vibrations sont négligeables dans le cadre de cette étude sur les vibrations main-bras. Une explication possible est que les artéfacts de mouvement se situeraient principalement en dessous de 20 Hz selon De Luca et coll. (2010) et que les électrodes utilisées éliminent justement tout le contenu fréquentiel en dessous de 20 Hz.

Tableau 10 Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les pourcentages de la contraction musculaire maximale obtenus lors de la déviation neutre du poignet, incluant le facteur « filtre »

	Somatotype	Force de préhension	Amplitude vibration	Fréquence vibration	Filtre
Trapèze supérieur	0,737	0,735	0,883	0,285	0,961
Deltoïde antérieur	0,054	0,022	0,044	0,075	0,279
Deltoïde postérieur	0,196	0,001	0,002	0,269	0,912
Biceps brachial	0,251	<0,001	0,001	0,025	0,253
Triceps brachial	0,022	<0,001	<0,001	0,010	0,692
Premier radial	0,208	<0,001	0,280	0,107	0,719
Extenseurs des doigts	0,018	<0,001	0,118	0,140	0,393
Fléchisseur des doigts	0,708	<0,001	0,061	0,787	0,950
Cubital antérieur	0,971	<0,001	0,710	0,141	0,923
*Les résultats significatifs dont $p < 0,05$ sont présentés en gras					

4.1.3 Influence des variables étudiés sur la sollicitation musculaire

Comme pour les résultats de la transmission des vibrations aux membres supérieurs, les effets principaux significatifs des variables indépendantes (somatotype, force de préhension, fréquence et amplitude de vibration) sur la sollicitation musculaire seront présentés en premier, suivis par les interactions doubles ayant un effet statistiquement significatif. La sollicitation musculaire est présentée sous forme de la moyenne, sur les sujets, des pourcentages de contraction volontaire maximale (% CVM_{moy}). Le Tableau 20 (déviation neutre), le Tableau 21 (abduction) et le Tableau 22 (adduction) de l'Annexe A présentent les résultats des ANOVA (valeurs P) calculées pour les différents muscles, en fonction des quatre variables indépendantes.

4.1.3.1 Somatotype

Les résultats obtenus selon les deux somatotypes pour le deltoïde antérieur, le triceps brachial et l'extenseur commun des doigts sont présentés dans le Tableau 11. Les sujets classés comme étant ectomorphes sont associés à des valeurs significativement plus élevées au regard de la sollicitation musculaire pour ces trois muscles, notamment pour l'extenseur commun des doigts. En effet, l'activation de ce muscle semble plus marquée pour la déviation neutre du poignet puisque les ectomorphes atteignent 14,8 % CVMmoy pour cette déviation tandis que l'abduction du poignet se chiffre à 11,6 % CVMmoy. Ces valeurs sont environ trois fois plus importantes que celles obtenues chez les mésomorphes pour ces deux déviations.

Tableau 11 Pourcentages moyens de la contraction volontaire maximale obtenus selon le somatotype pour les différents angles du poignet

Muscle	Angle du poignet	Somatotype	% CVMmoy
Deltoïde antérieur	Neutre 0°	Ectomorphe	0,6
		Mésomorphe	0,4
	Abduction 15°	Ectomorphe	1,9
		Mésomorphe	0,6
Triceps Brachial	Neutre 0°	Ectomorphe	2,2
		Mésomorphe	1,1
	Abduction 15°	Ectomorphe	3,3
		Mésomorphe	1,2
	Adduction 47°	Ectomorphe	3,5
		Mésomorphe	1,9
Extenseur commun des doigts	Neutre 0°	Ectomorphe	14,8
		Mésomorphe	5,3
	Abduction 15°	Ectomorphe	11,6
		Mésomorphe	4,6

Les mésomorphes sollicitent donc de façon moins importante ces différents groupes musculaires. En plus de la capacité fonctionnelle moins élevée des ectomorphes par rapport aux mésomorphes, le RTV pourrait agir de façon plus importante sur ces muscles des membres supérieurs pour les ectomorphes par une transmission plus importante des vibrations à ce segment. Ce réflexe est enclenché par la présence de vibrations qui implique une sollicitation musculaire plus élevée que si l'on effectue la même tâche mais sans vibrations (Radwin et coll., 1987; Park et Martin, 1993; Martin et Park, 1997). L'activité myoélectrique provoquée par le RTV s'additionne à celle requise pour exercer les forces mécaniques sur la poignée. Selon Dong et coll. (2005a), il faut considérer l'influence d'une plus grande masse du système main-bras lorsque la vibration est transférée jusqu'au coude et à l'épaule. Cette masse plus importante chez les mésomorphes aurait un effet bénéfique sur l'atténuation des vibrations transmises au système main-bras. En effet, le volume et l'épaisseur de la main peuvent jouer un rôle dans l'absorption des vibrations (Burström et Lundström, 1994). Ces propos sont renforcés par Fritz (1991), qui suggère que le poids et la longueur des segments, la musculature du membre supérieur ainsi que le coussin adipeux de la main ont tous un rôle à jouer dans l'absorption des vibrations. Les mésomorphes ont un système main-bras plus lourd, une musculature plus imposante et un tissu

adipeux de leurs mains plus important selon la classification des somatotypes (Carter et Heath, 1990). Le RTV peut aussi être enclenché par la vibration des tendons d'un muscle en contraction (Eklund et Hagbarth, 1966). Par ailleurs, en se contractant pour éviter l'adduction et l'abduction, les déviateurs du poignet sont plus rigides. Ainsi, l'impédance mécanique augmente et la transmission de la vibration est plus importante.

4.1.3.2 Force de préhension

Les résultats des analyses statistiques présentées à l'Annexe A (Tableau 20) montrent que tous les muscles étudiés, à l'exception du trapèze supérieur, augmentent significativement leur % CVM moyen selon l'importance de la force de préhension développée sur la poignée. Les résultats des interactions entre la force de préhension et les autres variables étudiées seront présentés plus loin dans ce rapport.

4.1.3.3 Amplitude de vibration

Les effets principaux associés à l'amplitude de vibration sont présentés au tableau 12. Il est à noter que les différences significatives relevées se situent principalement au niveau des deux muscles bi-articulaires (biceps brachial et triceps brachial) qui traversent l'épaule, ainsi que pour le coude et pour le fléchisseur superficiel des doigts, ce dernier étant directement impliqué dans la force de préhension exercée sur la poignée du pot vibrant.

Ces augmentations seraient en partie expliquées par le réflexe tonique vibratoire. En effet, l'amplitude de 10 m/s^2 est associée aux plus hauts % CVMmoy pour les muscles présentés dans cette section. Par ailleurs, une force de préhension plus élevée est associée à une transmission plus élevée des vibrations. Cette augmentation de la transmission des vibrations pourrait partiellement expliquer une sollicitation musculaire accrue. D'ailleurs, la rigidité du poignet en adduction pourrait contribuer à accentuer le transfert des vibrations et du même coup le recrutement musculaire.

Comme le montre le tableau 12, le fléchisseur superficiel des doigts est recruté de façon significativement plus importante pour l'amplitude de vibration de 10 m/s^2 comparativement aux amplitudes de $2,5 \text{ m/s}^2$ et 5 m/s^2 . Par contre, les valeurs plus élevées pour l'adduction pourraient s'expliquer par le fait que les sujets étaient moins à l'aise à garder cette position du poignet. En effet, lors d'une telle déviation, le ligament annulaire du carpe, tenant en place les tendons dans le canal carpien, pourrait contribuer à une friction plus importante de ces tendons. Une augmentation de l'EMG pourrait découler de cette force de frottement des tendons du fléchisseur superficiel des doigts, alors que les éléments contractiles du muscle seraient davantage sollicités pour produire une tension équivalente sur les tendons qui mobilisent les doigts.

Tableau 12 Pourcentages de la contraction volontaire maximale obtenus selon l'amplitude de vibration appliquée par le pot vibrant pour les différents angles du poignet

Muscle	Angle du poignet	Amplitude (m/s ²)	% CVMmoy
Biceps brachial	Neutre 0°	2,5	1,8
		5	2,0
		10	2,3
	Abduction 15°	2,5	1,6
		5	1,7
		10	2,0
Triceps brachial	Neutre 0°	2,5	1,3
		5	1,6
		10	2,0
	Abduction 15°	2,5	1,9
		5	2,2
		10	2,6
	Adduction 47°	2,5	2,4
		5	2,5
		10	3,1
Fléchisseur superficiel des doigts	Neutre 0°	2,5	13,3
		5	13,6
		10	13,9
	Adduction 47°	2,5	15,6
		5	16,0
		10	17,3

4.1.3.4 Fréquence de vibration

Le tableau 13 présente les résultats significatifs des effets principaux obtenus en fonction de la fréquence de vibration. On remarque que le % CVMmoy pour ces deux muscles bi-articulaires est maximal pour la fréquence de 20 Hz. Cette fréquence étant mieux transmise à ces muscles du bras que les fréquences de 40 et 65 Hz (voir le Tableau 9 pour la transmission des vibrations au coude), elle pourrait être responsable d'un RTV plus important.

Tableau 13 Pourcentages de la contraction volontaire maximale obtenus selon la fréquence de vibration appliquée par le pot vibrant pour les différents angles du poignet

Muscle	Angle du poignet	Fréquence (Hz)	% CVMmoy
Biceps brachial	Neutre 0°	20	2,2
		40	2,1
		65	1,7
Triceps brachial	Neutre 0°	20	1,9
		40	1,5
		65	1,5
	Abduction 15°	20	2,4
		40	2,1
		65	2,2
	Adduction 47°	20	2,9
		40	2,5
		65	2,6

4.1.3.5 Effets d'interaction

La présente section traite des divers résultats significatifs obtenus au niveau des interactions entre les variables indépendantes (fréquence et amplitude de vibration, somatotype ainsi que force de préhension).

La figure 12 montre les résultats obtenus pour l'interaction entre le somatotype (ectomorphe et mésomorphe) et la force de préhension exercée sur la poignée du pot vibrant. Il s'agit en fait des % CVMmoy obtenus pour le fléchisseur superficiel des doigts lors de la déviation neutre (partie supérieure de la figure), l'abduction (milieu de la figure) et l'adduction du poignet (partie inférieure de la figure). Les résultats pour l'abduction du poignet sont de 3,86 % CVM, 7,34 % CVM et 16,27 % CVM pour les ectomorphes et 7,24 % CVM, 11,32 % CVM ainsi que 21,29 % CVM pour les mésomorphes dans l'ordre respectif des forces de préhension de 25 N, 50 N et 100 N. Selon le même ordre, les valeurs atteintes pour l'adduction sont de 6,12 % CVM, 10,64 % CVM et 23,88 % CVM pour les sujets ectomorphes tandis qu'elles sont de 10,43 % CVM, 16,15 % CVM et 30,66 % CVM pour les mésomorphes. La déviation neutre n'est pas développée puisque malgré une tendance semblable aux autres déviations, la différence entre les somatotypes est moins évidente.

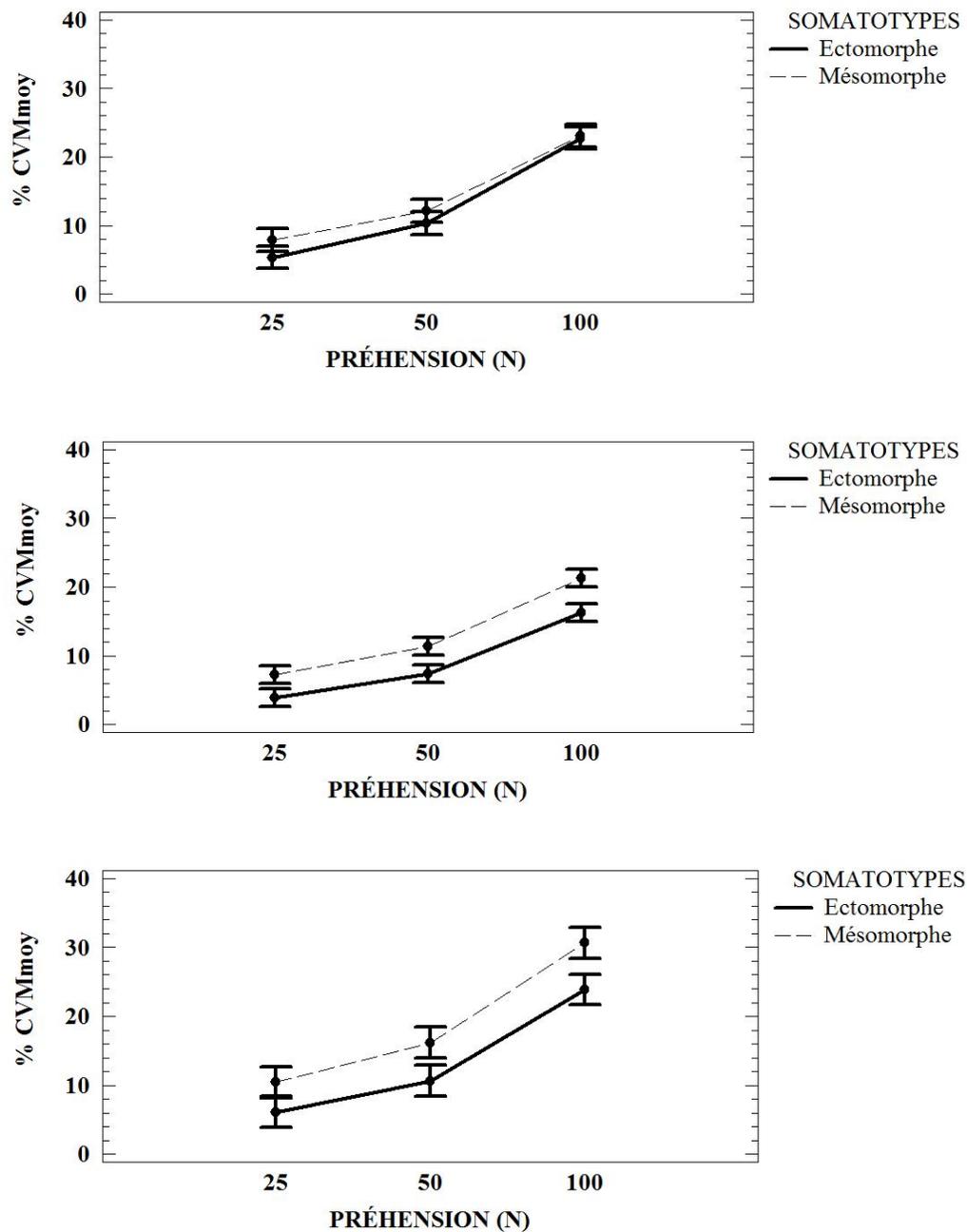


Figure 12 Recrutement musculaire du fléchisseur superficiel des doigts selon l'interaction entre le somatotype et la force de préhension pour la déviation neutre (en haut), l'abduction (au milieu) et l'adduction du poignet (en bas)

Pour le biceps brachial, l'interaction entre le somatotype et la fréquence de vibration est présentée à la Figure 13. L'adduction est la seule déviation présentant des résultats significatifs.

Les % CVMmoy obtenus pour les sujets ectomorphes sont de 3,41 % CVM, 3,29 % CVM et 1,43 % CVM et les valeurs pour les mésomorphes sont de 1,85 % CVM, 1,78 % CVM et 1,69 % CVM.

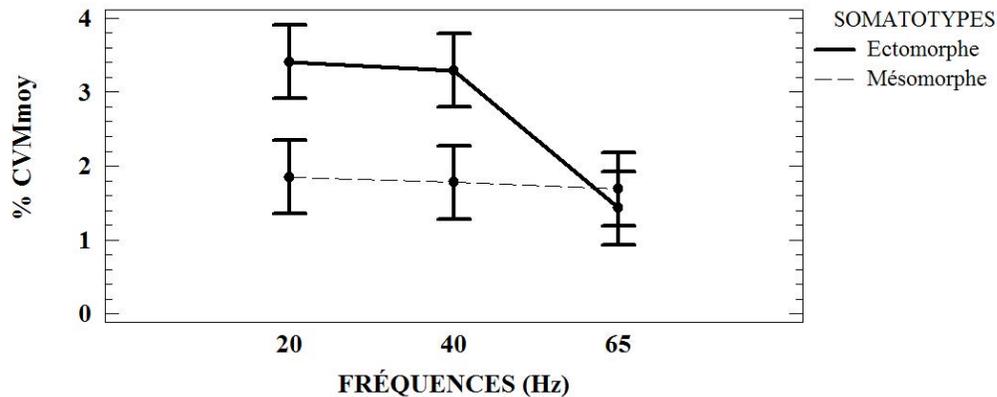


Figure 13 Recrutement musculaire du biceps brachial selon l'interaction entre le somatotype et la fréquence de vibration pour l'adduction du poignet

Pour le triceps brachial, la Figure présente les résultats obtenus pour une déviation neutre du poignet pour illustrer l'interaction entre l'amplitude de vibration et la force de préhension. Selon l'ordre respectif de 25 N, 50 N et 100 N, les valeurs obtenues pour une amplitude de $2,5 \text{ m/s}^2$ sont de 0,61 % CVM, 1,04 % CVM et 2,35 % CVM. Pour une amplitude de 5 m/s^2 , les résultats sont de 0,66 % CVM, 1,05 % CVM et 2,95 % CVM tandis qu'ils sont plutôt de 0,73 % CVM, 1,63 % CVM et 3,65 % CVM pour une amplitude de 10 m/s^2 .

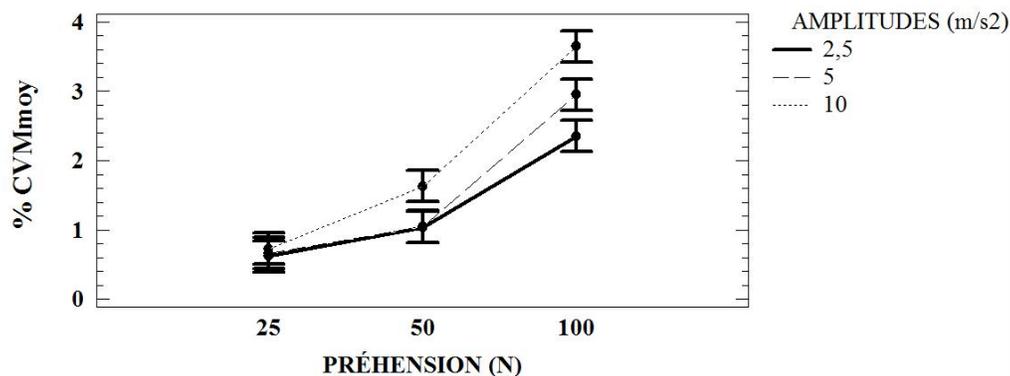


Figure 14 Recrutement musculaire du triceps brachial selon l'interaction entre l'amplitude de vibration et la force de préhension pour la déviation neutre du poignet

Pour ces interactions statistiquement significatives, la variable somatotype présente des différences significatives lorsque combinée avec la force de préhension (Figure 12) ainsi qu'avec la fréquence (figure 13). Tout d'abord, il est important de mentionner que le somatotype ne semble pas accentuer l'effet de la force de préhension. En effet, l'augmentation de la force de préhension amplifie le recrutement musculaire du fléchisseur superficiel des doigts, mais respecte la même tendance pour les deux somatotypes. Toutefois, il faut remarquer que pour ce

muscle, les % CVMmoy sont plus élevés pour les mésomorphes que pour les ectomorphes. Étrangement, les mésomorphes forcent plus fort pour tenir la poignée malgré que la transmission soit moins importante. L'idée soulevée pour expliquer ce fait peut être que la quantité de tissus musculaires et adipeux contenue dans la main pour les mésomorphes serait plus importante que pour les ectomorphes (Carter et Heath, 1990). Cette composition corporelle des mésomorphes pourrait faire en sorte qu'afin d'écraser les tissus mous de la main pour effectuer la préhension nécessaire sur la poignée, ces sujets doivent solliciter de façon plus importante les muscles responsables de cette action. De plus, la longueur des doigts plus importante pour les ectomorphes pourrait aussi influencer la facilité à développer une force de préhension sur la poignée. Toutefois, selon plusieurs auteurs (Burström et Lundström, 1994; Fritz, 1991; Pyykkö et coll., 1976; Reynolds et Angevine, 1977; Dong et coll., 2005a), des sujets avec un système main-bras moins massif (ectomorphes) devraient impliquer de façon plus importante certains muscles responsables de la force de préhension. Finalement, il faut noter que lors d'une adduction du poignet, la sollicitation musculaire du fléchisseur superficiel est plus élevée puisque le maintien d'une telle posture exigerait une contraction de la musculature plus importante comparativement à l'abduction qui peut se faire à l'aide de la gravité.

Selon la Figure 14, l'augmentation de la force de préhension a une influence importante sur l'impact de l'amplitude de vibration. En regardant les % CVMmoy obtenus pour le triceps brachial, il faut comprendre que pour une force de 25 N, la dissociation des amplitudes se fait moins facilement qu'à 100 N de préhension. C'est donc dire que pour qu'il y ait un impact sur la sollicitation musculaire du triceps par l'acheminement des vibrations vers les membres supérieurs, la force de préhension doit être supérieure à 25 N. Les résultats obtenus concordent avec les énoncés de la littérature selon lesquels le recrutement musculaire du système main-bras serait plus élevé en augmentant la force de préhension (Lundborg, 1994; Semid, 2002; Pyykkö et coll., 1976; Radwin et coll., 1987; Park et Martin, 1993; Martin et Park, 1997; Eklund et Hagbarth, 1966) et/ou l'amplitude de la vibration (Marcotte et coll., 2005; Burström, 1990; Burström et Lundström, 1999; Adewusi et coll., 2010). De plus, la littérature suggère aussi qu'en augmentant la force de préhension, les muscles des membres supérieurs seraient plus sollicités puisque les vibrations de leur tendons impliqueraient un RTV plus important (Eklund et Hagbarth, 1966; Armstrong et coll., 1987; Seroussi et coll., 1987; De Gail et coll., 1966, Semid, 2002; Radwin et coll., 1987; Park et Martin, 1993; Martin et Park, 1997). La contraction des muscles responsables de la préhension les rendrait plus rigides et pourrait entraîner une présence plus importante du RTV par un transfert de vibrations accru vers les muscles tels que le biceps et le triceps brachial (Fritz, 1991; Griffin, 1990; Dong et coll., 2005a; Xu et coll., 2009).

4.1.4 Discussion des résultats du Volet 1

Ce premier volet a permis d'étudier plusieurs facteurs pouvant jouer un rôle dans la transmission des vibrations ainsi que sur le recrutement musculaire des neuf muscles évalués. En effet, les différents facteurs pouvant influencer ces deux paramètres ont été analysés séparément dans la présentation des résultats ainsi que dans la discussion afin de permettre une analyse indépendante sur chacun d'eux. La présente discussion a comme rôle de mettre en relief les éléments prépondérants des cinq différentes variables indépendantes étudiées soit le somatotype, la force de préhension, l'amplitude et la fréquence de vibration ainsi que la déviation du poignet.

Pour le somatotype, il a été vu dans la littérature qu'un système main-bras plus volumineux avait comme avantage d'absorber les vibrations et d'éviter de les transmettre jusqu'à l'épaule. Les résultats de cette étude ont permis de constater que l'influence des vibrations pouvait se faire sentir jusqu'à l'épaule, puisque le deltoïde antérieur faisait partie des muscles influencés par les vibrations. Par ailleurs, le recrutement de deux muscles de l'avant-bras (le fléchisseur superficiel des doigts et le cubital antérieur) était plus élevé pour les mésomorphes. Cette observation est supportée par l'idée qu'une plus grande présence de tissus mous dans la main et des doigts plus courts pour les mésomorphes faisaient en sorte qu'ils auraient eu à forcer plus fort pour maintenir une force de préhension adéquate durant l'expérimentation. Cependant, afin de remplacer ce manque de tissus mous de la main, le port de gants antivibratiles a été suggéré (Dong et coll., 2005a). En se fiant aux résultats de la présente étude, le port de gants antivibratiles pourrait augmenter la sollicitation des muscles responsables de la force de préhension.

En ce qui concerne la force de préhension, les résultats ainsi que la littérature s'entendent pour dire qu'augmenter la force de préhension exercée sur la poignée contribue à une sollicitation plus importante des muscles des membres supérieurs (Lundborg, 1994; Semid, 2002; Radwin et coll., 1987; Park et Martin, 1993; Martin et Park, 1997). Ce recrutement musculaire pourrait être dû à une transmission des vibrations plus importante, qui contribuerait au réflexe tonique vibratoire. Tous ces éléments impliqueraient une hausse du pourcentage de la CVM moyenne obtenue pour les divers muscles étudiés. En effet, une augmentation de la force de préhension est associée à une rigidité plus importante du segment qui entraîne une impédance mécanique accrue. Du coup, les vibrations transmises à la main sont acheminées vers les membres supérieurs. Cette transmission des accélérations est en partie mesurée par les accéléromètres disposés au poignet et au coude. Par ailleurs, il est nécessaire d'accroître la sollicitation musculaire afin de développer une force de préhension plus importante. Par contre, l'effet escompté d'une hausse de la sollicitation musculaire causée par une mauvaise perception sensorielle des doigts n'a pu être observé. En effet, par la rétroaction visuelle qu'avaient les sujets, la contraction musculaire de l'avant-bras était adaptée en vue de respecter l'indicateur numérique de la force déployée. Les sujets ne pouvaient donc pas réagir aux vibrations en fonction des informations perçues par leurs mécanorécepteurs.

Les différentes amplitudes de vibration ont démontré une augmentation significative du recrutement musculaire chez certains muscles ciblés par l'étude. De plus, il a été observé que la transmission des vibrations se faisait de façon plus importante lorsque l'amplitude augmentait, mais que la transmissibilité diminuait (Marcotte et coll., 2005; Burström, 1990; Burström et Lundström, 1999). En effet, une amplitude de 10 m/s^2 est associée aux conditions conduisant à la plus grande transmission des vibrations. Cependant, il faut noter que la direction d'application des vibrations peut avoir un rôle à jouer dans la transmission de celles-ci selon l'axe des membres supérieurs.

Le rôle de la fréquence de vibration vis-à-vis la transmission des accélérations peut être en lien avec la fréquence de résonance du système main-bras. En effet, lorsque la fréquence d'excitation s'approche de la fréquence de résonance (30 à 50 Hz) du système main-bras, les oscillations peuvent devenir plus importantes (Dong et coll., 2005a; Kim et coll., 1985; Griffin, 1990; Marcotte et coll., 2006; Burström, 1997; Kihlberg, 1995). Toutefois, les accélérations les plus élevées n'ont pas été retrouvées lors des conditions à 40 Hz mais plutôt lorsque la fréquence était

de 20 Hz. Il semble donc qu'une fréquence de 20 Hz serait plus susceptible d'entraîner une haute transmission des vibrations et pourrait impliquer une plus grande sollicitation musculaire (Kim et coll., 1985). En effet, à la suite d'une transmission plus importante comme dans le cas d'une amplitude plus élevée, les répercussions sur la musculature des membres supérieurs seraient plus grandes. Le maintien d'une contraction musculaire sur une période de temps prolongée pourrait éventuellement entraîner des problèmes de circulation sanguine comme mentionné dans la section sur les charges statiques. Il faut donc considérer, selon cette étude, que la pire condition présente pour un outil vibrant en termes de transmission des vibrations ainsi que de sollicitation musculaire serait composée de vibrations dont la fréquence est de 20 Hz et d'amplitude élevée.

En ce qui concerne l'influence de la déviation du poignet, deux phénomènes pourraient faire en sorte de modifier la transmission des vibrations. D'une part, en maintenant la posture désirée, l'implication musculaire des déviateurs radiaux ou ulnaires fait en sorte d'augmenter la rigidité du segment et peut mener à une transmission plus importante (Griffin, 1990; Fritz, 1991; Dong et coll., 2005a; Xu et coll., 2009). Deuxièmement, l'entassement des os du poignet contribuerait à augmenter la rigidité et pourrait également accroître la transmission vibratoire. En fait, les conditions expérimentales ont démontré que pour atteindre l'abduction demandée, les sujets n'avaient pas à forcer mais plutôt à adapter leur posture à la poignée. En plaçant la main sur la poignée vibrante, les sujets pouvaient appliquer la force de préhension nécessaire en laissant l'avant-bras être entraîné vers le bas par la gravité. De ce fait, le premier radial n'avait pas à déployer plus de force et les résultats liés à cette déviation n'ont pas démontré de valeurs plus élevées que pour une déviation neutre du poignet. Toutefois, l'adduction était dans la plupart des cas associée à des recrutements musculaires plus importants que les autres déviations en partie en raison d'une posture plus difficile à obtenir sans la contraction musculaire des muscles responsables. En effet, l'importante contraction du cubital antérieur ainsi que l'entassement des os du poignet peuvent avoir eu un impact sur la transmission des vibrations aux membres supérieurs, tel que mesuré par l'accéléromètre au coude.

4.2 Volet 2

Pour le Volet 2, les variables indépendantes sont le somatotype, la force de poussée, le moment de force appliqué au poignet, l'amplitude ainsi que la fréquence de vibration.

4.2.1 Transmission des vibrations au membre supérieur

L'analyse statistique de l'influence des différentes variables indépendantes sur la transmission des vibrations aux membres supérieurs est présentée dans le Tableau 23 de l'Annexe A. Pour les effets principaux associés au somatotype, aucun résultat significatif n'a été soulevé par l'analyse statistique. Certaines interactions significatives entre les variables dont le moment de force, la force de poussée, l'amplitude et la fréquence de vibration seront présentées un peu plus loin.

4.2.1.1 Résultats associés à la force de préhension

La force de préhension était une variable à trois niveaux pour le Volet 1 de cette étude, et un système de rétroaction affichait la valeur de cette force aux sujets pour qu'ils la maintiennent aux niveaux prédéterminés de 25, 50 et 100 N. Pour le Volet 2, le niveau de la force de préhension que les sujets exerçaient sur la poignée ne leur était pas affiché, donc la force de préhension devenait une variable dépendante continue mesurée au même titre que les accélérations et les pourcentages de contractions musculaires. La Figure 15 regroupe les graphiques d'effets principaux des variables de moment de force au poignet et de fréquence de vibration sur la force de préhension. En ce qui a trait au moment de force, on retrouve des valeurs de préhension 37,4 N pour le moment de 1 Nm, 58,0 N pour 2 Nm et 107,9 N pour 4 Nm. 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 65 Hz, on retrouve des valeurs de force de préhension de 63,4, 69,0 et 70,8 N. Tous les écarts sont significatifs entre eux, sauf celui entre 40 et 65 Hz. L'augmentation de la force de préhension pour les fréquences de 40 et 65 Hz pourrait être attribuable au fait que l'information des mécanorécepteurs de la main soit faussée par la présence de vibrations.

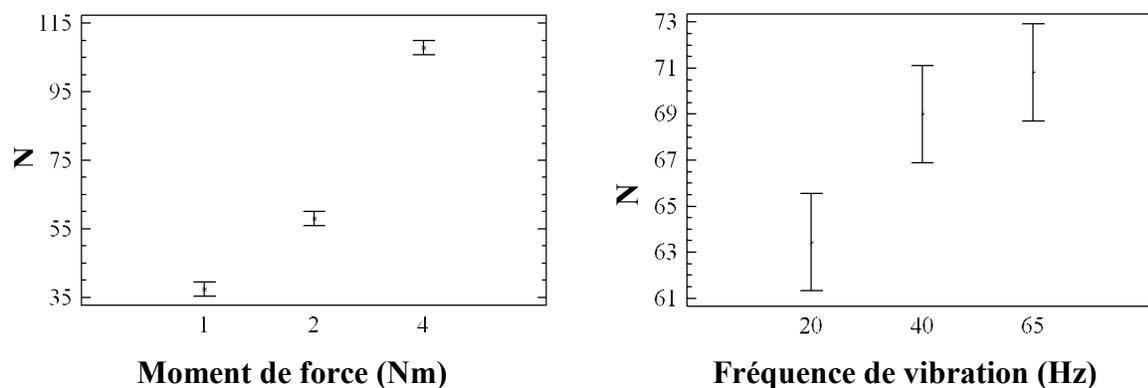


Figure 15 Force de préhension (N) mesurée en fonction des variables moment de force (Nm) et fréquence de vibration (Hz)

4.2.1.2 Paramètres biomécaniques

La figure 16 présente l'effet de la variable moment de force sur l'amplitude de vibration mesurée aux accéléromètres du poignet et du coude dans les axes Z et Y. Le moment de force cause une augmentation significative de l'amplitude de vibration pour chacune de ces quatre variables dépendantes.

Au coude 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 est significatif ($p < 0,05$).

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 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 ($p < 0,05$).

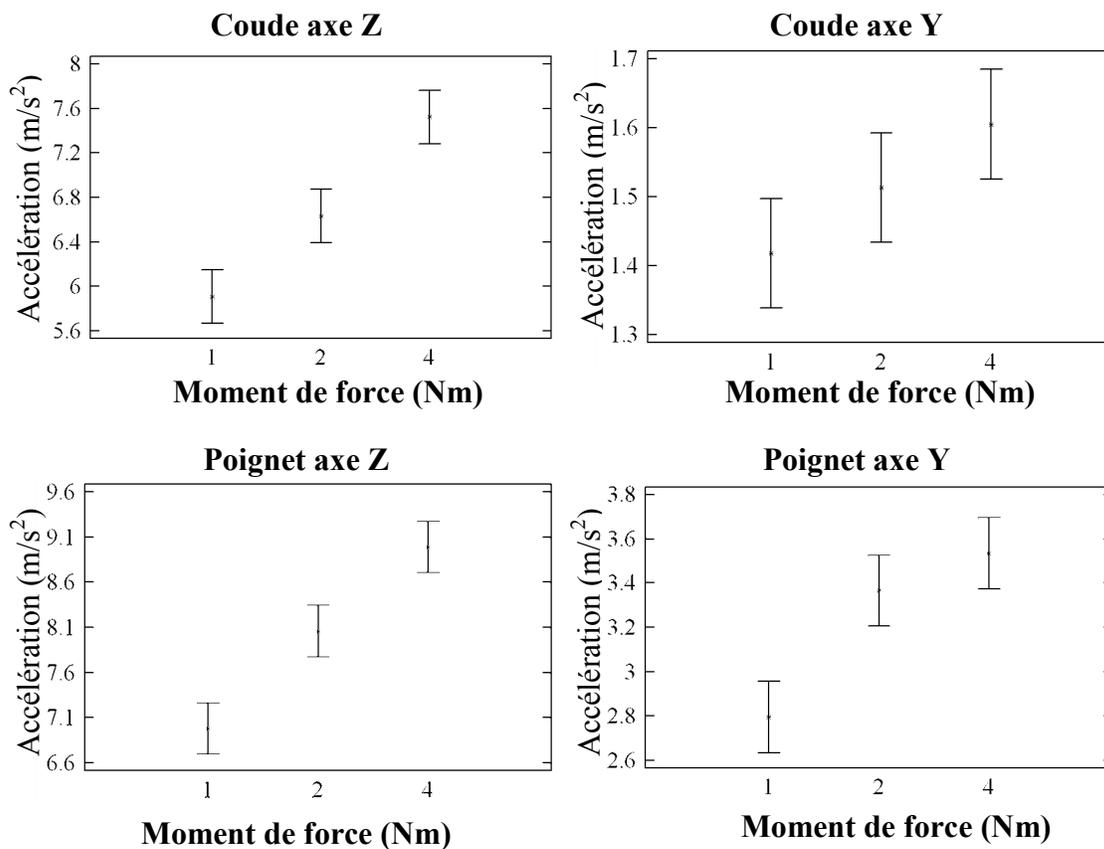


Figure 16 Amplitude de vibration (m/s^2) en fonction du moment de force (Nm)

La Figure 17 décrit l'influence qu'a la force de poussée sur l'amplitude de vibration. Cette variable ne présente des résultats significatifs que pour l'axe Y (axe vertical). Pour le coude dans l'axe des Z, les moyennes d'amplitude de vibration en fonction des différentes forces de poussée sont de $6,50 \text{ m/s}^2$ pour 0 N, $6,68 \text{ m/s}^2$ pour 20 N et de $6,84 \text{ m/s}^2$ pour 40 N. Seul l'écart entre les forces de 0 et 40 N 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 $3,07 \text{ m/s}^2$ pour 0 N, $3,25 \text{ m/s}^2$ pour 20 N et $3,37 \text{ m/s}^2$ pour 40 N (Figure 17). Encore une fois, seul l'écart entre 0 et 40 N est significatif ($p < 0,05$).

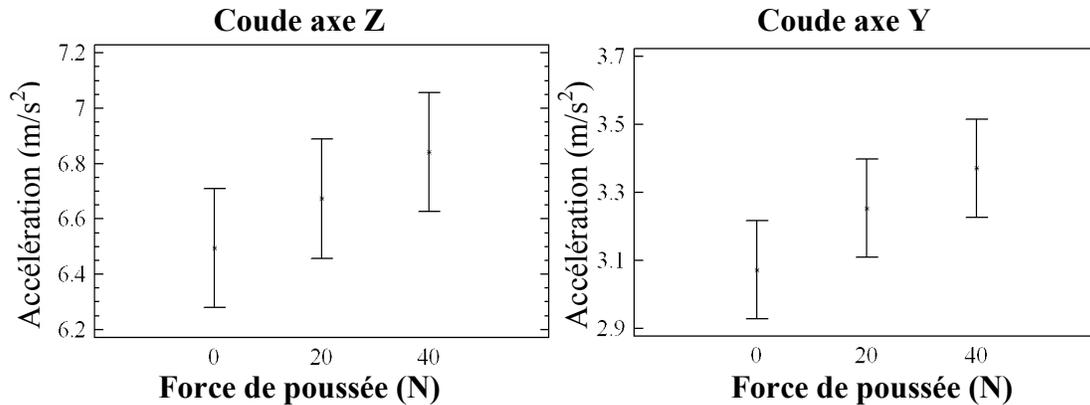


Figure 17 Amplitude de vibration (m/s^2) en fonction de la force de poussée

4.2.1.2.1 Effets d'interaction

La Figure 18 présente l'interaction entre la force de poussée et le moment de force sur l'accélération au coude selon l'axe des Z. Il est intéressant de constater que plus la combinaison du moment de force et de la force de poussée est élevée, plus la condition entraîne des accélérations élevées, sauf dans le cas de la combinaison 4 Nm-20 N qui a une amplitude plus élevée ($7,62 \text{ m/s}^2$) que la condition 4 Nm-40 N ($7,45 \text{ m/s}^2$).

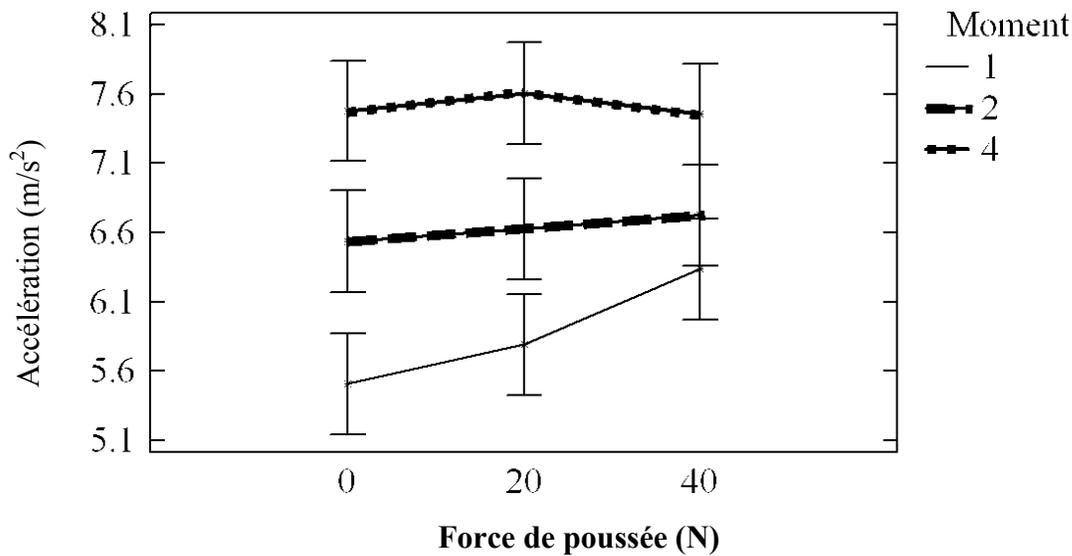


Figure 18 Interaction entre la force de poussée (N) et le moment de force (Nm) sur l'amplitude de vibration (m/s²) au coude dans l'axe des Z

La Figure 19 décrit l'interaction des facteurs de moment de force et de force de poussée sur l'amplitude de vibration au poignet selon l'axe des Z. De manière analogue à la Figure 18 (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 vibrations transmises au poignet. Cependant, on remarque qu'à 4 Nm, une force de poussée plus grande entraîne une baisse de la quantité de vibrations transmises (0 N : 9,29 m/s² ; 20 N : 9,01 m/s² ; 40 N : 8,68 m/s²). À 2 Nm, l'amplitude de vibration s'accroît de 0 à 20 N, mais décroît à 40 N (7,86, 8,28 et 8,04 m/s², respectivement). À 1 Nm, la quantité de vibrations transmises s'accroît en fonction de la force de poussée.

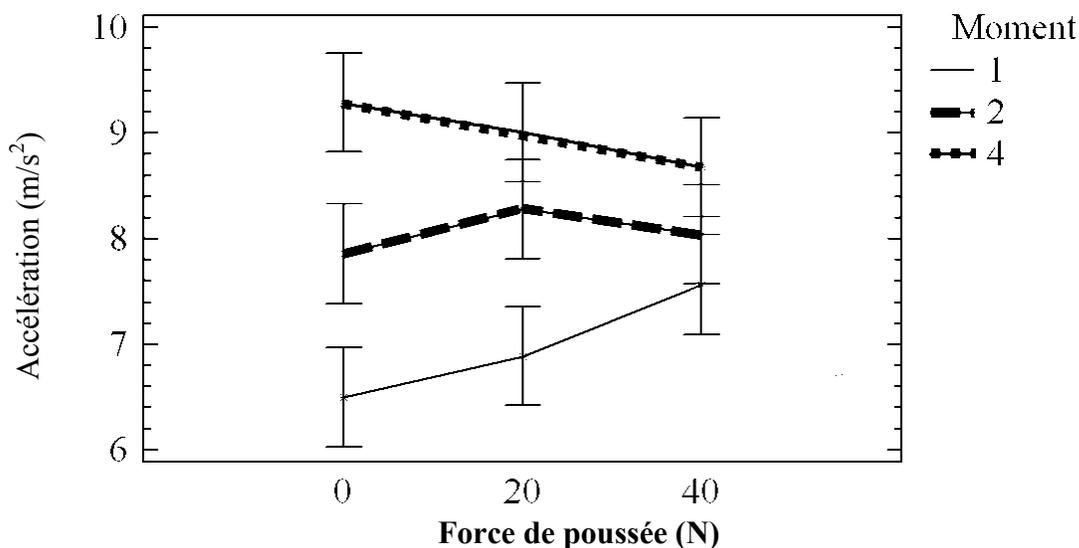


Figure 19 Interaction entre la force de poussée (N) et le moment de force (Nm) sur l'amplitude de vibration (m/s²) pour le poignet dans l'axe des Z

Tel que prévu, la force de préhension est plus importante lorsque le moment de force est plus élevé. 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 observés dans la littérature (McGorry, 2001). En effet, la force de préhension augmente afin d'empêcher que la poignée glisse entre les doigts du participant.

Pour le coude et le poignet, tant dans les axes Z que Y, un moment de force élevé occasionne une augmentation de l'amplitude de vibration transmise aux différents accéléromètres, indépendamment de l'axe (Figure 16). En effet, comme l'ont démontré plusieurs auteurs (Kihlberg 1995 ; Aldien et coll., 2005 ; Marcotte et coll., 2006 ; Adewusi et coll. 2010), l'impédance mécanique augmente en fonction d'une plus grande force de couplage (force de préhension additionnée à la force de poussée).

On observe également que la force de poussée exercée sur la poignée du montage occasionnait une augmentation de l'amplitude de vibration transmise (Figure 17). Dans le cas présent, tant le coude (dans l'axe Z) que le poignet (dans l'axe Y) présentent des augmentations significatives de la quantité de vibrations transmise en fonction de l'augmentation de la force de poussée. Kihlberg (1995) attribue cette augmentation de rigidité du système main-bras 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. Contrer cette force nécessite une contraction des muscles de l'avant-bras, soit ceux du poignet et des doigts, et plus spécifiquement ceux de la préhension (fléchisseur profond et superficiel des doigts) et des déviateurs radiaux (extenseurs radiaux du carpe). Dong et coll. (2004) affirment aussi qu'une rigidité accrue de la paume (écrasement des tissus de la main lors de l'application de force de poussée) diminue 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 des vibrations.

L'analyse des interactions du moment de force avec la force de poussée sur la quantité de vibrations transmise aux membres supérieurs est également intéressante (Figure 19). Ces interactions significatives du coude et du poignet dans l'axe des Z montrent que lorsque le moment de force est maximal (4 Nm) et que la force de poussée est maximale (40 N), la quantité de vibrations transmise est inférieure à la condition 4 Nm-20 N. Or, cela contredit les études de Kihlberg (1995) et Marcotte et coll. (2006), qui affirment que la force de couplage résulte en une impédance mécanique supérieure (donc transmissibilité de vibrations supérieure).

Ceci étant dit, cette expérimentation visait à simuler l'utilisation d'outils vibrants ayant une vibration dominante dans l'axe Z, comme cela est le cas avec les outils à percussion. L'utilisation de tels outils requiert que l'on s'appuie sur la surface de travail. Avec l'appareillage utilisé lors de la présente étude, 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 annulée par l'augmentation de 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 transmise plutôt qu'une augmentation.

4.2.1.3 Fréquence et amplitude de vibration

La Figure 20 décrit l'effet de la fréquence de vibration sur l'amplitude de vibration mesurée aux accéléromètres. L'augmentation de la fréquence, à la hauteur du coude selon l'axe Z, diminue l'amplitude de vibration à 9,55 m/s², 6,60 m/s² et 3,86 m/s² pour respectivement les fréquences de 20, 40 et 65 Hz. Chaque condition est significativement différente des autres (p<0,05). Selon l'axe Y, les valeurs d'amplitude de vibration sont de 1,99 m/s², 1,48 m/s² et 1,06 m/s² pour respectivement les fréquences de 20, 40 et 65 Hz. Le seul écart significatif entre ces valeurs se situe entre les conditions de 20 et 65 Hz (p<0,05).

À la hauteur du poignet, l'augmentation de la fréquence entraîne une hausse suivie d'une baisse des valeurs d'amplitude de vibration dans l'axe de Z. En effet, les accélérations au poignet sont de 8,19 m/s², 10,26 m/s² et 5,58 m/s² pour respectivement les fréquences de 20, 40 et 65 Hz. Chaque condition est significativement différente des autres (p<0,05). En contrepartie, une diminution de l'amplitude de vibration est observée selon l'axe Y à 9,55 m/s², 6,60 m/s² et 3,86 m/s² pour respectivement les fréquences de 20, 40 et 65 Hz. Seulement l'écart entre les conditions de 40-65 Hz n'est pas significatif (p>0,05).

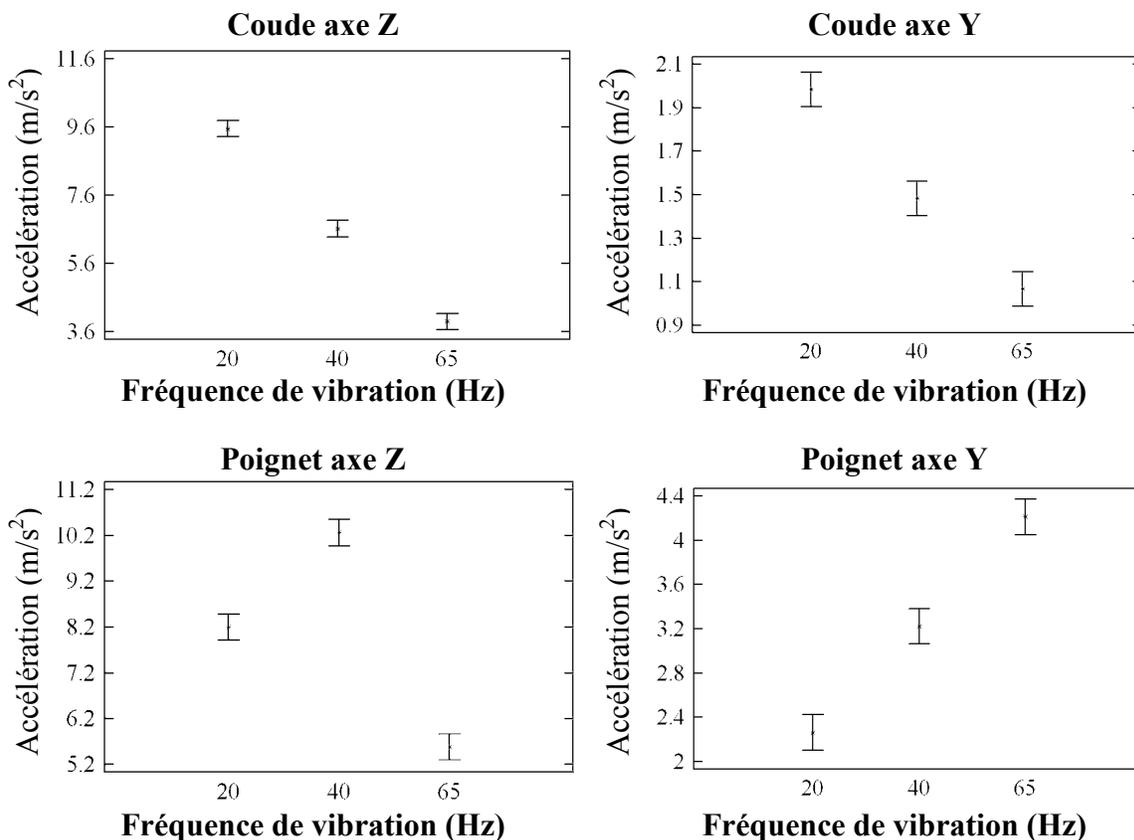


Figure 20 Amplitude de vibration (m/s²) en fonction de la fréquence de vibration

La Figure 21 regroupe les graphiques illustrant l'effet de l'amplitude de vibration à la poignée sur les accélérations mesurées au poignet et au coude. Les accélérations mesurées au poignet et au coude montrent des résultats significatifs et ce, dans les deux axes.

On observe, pour le coude dans l'axe Z, que les accélérations mesurées sont de $4,23 \text{ m/s}^2$ pour la condition à $2,5 \text{ m/s}^2$, $6,13 \text{ m/s}^2$ pour la condition à 5 m/s^2 et $9,66 \text{ m/s}^2$ lors de la condition à 10 m/s^2 . Chaque valeur est significativement différente des autres ($p < 0,05$). Dans l'axe Y, les accélérations mesurées sont de $0,95 \text{ m/s}^2$ pour la condition à $2,5 \text{ m/s}^2$, $1,35 \text{ m/s}^2$ pour la condition à 5 m/s^2 et $2,24 \text{ m/s}^2$ pour la condition à 10 m/s^2 . Chaque valeur est significativement différente des autres ($p < 0,05$).

Les accélérations mesurées au poignet dans l'axe Z sont de $3,87 \text{ m/s}^2$, $6,96 \text{ m/s}^2$ et $13,2 \text{ m/s}^2$ pour respectivement les accélérations à la poignée de $2,5 \text{ m/s}^2$, 5 m/s^2 et 10 m/s^2 . Chaque valeur est significativement différente des autres ($p < 0,05$). Quant aux accélérations mesurées dans l'axe Y, elles sont de $4,23 \text{ m/s}^2$, $6,13 \text{ m/s}^2$ et $9,66 \text{ m/s}^2$ pour respectivement les amplitudes de $2,5 \text{ m/s}^2$, 5 m/s^2 et 10 m/s^2 . Chaque valeur est significativement différente des autres ($p < 0,05$).

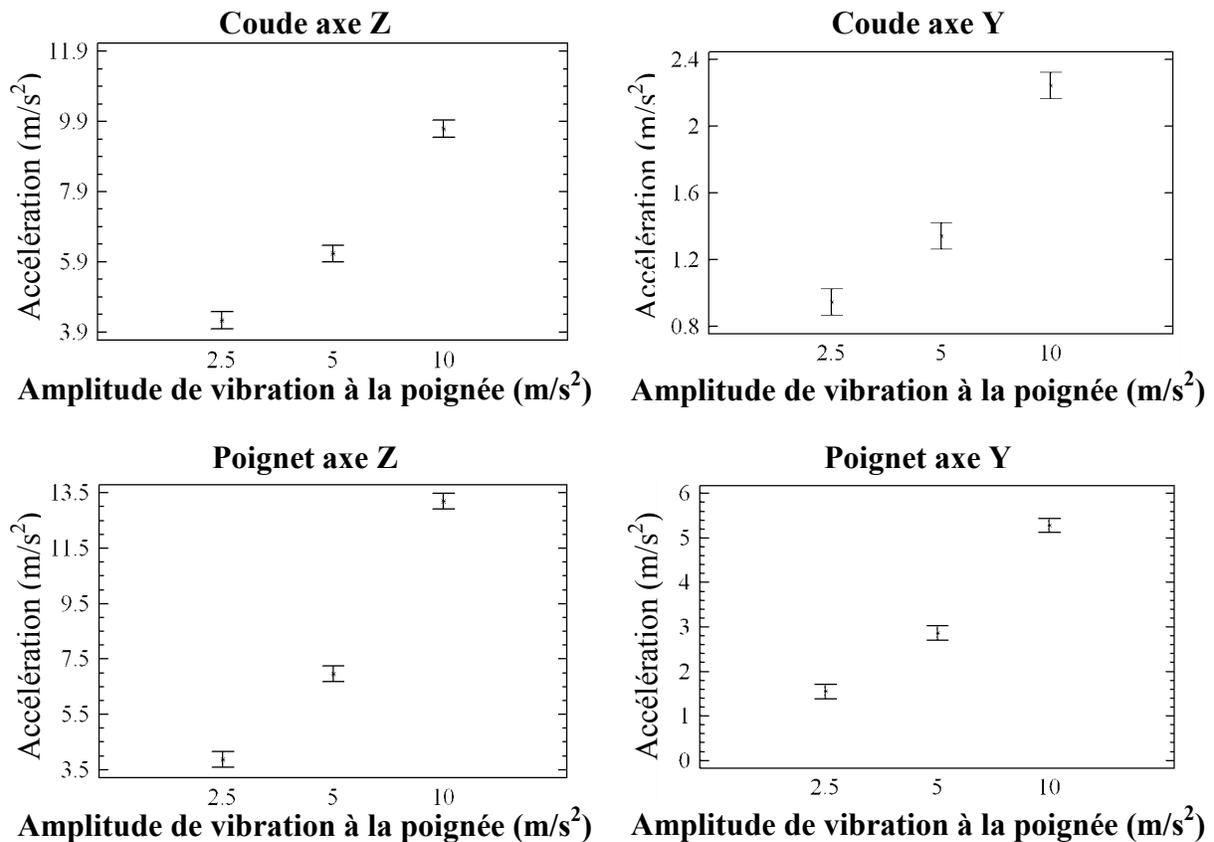


Figure 21 Amplitudes de vibration (m/s²) au coude et au poignet en fonction de l'amplitude de vibration à la poignée (m/s²)

4.2.1.3.1 Effets d'interaction

La Figure 22 présente l'interaction entre le moment de force et l'accélération à la poignée sur l'accélération transmise au coude dans l'axe des Z. Peu importe le moment de force, l'amplitude de 10 m/s² entraîne la plus grande quantité de vibrations transmises avec 8,28, 9,53 et 11,19 m/s² pour respectivement les moments de force de 1, 2 et 4 Nm.

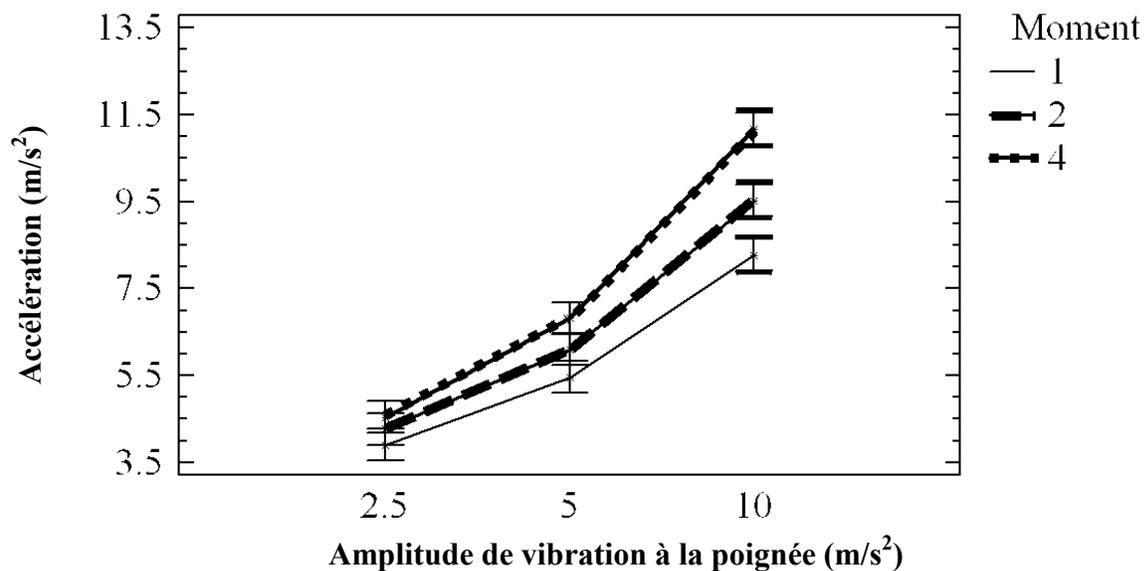


Figure 22 Interaction entre l'amplitude de vibration (m/s^2) à la poignée et le moment de force (Nm) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) au coude dans l'axe des Z

Par ailleurs, la Figure 23 présente le moment de force en interaction avec la fréquence de vibration sur l'accélération mesurée au coude dans l'axe des Z. La fréquence de 20 Hz occasionne une transmission de vibration plus grande que la fréquence de 40 Hz, elle-même associée à une plus grande transmission que la fréquence de 65 Hz. Par ailleurs, plus le moment de force augmente, plus la transmission des vibrations s'accroît. Par exemple, les valeurs d'accélération pour le moment de 1 Nm sont de $8,88 \text{ m/s}^2$ à 20 Hz, contre $5,44 \text{ m/s}^2$ à 40 Hz et $3,31 \text{ m/s}^2$ à 65 Hz. Par ailleurs, à 20 Hz, les valeurs sont de 8,88, 9,65 et 10,11 m/s^2 pour respectivement les moments de force de 1, 2 et 4 Nm.

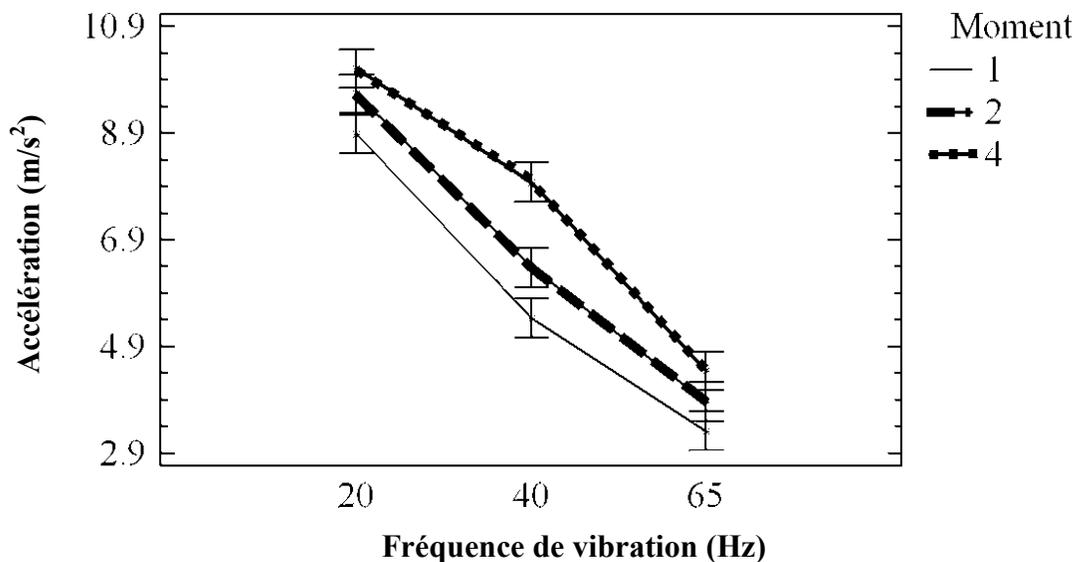


Figure 23 Interaction entre la fréquence de vibration (Hz) et le moment de force (Nm) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) au coude dans l'axe des Z

La Figure 24 illustre l'interaction entre les variables moment de force et amplitude de vibration à la poignée sur l'accélération mesurée au poignet dans l'axe des Z. Encore une fois, on constate que pour une augmentation du moment de force, l'amplitude de vibration de 10 m/s^2 entraîne une plus grande quantité de vibrations transmises au poignet. Par exemple, pour l'amplitude de 10 m/s^2 , on obtient des accélérations de $11,36 \text{ m/s}^2$, $13,34 \text{ m/s}^2$ et $14,92 \text{ m/s}^2$ pour respectivement les moments de force de 1, 2 et 4 Nm, tandis qu'à 5 m/s^2 d'amplitude, on observe plutôt des accélérations de $6,18$, $6,93$ et $7,76 \text{ m/s}^2$ pour respectivement les mêmes moments de force.

La figure 25 décrit l'interaction entre les variables de moment de force et de fréquence de vibration sur l'amplitude de vibration mesurée à l'accéléromètre du poignet dans l'axe des Z. On constate que la fréquence de 65 Hz entraîne une quantité de vibrations transmises inférieure à la fréquence de 20 Hz , elle-même entraînant une transmission des vibrations inférieure par rapport à la fréquence 40 Hz . Le moment de force accentue l'écart entre les fréquences. Par exemple, à 1 Nm , on observe des accélérations de $7,89$, $8,51$ et $4,55 \text{ m/s}^2$ pour respectivement les fréquences de 20 , 40 et 65 Hz , tandis que pour 4 Nm , on parle d'amplitudes de vibration de $8,46$, $11,90$ et $6,62 \text{ m/s}^2$ pour respectivement les mêmes fréquences.

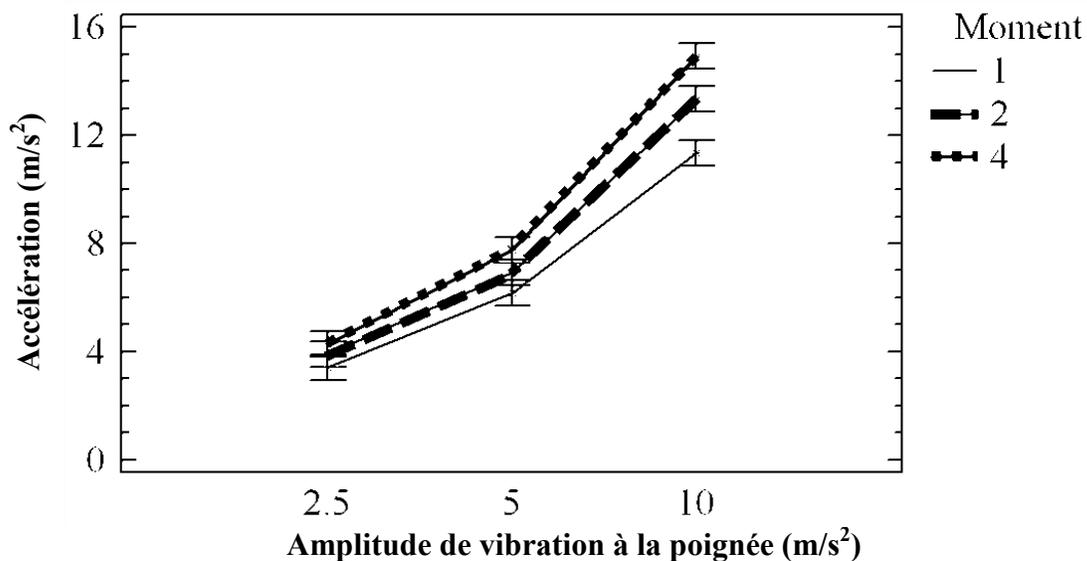


Figure 24 Interaction entre l'amplitude de vibration à la poignée (m/s^2) et le moment de force (Nm) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) pour le poignet dans l'axe des Z

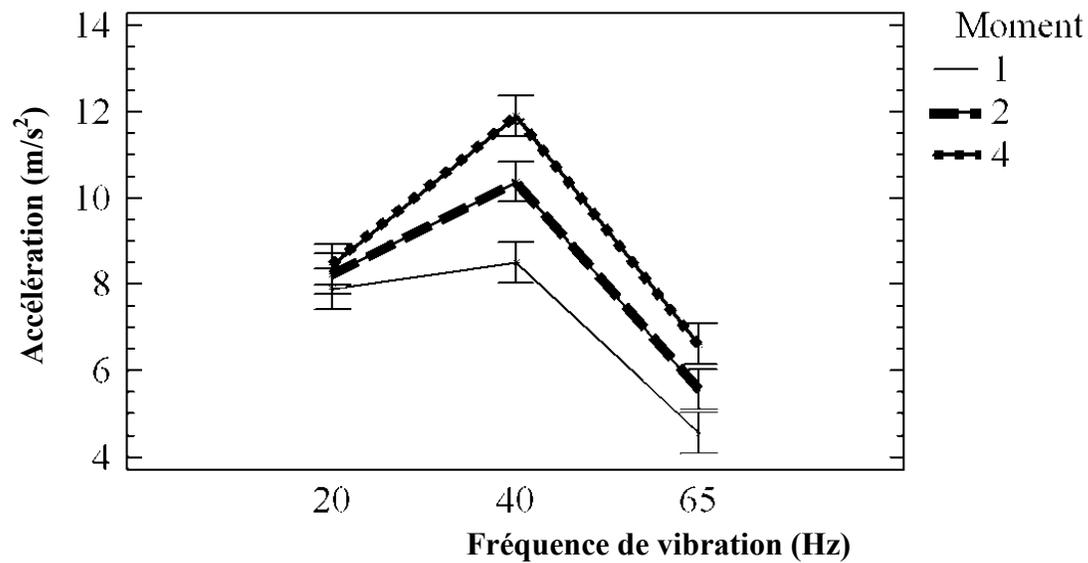


Figure 25 Interaction entre le moment de force (Nm) et la fréquence de vibration (Hz) sur l'amplitude de vibration pour le poignet (m/s^2) dans l'axe des Z

La Figure 26 illustre l'interaction entre la force de poussée et la fréquence de vibration sur l'amplitude de vibration au poignet dans l'axe des Z. On observe que la force de poussée la plus élevée, pour la fréquence de 40 Hz, entraîne l'accélération au poignet la plus élevée. Par exemple, pour 40 Hz, on observe des amplitudes de vibration de 9,77, 10,41 et 10,60 m/s^2 pour respectivement les forces de poussée de 0, 20 et 40 N. À 40 N de poussée, on observe des amplitudes de vibration de 7,88 m/s^2 à 20 Hz, 10,6 m/s^2 à 40 Hz et 5,8 m/s^2 à 65 Hz.

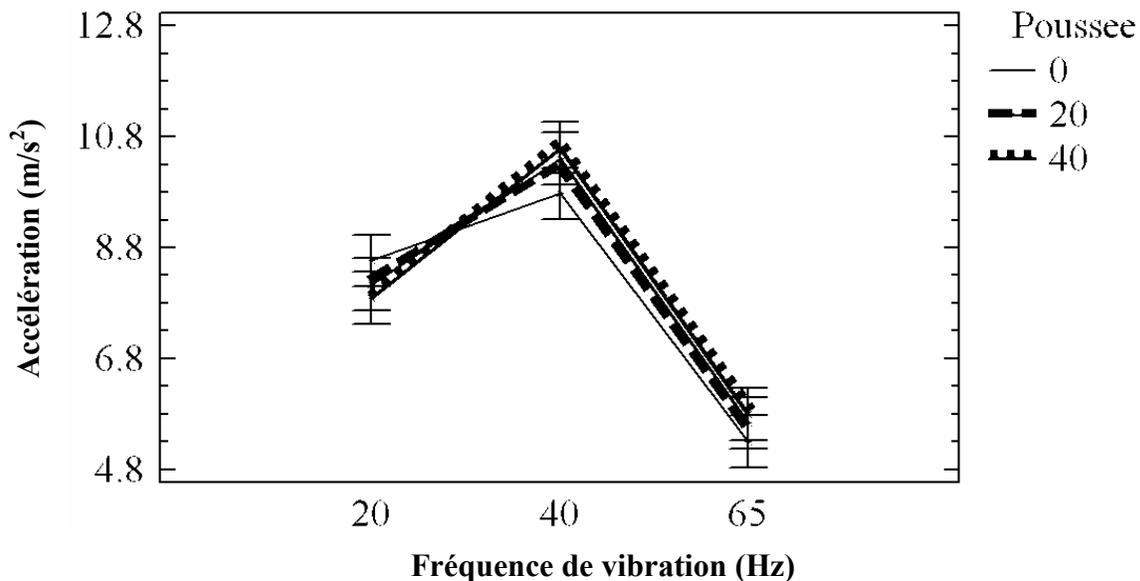


Figure 26 Interaction entre la force de poussée (N) et de la fréquence de vibration (Hz) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) pour le poignet dans l'axe des Z

La Figure 27 présente l'interaction de l'amplitude et de la fréquence de vibration sur l'accélération au poignet dans l'axe Z. Outre l'augmentation de l'accélération au poignet avec l'augmentation de l'amplitude générée à la poignée, on constate que la fréquence de 40 Hz entraîne l'accélération transmise la plus élevée, suivie de 20 Hz, elle-même suivie de 65 Hz. À 10 m/s², on observe les niveaux de vibration suivants : 17,0 m/s² à 40 Hz, 14,0 m/s² à 20 Hz et 8,7 m/s² à 65 Hz.

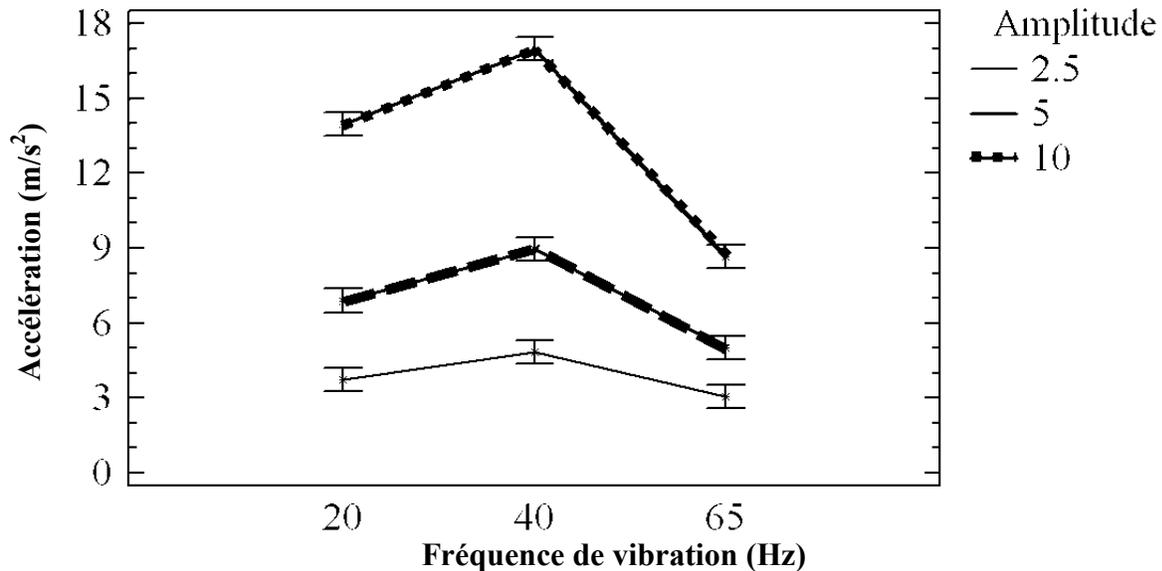


Figure 27 Interaction entre l'amplitude de vibration (m/s²) et la fréquence de vibration (Hz) sur l'amplitude de vibration (m/s²) au le poignet dans l'axe des Z

L'interaction entre les facteurs de moment de force et d'amplitude de vibration sur l'amplitude de vibration au poignet dans l'axe des Y est présenté à la Figure 28. L'amplitude de 10 m/s² occasionne la plus grande transmission de vibration qui croît en fonction du moment. À 10 m/s², on observe des accélérations de 4,44 m/s², 5,56 m/s² et 5,85 m/s² pour respectivement les moments de force de 1, 2 et 4 Nm.

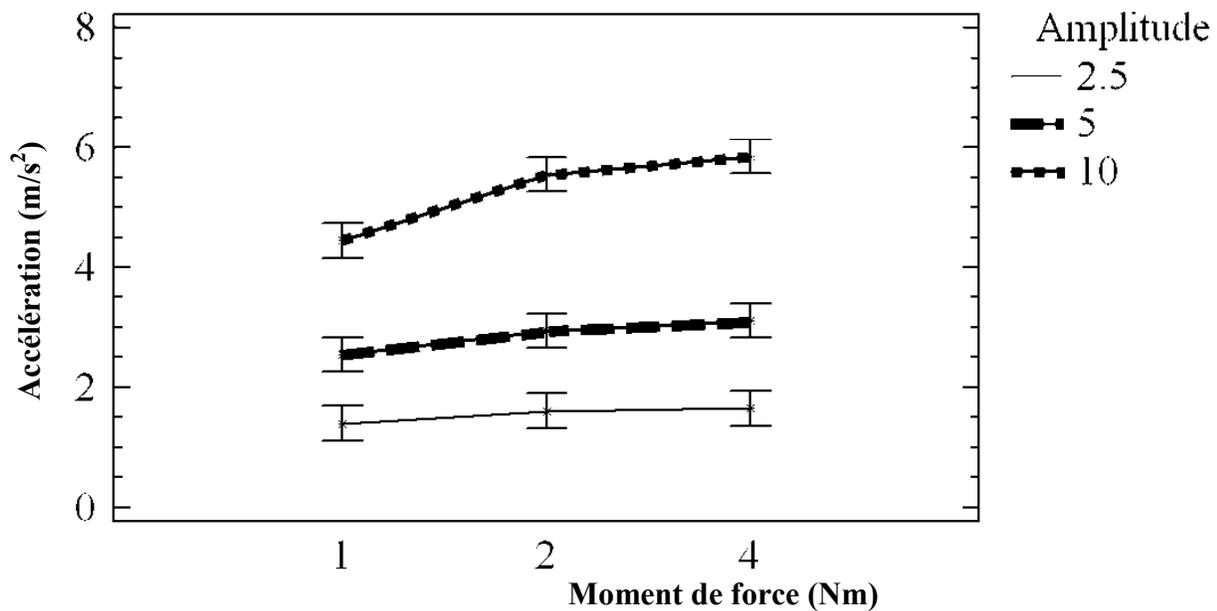


Figure 28 Interaction entre le moment de force (Nm) et l'amplitude de vibration (m/s^2) sur l'amplitude de vibration au poignet (m/s^2) dans l'axe des Y

La Figure 29 présente l'interaction entre le moment de force et la fréquence de vibration sur l'amplitude de vibration au poignet dans l'axe des Y. Il est étonnant de constater que l'accélération, selon l'axe Y, réagit différemment en fonction du moment de force selon la fréquence. Seule la fréquence de 65 Hz est associée à une croissance de l'accélération en fonction du moment de force, avec des amplitudes de 3,2, 4,3 et 5,2 m/s^2 pour respectivement les moments de force de 1, 2 et 4 Nm. La fréquence de 40 Hz est plutôt associée à des amplitudes de 2,8 m/s^2 à 1 Nm, 3,6 m/s^2 à 2 Nm et 3,4 m/s^2 à 4 Nm.

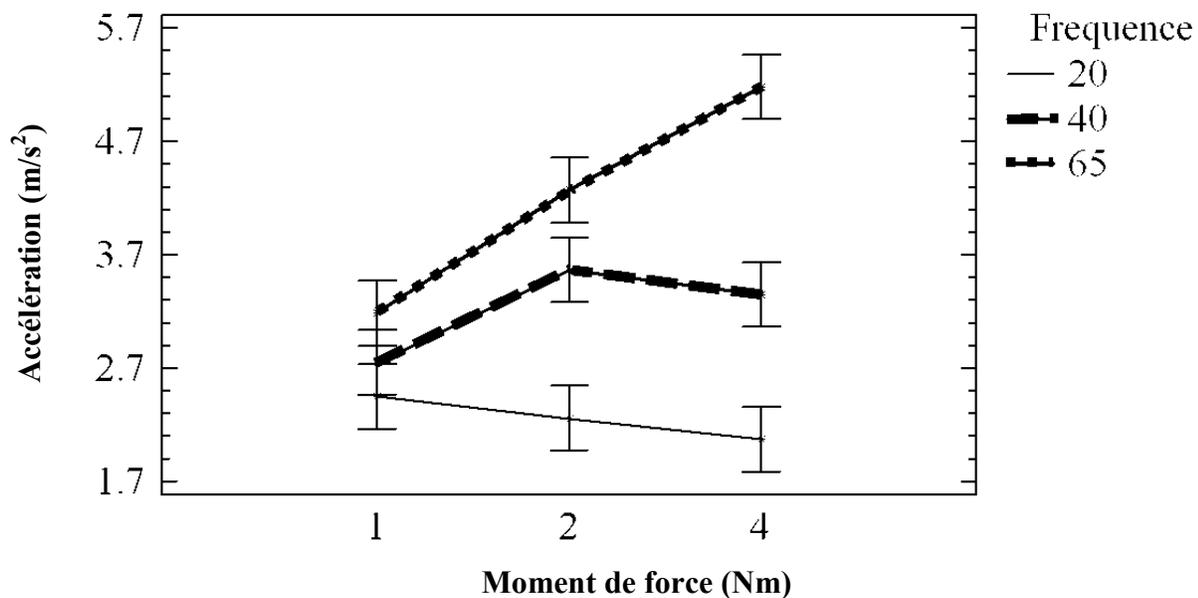


Figure 29 Interaction entre le moment de force (Nm) et la fréquence de vibration (Hz) sur l'amplitude de vibration (m/s^2) au poignet dans l'axe des Y

À la suite de l'analyse de ces résultats, la première constatation est qu'une hausse de l'amplitude de vibration résulte en une augmentation des vibrations transmises au poignet et au coude, et ceci, dans les deux axes Z et Y. Des résultats similaires ont été observés par quelques auteurs (Kihlberg, 1995 ; Dewangan et Tewari, 2009) pour des poignées d'outils vibrants.

La valeur de l'amplitude peut cependant surprendre : on observe que, dans certains cas, l'amplitude mesurée par les accéléromètres au poignet et au coude est plus élevée que l'amplitude générée à la poignée. C'est ce que l'on remarque à la Figure 27, concernant l'interaction de l'amplitude et de la fréquence de vibration sur l'accélération au poignet dans l'axe Z. Lorsque l'amplitude à la poignée est de 10 m/s^2 pour une fréquence de 40 Hz, on observe une accélération de 17 m/s^2 , soit 70 % de plus. Ces résultats sont en accord avec ceux d'Adewusi et coll. (2010). Deux raisons peuvent expliquer ce phénomène. D'une part, la résonance peut créer une amplification de l'amplitude de vibration. Toutefois, toujours en se fiant à la Figure 27, on remarque que même des fréquences n'étant pas décrites comme étant dans la fourchette de la fréquence de résonance du système main-bras entraînent des amplitudes au poignet supérieures à celles de la poignée. Par exemple, pour l'amplitude de 10 m/s^2 à 20 Hz, l'amplitude transmise est de $14,0 \text{ m/s}^2$, soit 40 % de plus que la quantité de vibrations émise par la poignée. Outre le phénomène de résonance, l'autre raison pouvant expliquer ce phénomène serait l'installation des accéléromètres.

Ces derniers sont fixés sur la peau à l'aide de bracelets en velcro, ce qui crée une interface élastique entre l'accéléromètre et les os (le principal médium de transmission de vibration). Nigg et coll. (1994) ont observé que la peau peut amplifier l'amplitude de vibration, phénomène qu'ils expliquent par le fait que la peau provoque un effet de « fouet » qui augmente l'amplitude mesurée par l'accéléromètre. Remarquons toutefois que Nigg et coll. (1994) ont effectué cette étude dans un contexte de forces d'impact (situation de forte amplitude et de basse fréquence), et non de vibration continue. De plus, leur accéléromètre était seulement collé sur la peau, tandis que dans la présente étude il est rigidement fixé autour du poignet à l'aide de bracelets en velcro.

Par ailleurs, on observe que dans l'axe des Z (axe principal de vibration), c'est à 40 Hz que l'on note la plus grande amplitude de vibration. Cela est consistant avec les observations de Pyykkö et coll. (1976), Kihlberg (1995), Dong et coll. (2004) et Marcotte et coll. (2006) qui affirment que la fréquence de résonance du poignet se situe entre 30 et 50 Hz. Il est cependant intéressant de constater que dans l'axe des Y (axe vertical, secondaire), c'est la condition à 65 Hz qui entraîne le maximum d'amplitude de vibration, suivi de 40 puis de 20 Hz. Ces auteurs ne décrivent pas exactement l'atténuation des vibrations par le poignet selon cet axe : on aurait pu s'attendre à avoir la valeur d'amplitude de vibration la plus élevée à 40 Hz, comme dans l'axe Z. En ce qui concerne le coude, on remarque que la fréquence ayant le plus d'impact en termes de transmission des vibrations est celle de 20 Hz, suivie de celles de 40 et de 65 Hz et ce, tant dans l'axe Z que dans l'axe Y. Cette tendance est donc différente de celle au poignet, où la fréquence de résonance est inconsistante entre les différents axes. Selon Dong et coll. (2007), la fréquence de résonance du coude et de l'humérus se situe sous la barre des 25 Hz. Toutefois, dans leur modélisation, Dong et coll. (2007) regroupent la paume et l'avant-bras dans le même système. 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, lui, est doté d'un plus grand volume de tissus musculaires, qui peuvent contribuer à mieux absorber les vibrations. Cela rejoindrait les conclusions de l'étude de Sörensson et Burström (1997), qui ont

eux aussi observé une transmission supérieure des vibrations à 20 Hz au coude lorsque les participants saisissaient une poignée vibrante.

4.2.2 Influence des variables étudiées sur la sollicitation musculaire

Cette section présente les différentes valeurs obtenues lors de la sollicitation musculaire des neuf muscles étudiés. Les effets principaux seront initialement présentés, suivis par les interactions doubles. Il est à noter que pour chacun des muscles étudiés, il s'agit des pourcentages de la contraction volontaire maximale moyennés (% CVM moy) sur tous les sujets. D'ailleurs, le Tableau 24 présente les valeurs ANOVA des différents muscles en fonction des cinq variables indépendantes (voir l'Annexe A).

4.2.2.1 Paramètres biomécaniques

La section suivante décrit les résultats électromyographiques obtenus en fonction des différentes forces biomécaniques appliquées, soient le moment de force au poignet et la force de poussée (dans l'axe de l'avant-bras). La Figure 30 regroupe les graphiques traitant de l'effet significatif du moment de force sur les pourcentage de contraction volontaire maximale (% CVM) de tous les muscles. Ces résultats sont présentés de façon synthétique au Tableau 14. Pour l'ensemble de ces muscles, tous les écarts entre les différents niveaux de moment de force sont significatifs ($p < 0,05$).

La force de poussée est significative pour les cinq muscles : les quatre muscles de l'épaule et l'extenseur commun des doigts. Par ailleurs, la Figure 31 regroupe les cinq graphiques décrivant les effets de la force de poussée sur ces muscles. Ces résultats sont présentés de façon synthétique au Tableau 15. Pour le trapèze, l'écart entre les forces de 20 et 40 N n'est pas significatif, les autres le sont ($p < 0,05$). En ce qui a trait au deltoïde antérieur, toutes les valeurs présentent un écart significatif entre elles ($p < 0,05$). Pour le biceps brachial, l'écart entre 20 et 40 N de force de poussée n'est pas significatif, tandis que les autres écarts le sont ($p < 0,05$). Au regard du triceps brachial, tous les écarts sont significatifs ($p < 0,05$). Pour le seul muscle de l'avant-bras réagissant à la force de poussée, l'extenseur commun des doigts, les écarts entre les forces 0-20 N et 0-40 N sont significatifs ($p < 0,05$), mais pas celui entre 20 et 40 N.

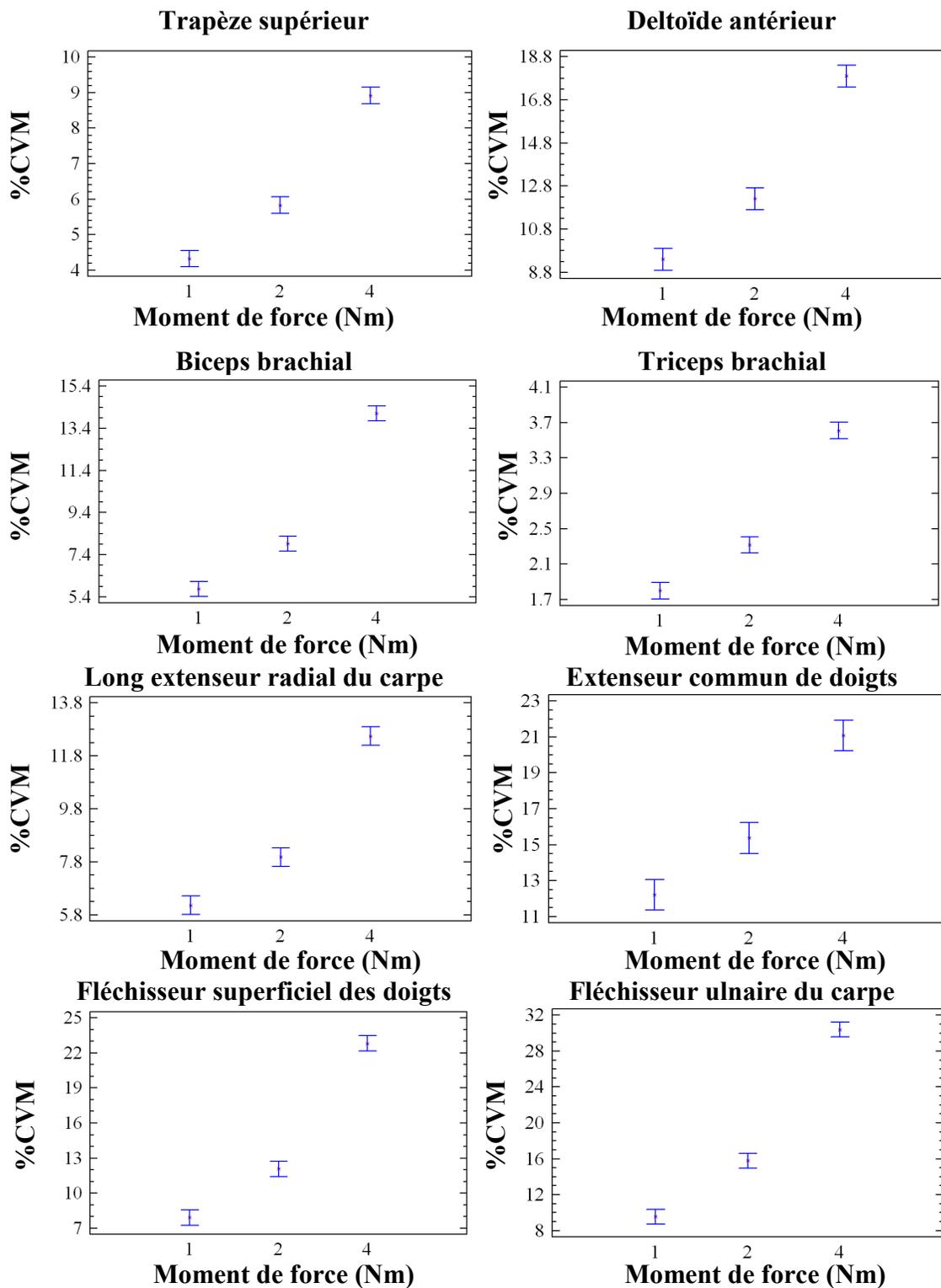


Figure 30 Pourcentages de contraction volontaire maximale de l'ensemble des muscles en fonction du moment de force (Nm)

Tableau 14 Pourcentages de contraction volontaire maximale en fonction du moment de force au poignet

Muscle	Moment (Nm)	% CVM
Trapèze supérieur	1	4,3
	2	5,8
	4	8,9
Deltoïde antérieur	1	9,4
	2	12,2
	4	17,9
Biceps brachial	1	5,7
	2	7,9
	4	14,1
Triceps brachial	1	1,8
	2	2,3
	4	3,6
Extenseur radial du carpe	1	6,2
	2	8,0
	4	12,5
Extenseur commun des doigts	1	12,2
	2	15,4
	4	19,1
Fléchisseur des doigts	1	7,9
	2	12,1
	4	22,8
Fléchisseur ulnaire du carpe	1	9,6
	2	15,8
	4	30,4

**Tableau 15 Pourcentages de contraction volontaire maximale en fonction de la force de
 poussée**

Muscle	Poussée (N)	% CVM
Trapèze supérieur	0	5,7
	20	6,5
	40	6,9
Deltoïde antérieur	0	8,9
	20	13,1
	40	17,5
Biceps brachial	0	8,5
	20	9,3
	40	10,0
Triceps brachial	0	2,4
	20	2,5
	40	2,8
Extenseur commun des doigts	0	12,8
	20	16,8
	40	19,1

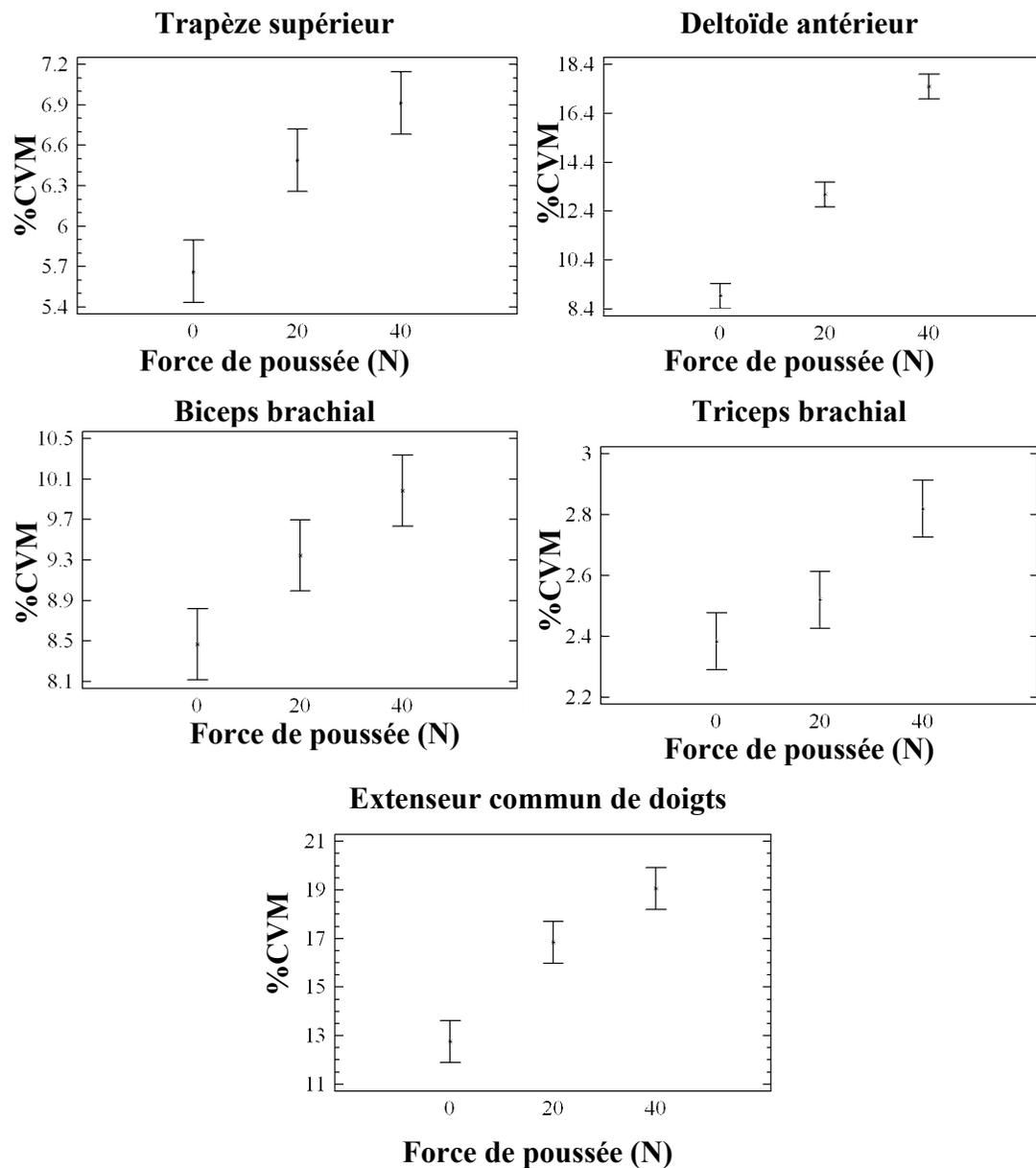


Figure 31 Pourcentages de contraction volontaire maximale des muscles en fonction de la force de poussée (N)

4.2.2.1.1 Effets d'interaction

La Figure 32 décrit l'interaction significative ($p < 0,05$) de la force de poussée et du moment de force sur le % CVM du deltoïde antérieur. Lorsque ces paramètres augmentent, on constate une augmentation du % CVM. Par exemple, le % CVM pour la combinaison de 20 N-2 Nm est de 12,1 % ; 16,5 % pour la combinaison 40 N-2 Nm et 17,7 % pour 20 N-4 Nm. La valeur la plus élevée est celle associée aux forces les plus élevées, soit 22,6 % pour la combinaison 40 N-4 Nm.

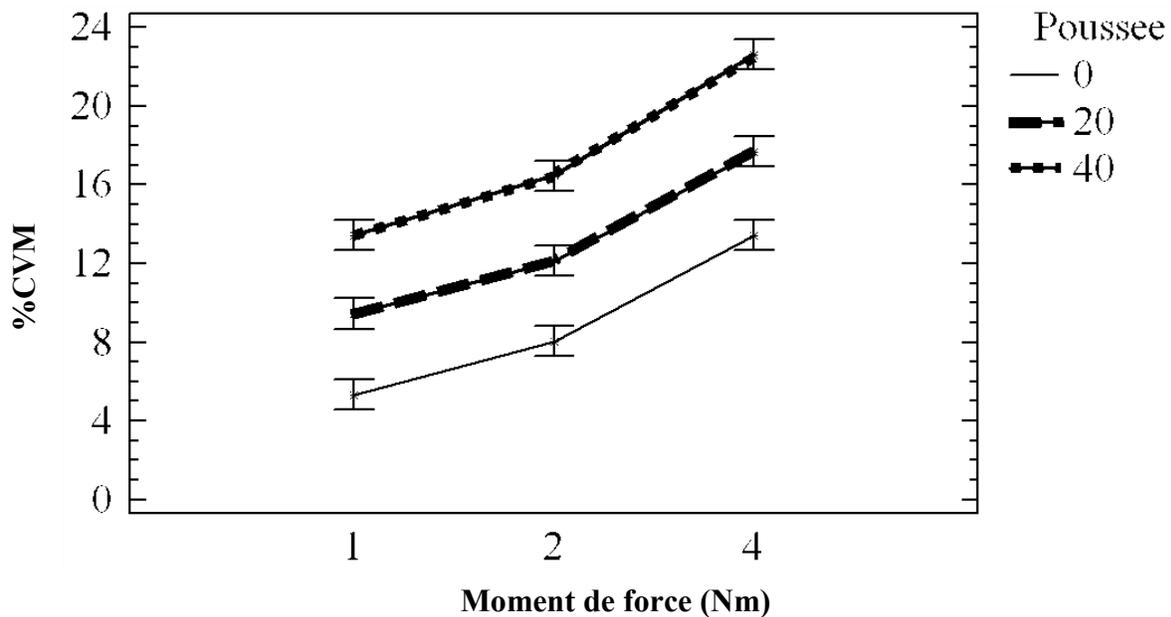


Figure 32 Interaction entre la force de poussée (N) et le moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale du deltoïde antérieur

La Figure 33 décrit l'interaction significative ($p < 0,05$) des variables de force de poussée et de moment de force sur le % CVM du biceps brachial. On constate que le moment de force semble avoir une influence plus grande que la force de poussée. Par exemple, à 20 N de poussée, les % CVM sont de 5,9 % à 1 Nm, 8,2 % à 2 Nm et 14 % à 4 Nm. Cependant, à 2 Nm, les valeurs du % CVM sont de 7,1 %, 8,2 % et 8,5 % pour des forces de poussée de 0, 20 et 40 N, respectivement.

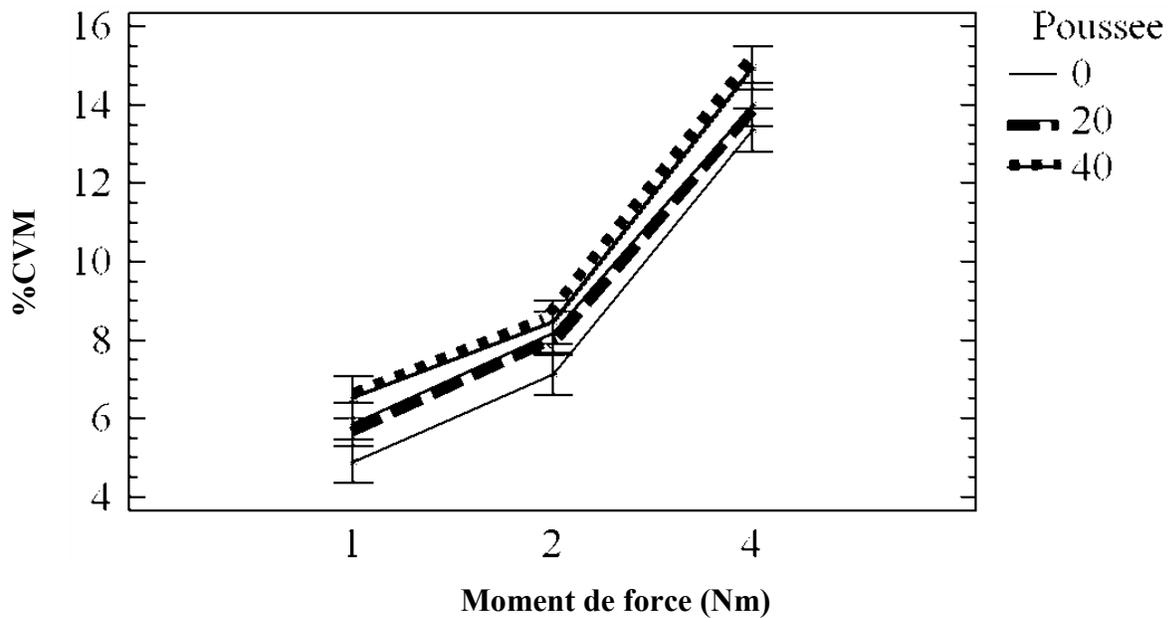


Figure 33 Interaction entre la force de poussée (N) et le moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale du biceps brachial

La Figure 34 décrit l'interaction significative ($p < 0,05$) de la force de poussée et du moment de force sur le % CVM du triceps brachial. L'augmentation de ces paramètres cause une augmentation du % CVM. Par exemple, pour la combinaison 20 N – 2 Nm, on observe un % CVM de 2,3 %, de 2,5 % pour 40 N – 2 Nm, de 3,6 % pour 20 N – 4 Nm et de 3,9 % pour la combinaison de 40 N – 4 Nm.

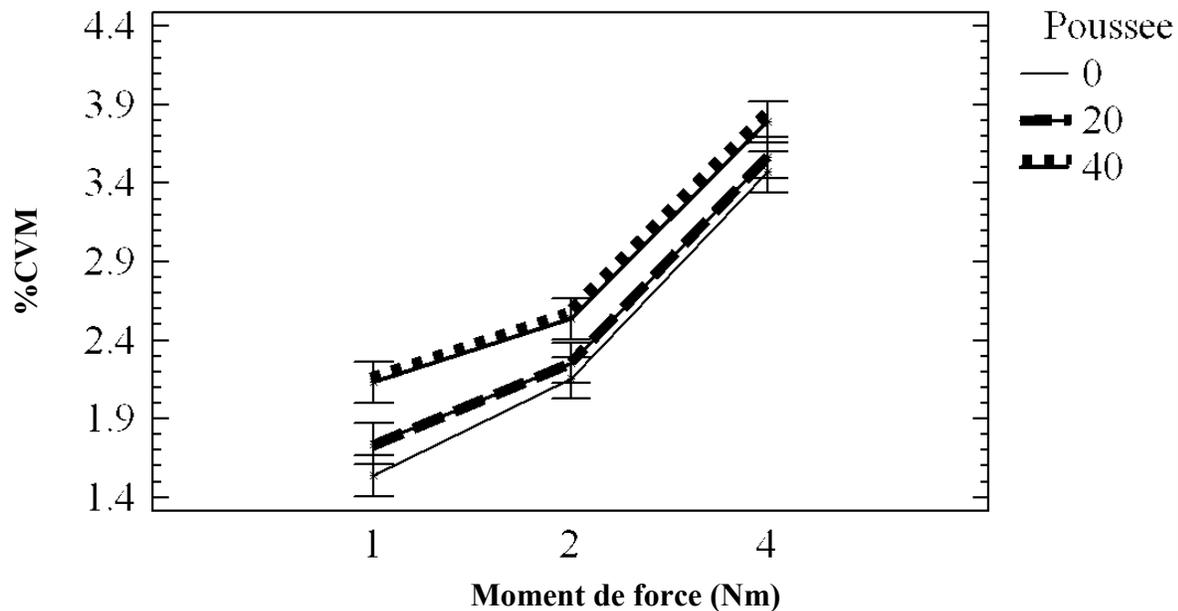


Figure 34 Interaction entre la force de poussée (N) et le moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale du triceps brachial

La Figure 35 présente l'interaction significative ($p < 0,05$) des variables de force de poussée et de moment de force sur le % CVM du long extenseur radial du carpe. De façon similaire aux muscles fléchisseurs du coude, on observe une augmentation du % CVM avec une augmentation de ces paramètres. Pour la force de poussée de 20 N, par exemple, les valeurs de % CVM sont de 6,0, 8,2 et 12,7 % pour les moments de force de 1, 2 et 4 Nm, respectivement. Pour le moment de force de 2 Nm, les valeurs de % CVM sont de 7,0 % à 0 N, 8,2 % à 20 N et 8,7 % à 40 N de force de poussée. La valeur maximale de % CVM est de 13,1 % et est atteinte pour la combinaison 40 N – 4 Nm.

La figure 36 présente l'interaction significative ($p < 0,05$) entre la force de poussée et le moment de force sur le % CVM du muscle extenseur commun des doigts. On observe que lorsque les valeurs de ces variables biomécaniques augmentent, les % CVM s'accroissent également. À 4 Nm, les % CVM sont de 18,3 % à 0 N, 21,4 % à 20 N et 23,5 % à 40 N de force de poussée. À 40 N de force de poussée, les % CVM sont de 15,8, 18,0 et 23,5 % pour respectivement les moments de force de 1, 2 et 4 Nm.

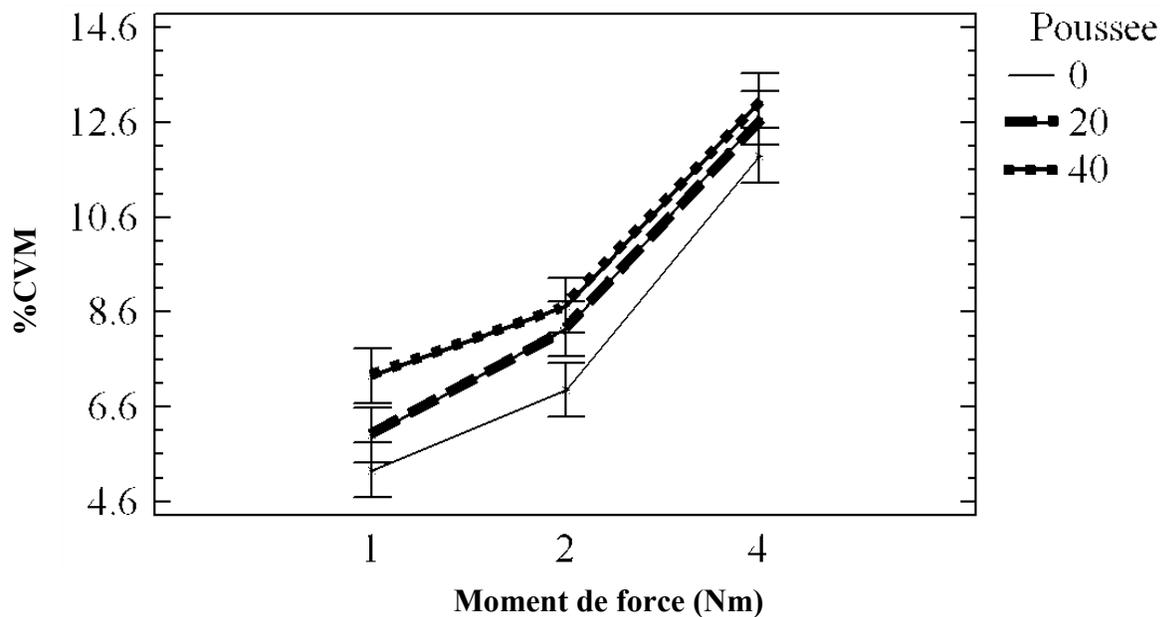


Figure 35 Interaction entre la force de poussée (N) et le moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale du muscle long extenseur radial du carpe

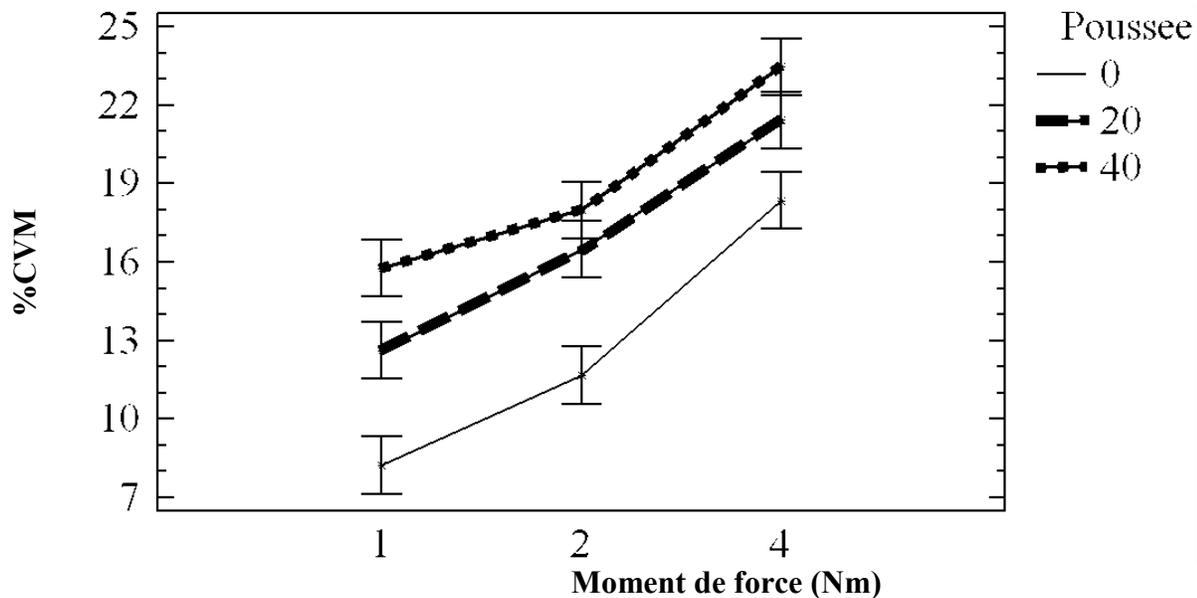


Figure 36 Interaction entre la force de poussée (N) et le moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale muscle extenseur commun des doigts

Peu d'études ont examiné les effets des forces et des moments de force exercés par le travailleur sur l'activité musculaire en présence de vibrations. Hartung et coll. (1993) ont observé une augmentation de l'activité électrique du fléchisseur des doigts pour une force de préhension plus

élevée. Ils ont aussi noté que l'activité électrique du biceps et du triceps augmente avec la force de poussée. C'est le constat qui se dégage généralement lors de l'analyse des résultats obtenus dans la présente étude: le % CVM augmente lorsque le moment de force ou la force de poussée s'accroît. Le moment de force se révèle 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 ayant 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 appliquée causerait une adduction, c'est 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 la force de préhension requise par l'augmentation du moment de force pour empêcher la poignée instrumentée de glisser 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 coll. (1993), Gurram et coll. (1995a) ont aussi observé que pour une augmentation de la force de préhension, le fléchisseur superficiel des doigts augmente son taux de contraction.

Les cas du triceps brachial (3,6 % CVM à 4 Nm), de l'extenseur commun des doigts (19 % CVM à 4 Nm) et du fléchisseur ulnaire du carpe (30 % CVM à 4 Nm) sont plus surprenants, étant donné qu'ils ne sont théoriquement pas des mobilisateurs primaires du mouvement contribuant à annuler la force de rotation causée par le moment de force. Ces résultats peuvent s'expliquer entre autres à l'aide du phénomène de cocontraction. Ce phénomène apparaît lors d'efforts isométriques 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 regard de la force de poussée, on observe une tendance voulant que son augmentation se traduise par une augmentation du % CVM, du moins pour les muscles de l'épaule, du coude et de 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 pour le 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 poussée génère une force de friction entre la poignée et la main, ce qui favorise le désengagement des muscles de l'avant-bras.

Le trapèze supérieur, par exemple, présente une réponse significative du % CVM en présence d'une force de poussée. Cependant, sa faible implication (5,7 % à 0 N versus 6,9 % à 40 N) 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 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 40 N de force de poussée (9,3 et 10 % contre 8,5 % à 0 N). L'implication limitée du triceps brachial, tant par l'écart non-significatif entre 0 et 20 N de force de poussée que par le % CVM presque négligeable (2,8 % à 40 N) est étonnant. Intuitivement, le triceps semble être le muscle qui serait le plus sollicité dans la tâche de poussée. Cependant, pour l'angle de 0° à l'épaule, couplé à un angle de 90 degrés de flexion du coude, le triceps brachial ne semble pas générer de force. La force principalement exercée dans l'axe de l'avant-bras sur la poignée ne semble pas créer de force de rotation vers l'extension du coude. C'est possiblement pourquoi Hartung et coll. (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, celui-ci a réagi à la force externe.

L'implication du muscle extenseur commun des doigts (12,8 % à 0 N et 19,1 % à 40 N) 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 coll. (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 préhension de la poignée. Les participants avaient pour instruction de garder leur paume alignée avec l'avant-bras. Cependant, comme le soulignent Seo et coll. (2008), dans une telle tâche de poussée, le poignet a tendance à fléchir légèrement, car c'est dans cette posture du poignet qu'une 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 consigne. Par ailleurs, 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.

En ce qui a trait à l'interaction entre le moment de force et la force de poussée sur la contraction musculaire, des effets statistiquement significatifs ont été obtenus sur cinq muscles. 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, et ces résultats sont présentés aux Figures 32 à 36. Les résultats obtenus pour ces muscles démontrent que l'interaction entre ces deux variables augmente considérablement la sollicitation musculaire. L'absence du trapèze au chapitre des interactions va dans le sens de ce qui a été exprimé plus tôt, comme quoi ce muscle joue un rôle mineur dans le déploiement de la force de poussée.

4.2.2.2 Amplitude et fréquence de vibration

Cette section se rapporte aux Figures 37 à 40, qui décrivent l'influence des variables amplitude et fréquence de vibration sur le % CVM des différents muscles étudiés. On y retrouve tant des effets principaux que des effets d'interaction. 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 37 regroupe les sept graphiques présentant les effets significatifs de la fréquence de vibration sur le % CVM. Le seul muscle n'ayant pas eu d'effet significatif causé par la fréquence de vibration est l'extenseur commun des doigts. Ces valeurs sont résumées au tableau 16.

Tableau 16 Pourcentages de la contraction volontaire maximale obtenus selon la fréquence de vibration

Muscle	Fréquence (Hz)	% CVM
Trapèze supérieur	20	5,9
	40	6,4
	65	6,8
Deltoïde antérieur	20	12,6
	40	13,6
	65	13,3
Biceps brachial	20	8,5
	40	9,2
	65	10,1
Triceps brachial	20	2,3
	40	2,6
	65	2,8
Extenseur radial du carpe	20	8,7
	40	8,8
	65	9,2
Fléchisseur superficiel des doigts	20	13,2
	40	14,6
	65	15,1
Fléchisseur ulnaire du carpe	20	17,0
	40	19,2
	65	19,6

Au regard du trapèze supérieur, chaque écart est significatif ($p < 0,05$). Pour le deltoïde antérieur, l'écart entre les fréquences de 40 et 65 Hz n'est pas significatif, alors que les autres écarts le sont ($p < 0,05$). Pour le biceps brachial, l'écart entre 20 et 40 Hz n'est pas significatif tandis que les autres le sont ($p < 0,05$). Pour le triceps brachial, seul l'écart entre 40 et 65 Hz n'est pas significatif ($p > 0,05$). Pour le muscle long extenseur radial du carpe, seul l'écart entre 20 et 40 Hz n'est pas significatif ($p < 0,05$). En ce qui concerne le fléchisseur superficiel des doigts, l'écart entre 40 et 65 Hz n'est pas significatif, mais tous les autres le sont ($p < 0,05$). Finalement, pour le fléchisseur ulnaire du carpe (Figure 37), tous les écarts sont significatifs ($p < 0,05$), sauf celui entre 40 et 65 Hz.

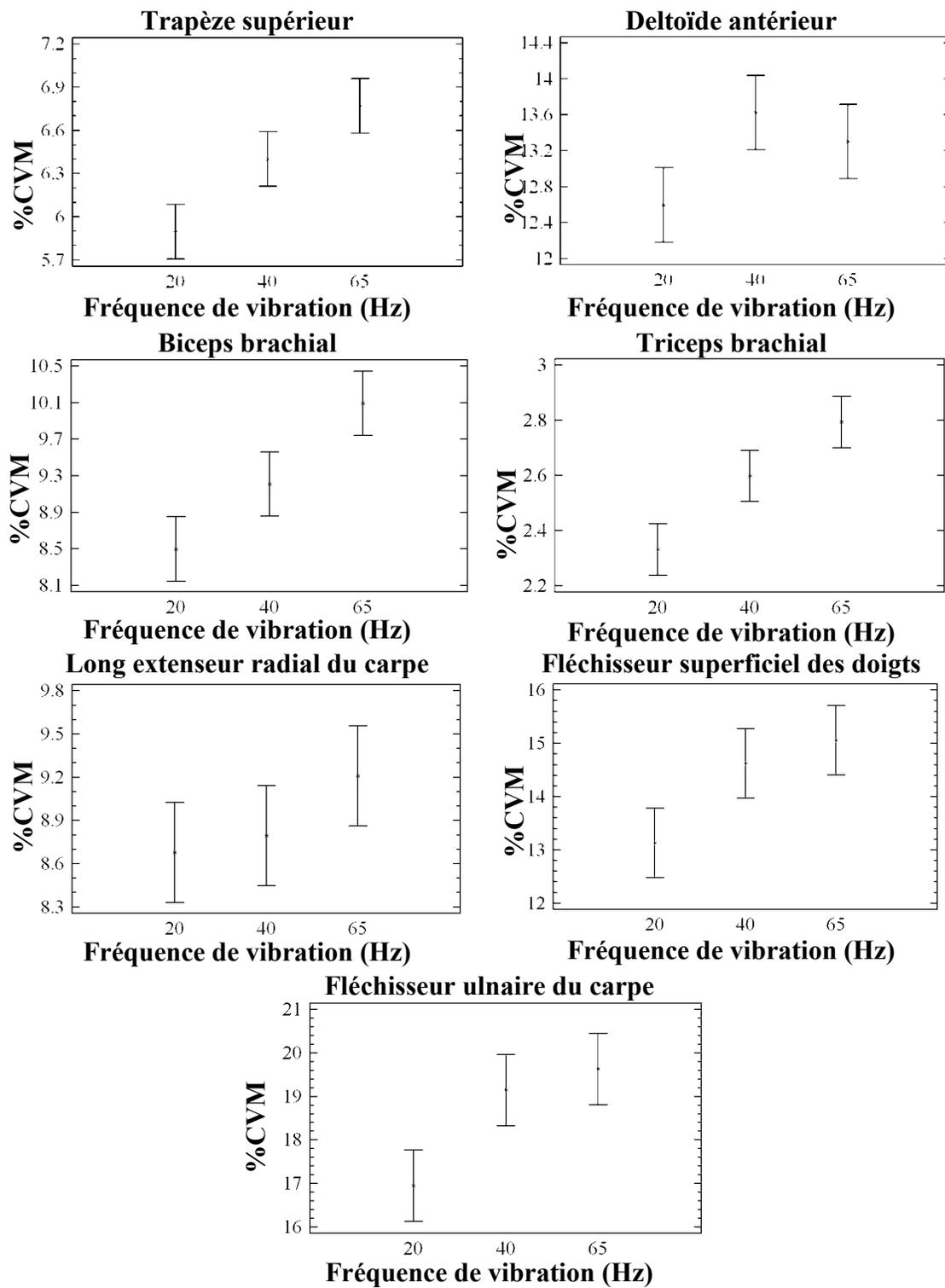


Figure 37 Pourcentages de contraction musculaire obtenus en fonction de la fréquence de vibration sur les muscles étudiés

La Figure 38 regroupe les sept graphiques présentant les effets significatifs de l'amplitude de vibration sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen. Seul le trapèze supérieur n'a pas réagi de façon significative à cette variable. Ces valeurs sont résumées au Tableau 17.

Tableau 17 Pourcentage de la contraction volontaire maximale obtenus selon l'amplitude de vibration

Muscle	Amplitude (m/s ²)	% CVM
Deltoïde antérieur	2,5	12,9
	5	12,9
	10	13,7
Biceps brachial	2,5	9,0
	5	9,2
	10	9,6
Triceps brachial	2,5	2,3
	5	2,5
	10	2,8
Extenseur radial du carpe	2,5	8,6
	5	8,8
	10	9,4
Extenseur commun des doigts	2,5	15,5
	5	16,2
	10	17,0
Fléchisseur superficiel des doigts	2,5	14,0
	5	14,2
	10	14,6
Fléchisseur ulnaire du carpe	2,5	18,3
	5	18,3
	10	19,2

Pour le deltoïde antérieur, l'écart entre 2,5 m/s² et 5 m/s² n'est pas significatif, mais les autres écarts le sont (p<0,05). En ce qui a trait au biceps brachial, seul l'écart entre 2,5 m/s² et 10 m/s² est significatif (p<0,05). Pour le triceps brachial, tous les écarts sont significatifs, (p<0,05).

Le long extenseur radial du carpe affiche un écart entre 2,5 et 5 m/s² non significatif, tandis que les autres écarts le sont (p<0,05). Pour l'extenseur commun des doigts, seul l'écart entre 2,5 et 10 m/s² est significatif (p<0,05). Pour le muscle fléchisseur superficiel des doigts et le muscle fléchisseur ulnaire du carpe, seul l'écart entre 2,5 et 10 m/s² est significatif.

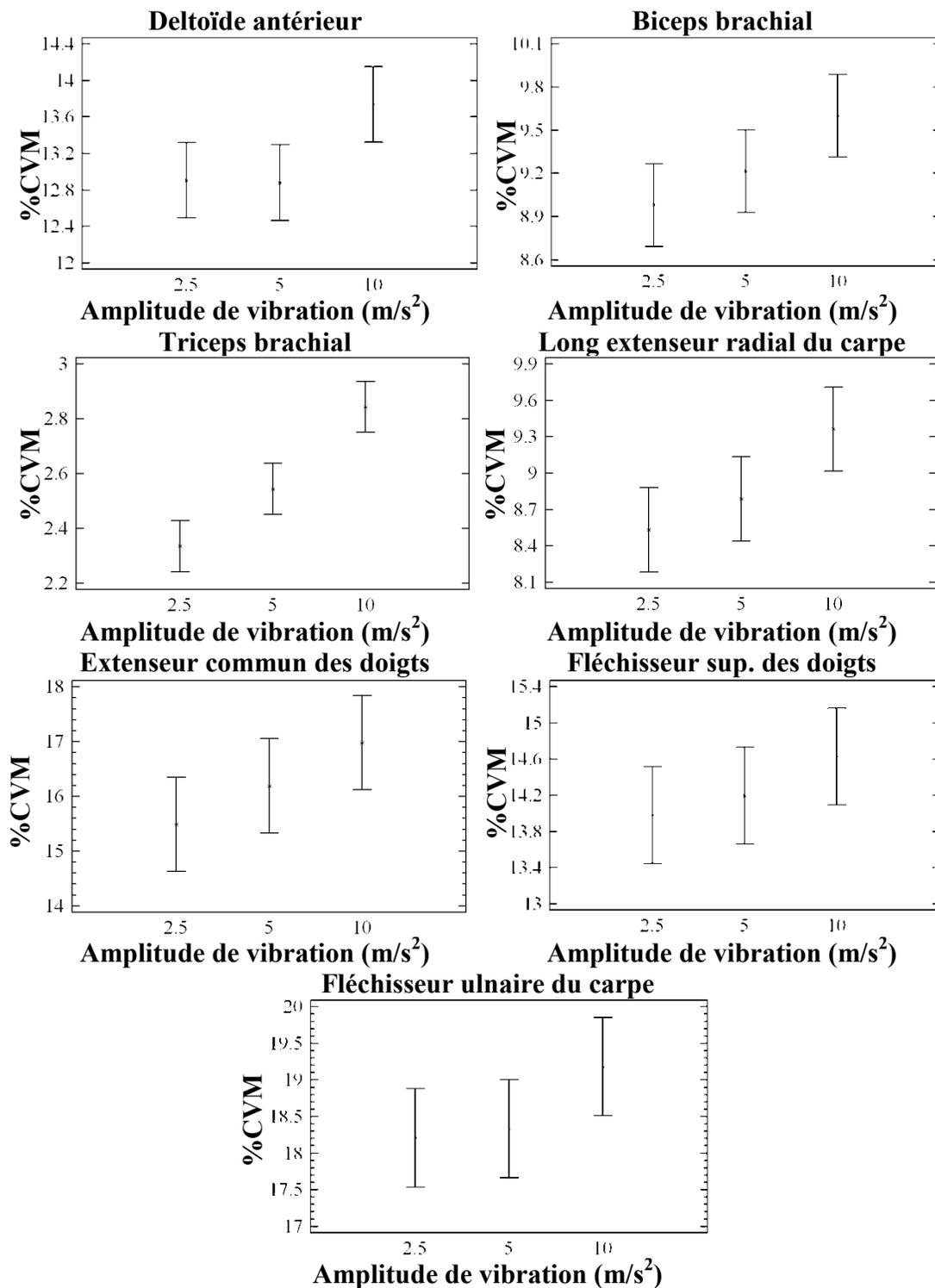


Figure 38 Pourcentages de contraction volontaire maximale obtenus en fonction de l'amplitude de vibration (m/s²).

4.2.2.1 Effets d'interaction

Cette section présente les effets significatifs des interactions entre les variables force de poussée et amplitude de vibration ainsi qu'entre les variables force de poussée et fréquence de vibration sur le % CVM. L'interaction significative ($p < 0,05$) entre la force de poussée et l'amplitude de vibration sur le % CVM est décrite à la Figure 39. On remarque que la force de poussée augmente le % CVM du deltoïde. Par exemple, à $2,5 \text{ m/s}^2$, les taux de contraction sont de 8,6, 13,2 et 16,9 % pour respectivement les forces de poussée de 0, 20 et 40 N. Entre elles, les amplitudes évoluent peu : à 40 N de poussée, les % CVM sont de 16,9 % à $2,5 \text{ m/s}^2$, 17,0 % à 5 m/s^2 et 18,6 % à 10 m/s^2 .

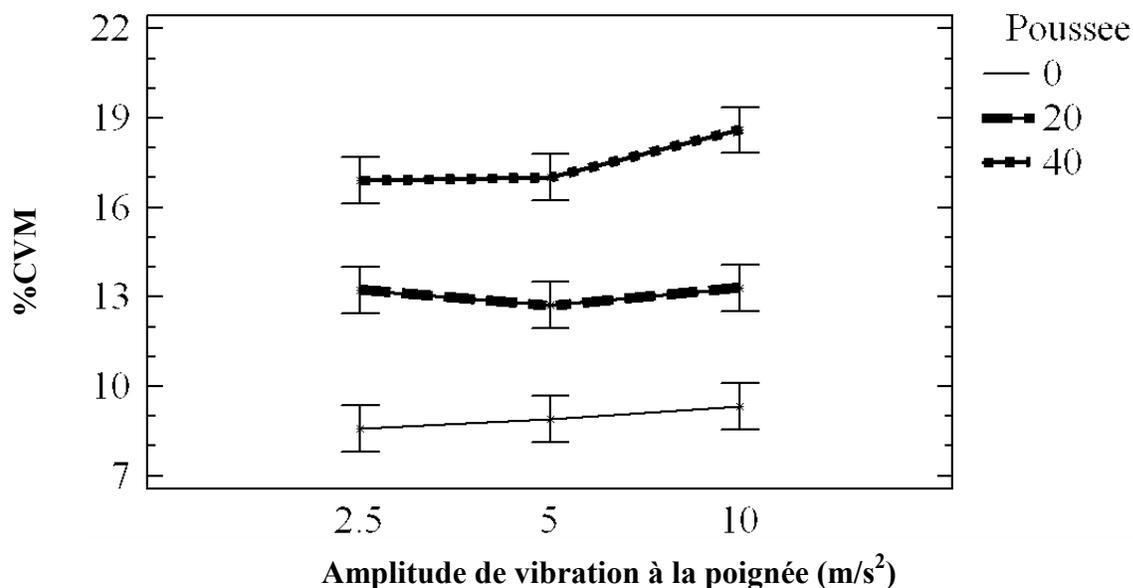


Figure 39 Interaction entre l'amplitude (m/s^2) et de la force de poussée (N) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale du muscle deltoïde antérieur

La Figure 40 rapporte l'effet de l'interaction significative ($p < 0,05$) entre la force de poussée et la fréquence de vibration sur le % CVM du muscle extenseur commun des doigts. On observe que pour une force de poussée donnée, la fréquence de 40 Hz entraîne des valeurs de % CVM plus élevées par rapport aux deux autres fréquences. À 0 N, on obtient des % CVM de 11,7, 13,8 et 12,8 % pour les fréquences de 20, 40, 65 Hz, respectivement. À 40 N, les % CVM sont de 19,0, 20,0 et 18,2 % pour ces mêmes fréquences. À 20 N, cette tendance n'est pas observée.

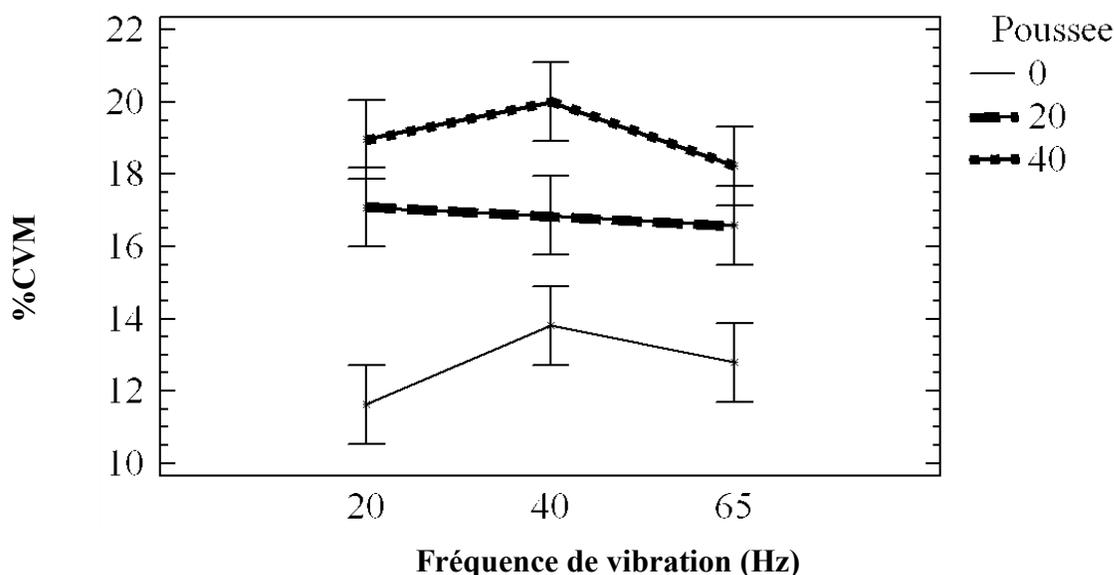


Figure 40 Interaction entre la force de poussée (N) et la fréquence de vibration (Hz) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale du muscle extenseur commun des doigts

Tous les muscles étudiés ont subi l'effet de la fréquence de vibration sur leur % CVM: plus la fréquence augmente, plus l'activité musculaire est importante. Le seul muscle n'y ayant pas répondu directement est l'extenseur commun des doigts, qui subit une variation de % CVM à travers l'interaction entre la force de poussée et la fréquence de vibration. Par ailleurs, tous les muscles présentent une valeur de % CVM significativement ($p < 0,05$) plus élevée à 65 Hz qu'à 20 Hz. Certains muscles répondent aussi par une augmentation significative du % CVM à 40 Hz par rapport à 20 Hz, cette augmentation n'étant toutefois jamais plus élevée que celle de 65 Hz par rapport à celle de 20 Hz.

Ces résultats vont dans le même sens que les études de Park et Martin (1993) et Martin et Park (1997), qui ont analysé l'effet du RTV à des fréquences allant de 40 à 200 Hz sur le fléchisseur superficiel des doigts. Ces chercheurs ont observé que les muscles soumis à la vibration ont une augmentation croissante du % CVM lorsque la fréquence augmente de 40 à 100 Hz, pour décliner par la suite et avoir un petit soubresaut à 150 Hz.

Gurram et coll. (1995a), qui ont étudié le % CVM du fléchisseur superficiel des doigts sous différents paramètres de vibration, ont observé qu'aucune des fréquences testées (20, 50, 100 Hz) ne suscitait une réponse significative, à moins d'être couplée à une accélération élevée (25 m/s^2). Radwin et coll. (1987) ont utilisé des fréquences plus proches de celles de la présente étude (20, 40 et 80 Hz) et ont noté une augmentation généralisée du % CVM des muscles fléchisseurs (superficiel) et extenseurs (commun) des doigts, soulignant que les fléchisseurs subissaient une augmentation plus marquée à 40 Hz, tandis que c'était à 20 Hz pour les extenseurs. Ces augmentations sont de l'ordre de quelques points de pourcentage. Par exemple, le fléchisseur superficiel des doigts se contractant à la base à 5 % du % CVM, cette contraction augmentait à 8,4 % lorsque soumis à une vibration de 20 Hz. En ce qui concerne l'extenseur commun des doigts, sa contraction passait de 10 % à 15 % lors de l'application d'une vibration de 20 Hz.

Cependant, pour Radwin et coll. (1987), les fréquences croissantes n'induisent pas un RTV croissant, contrairement aux résultats de Park et Martin (1993).

Remarquons, d'une part, que les résultats de l'étude de Park et Martin (1993) ont été obtenus en appliquant la vibration perpendiculairement aux tendons du muscle étudié, tandis que l'étude de Radwin et coll. (1987) a utilisé un appareillage qui se rapproche de celui de la présente étude, où la vibration est transmise par la poignée jusqu'à la main et le bras. Malgré cette différence méthodologique dans l'application des vibrations, les résultats de la présente étude sont plus proches de ceux de Park et Martin (1993) et Martin et Park (1997), que ceux de Radwin et coll. (1987); les muscles subissant une augmentation du % CVM avec l'augmentation de la fréquence.

En termes d'amplitude de vibration, tous les muscles, hormis le trapèze supérieur, présentent des différences statistiquement significatives. Dans tous les cas, l'amplitude de 10 m/s^2 entraîne le % CVM maximum, ce qui est consistant avec ce que dit la littérature. Armstrong et coll. (1987), par exemple, ont étudié la force de préhension déployée en fonction de deux fréquences (40 et 160 Hz) et de deux amplitudes de vibration ($9,8$ et 49 m/s^2). Par rapport à un contexte sans vibrations, les conditions à 40 Hz ont entraîné une augmentation de la force de préhension, l'amplitude de 49 m/s^2 étant associée à une augmentation plus importante que celle de $9,8 \text{ m/s}^2$. Or, comme on a pu l'observer dans la présente étude, une augmentation de la force de préhension est associée à une augmentation du % CVM.

Pyykkö et coll. (1976) postulent qu'il est peu probable que l'effet d'un RTV soit significatif à moins d'une « amplitude de vibration exceptionnellement élevée », ce qu'ils ne quantifient pas, toutefois. L'amplitude de 10 m/s^2 utilisée dans la présente étude s'éloigne de celle de 49 m/s^2 de Radwin et coll. (1987). Cependant, en regard des résultats obtenus qui montrent des écarts significatifs à partir de 10 m/s^2 , on peut déduire que l'amplitude élevée dont parlent Pyykkö et coll. (1976) débute vers 10 m/s^2 . Si l'on se fie aux résultats de Gurram et coll. (1995a), ce serait plutôt de l'ordre de 20 m/s^2 . Dans la présente étude, remarquons que lorsque l'amplitude induisait un RTV, l'écart était statistiquement significatif, mais représentait en moyenne une différence réelle négligeable: environ 1,5 % du % CVM.

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 le fut, il peut paraître surprenant que le trapèze ne réponde pas aux vibrations. Soulignons de nouveau que le trapèze est un muscle stabilisateur dans le mouvement et que son rôle 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 les vibrations (Dong et coll. 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 (Hansen, 2007). Les fibres musculaires et les tendons du trapèze sont donc multiples et ne sont pas placés de manière exactement parallèle ou perpendiculaire par rapport à la direction de la vibration. Tous ces facteurs ont pu contribuer à créer des marges d'erreur trop grandes pour être significatives.

4.2.2.3 Somatotype

La Figure 41 regroupe tous les effets principaux statistiquement significatifs pour trois muscles, soient le deltoïde antérieur, le triceps brachial et le fléchisseur ulnaire du carpe. Au regard du deltoïde, on constate que les mésomorphes ont une valeur de % CVM significativement plus faible ($p < 0,05$) que celle des ectomorphes, enregistrant une valeur de 9,4 % contre 16,9 % pour les ectomorphes. Le % CVM 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 plus faibles (10,6 %) que les ectomorphes (26,5 %).

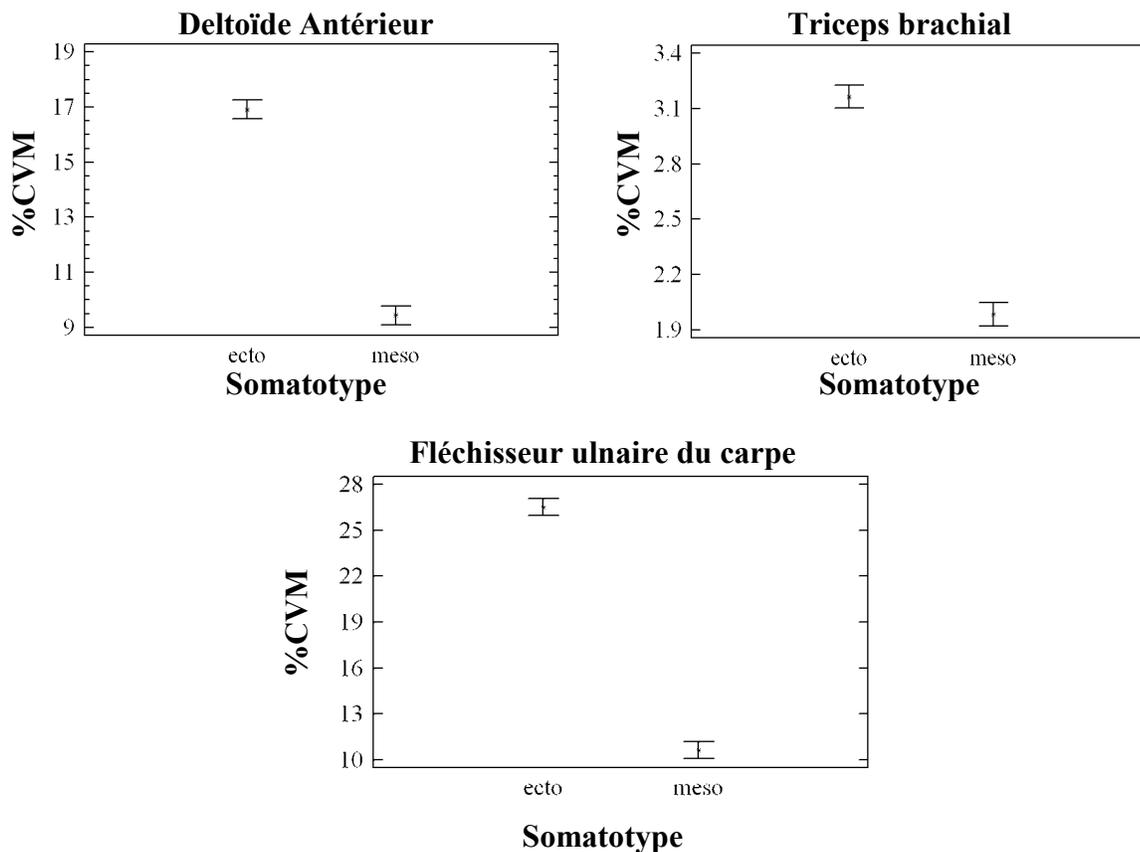


Figure 41 Pourcentage de contraction volontaire maximale des muscles en fonction du somatotype

La figure 42 montre 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 à celles des ectomorphes avec 4,5, 5,3 et 5,6 % contre 7,3, 7,5, 7,9 % pour les fréquences de 20, 40 et 65 Hz respectivement.

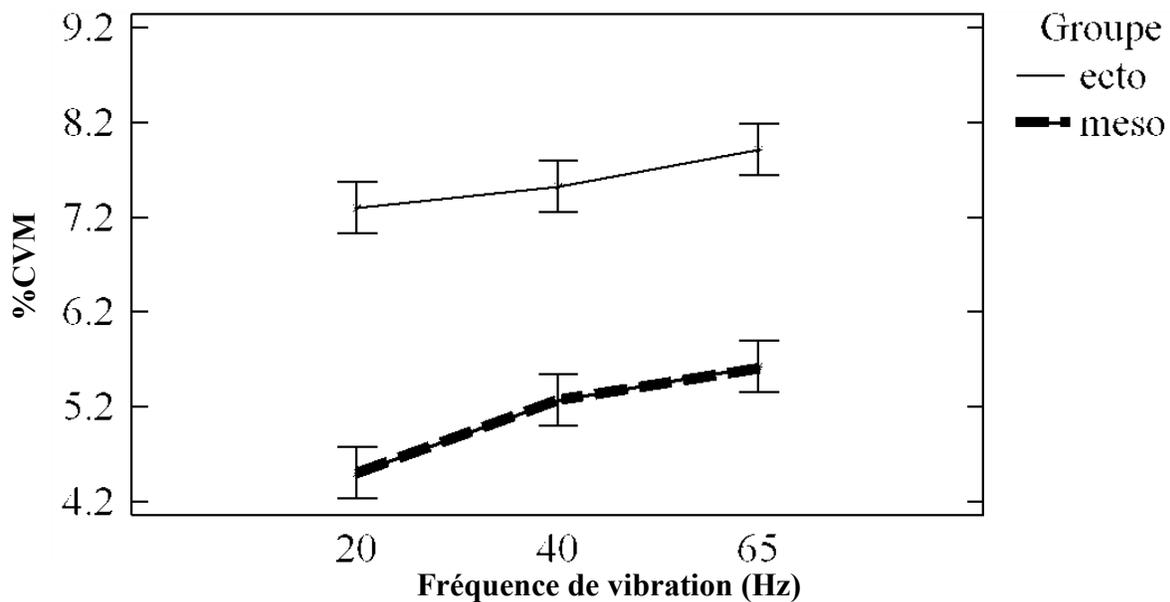


Figure 42 Interaction entre le somatotype et la fréquence (Hz) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale du muscle trapèze supérieur

La Figure 43 présente l'effet qu'a l'interaction du somatotype et de la force de poussée sur le % CVM du biceps brachial. Les mésomorphes enregistrent encore une fois des valeurs significativement plus faibles que l'autre groupe avec 7,6 % à 0 N, 7,8 % à 20 N et 8 % à 40 N. Les ectomorphes ont plutôt des valeurs de 9,4, 10,9 et 12,0 % pour ces mêmes forces de poussée.

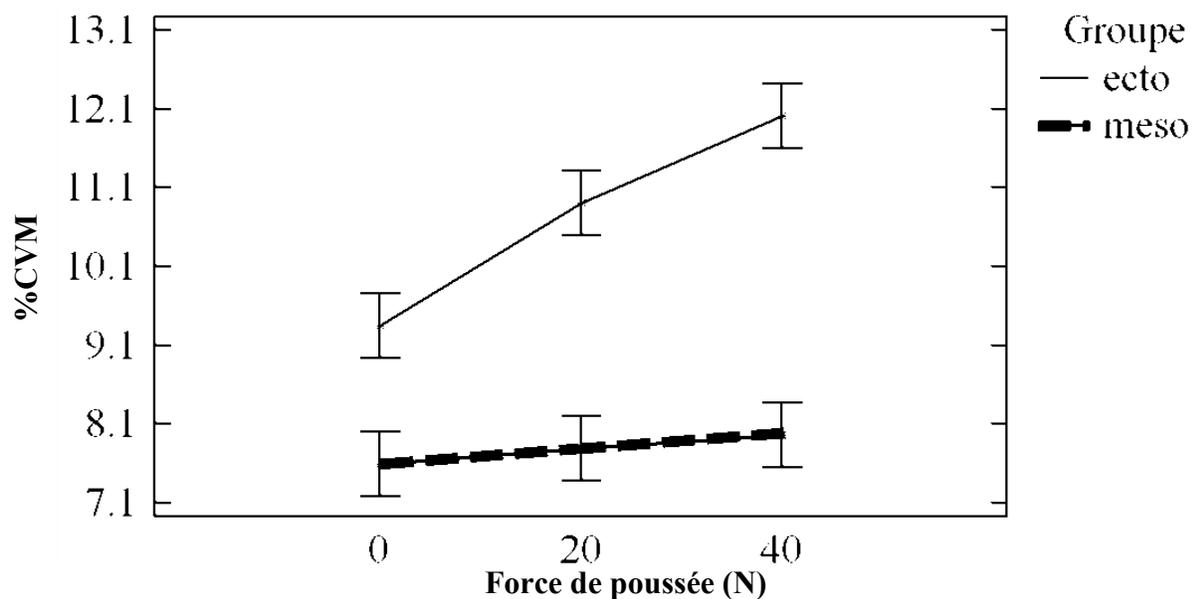


Figure 43 Interaction entre le somatotype et la force de poussée (N) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale du biceps brachial

L'interaction du moment de force et du somatotype sur le % CVM du long extenseur radial du carpe est illustrée à la Figure 44. 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 4 Nm. Les premiers ont des valeurs de 6,7 % à 1 Nm, 8,9 % à 2 Nm et 15 % à 4 Nm, tandis que les seconds ont des valeurs de % CVM de 5,6, 7,0 et 10,0 % pour respectivement les mêmes moments de force.

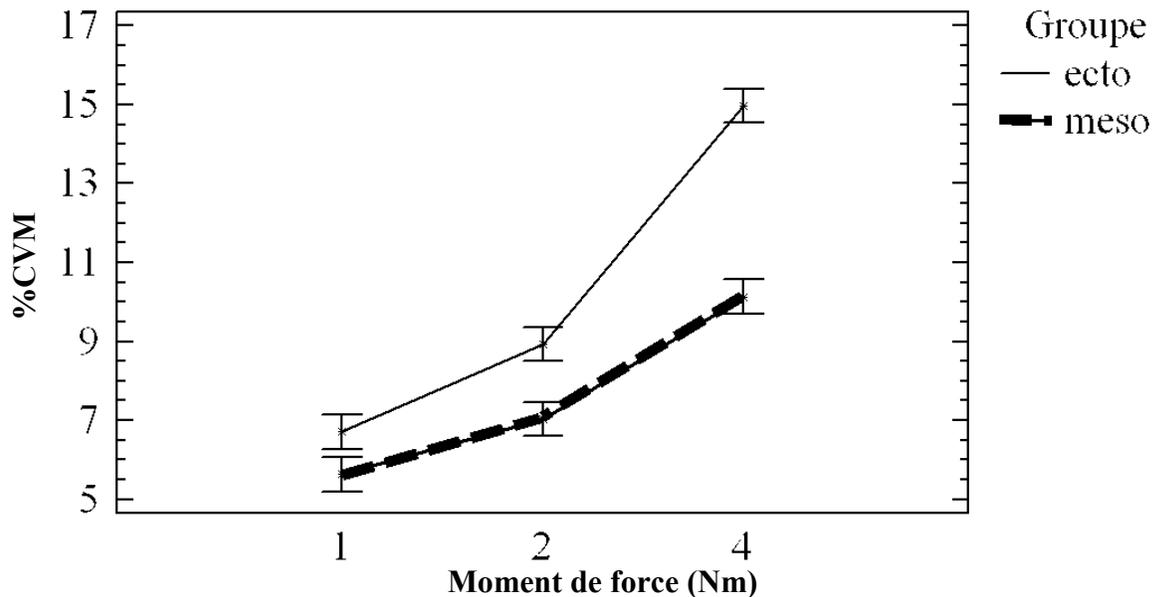


Figure 44 Interaction entre le somatotype et le moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale moyen (% CVM) du long extenseur radial du carpe

L'interaction du moment de force et du somatotype sur le % CVM du muscle fléchisseur superficiel des doigts (Figure 45) 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 les moments de 1, 2 et 4 Nm, respectivement. Chez les mésomorphes, ces augmentations sont plus faibles. À 4 Nm, ce groupe obtient seulement 12,9 % de sollicitation musculaire.

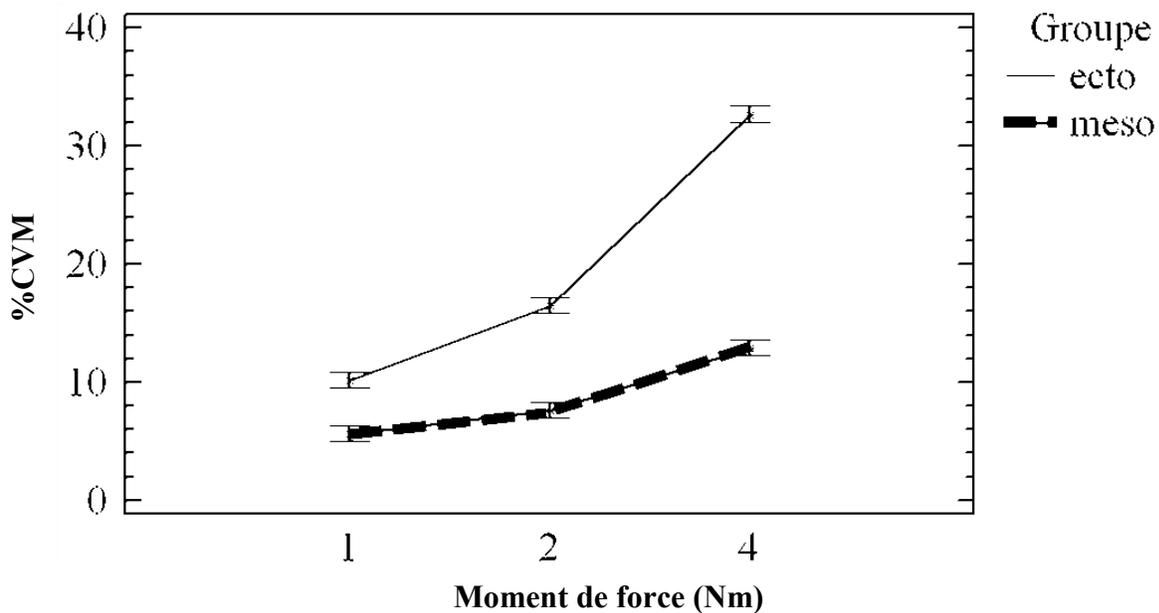


Figure 45 Interaction entre le somatotype et le moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale du muscle fléchisseur superficiel des doigts

Le premier constat effectué en regardant les données est que le groupe mésomorphe a toujours des valeurs de % CVM plus faibles que le groupe ectomorphe. Outre la capacité fonctionnelle plus limitée chez les ectomorphes, la première conclusion que l'on pourrait en tirer est que le RTV a un effet plus accentué sur les ectomorphes (maigres) que sur les mésomorphes (musclés).

Rappelons que l'on n'a pas observé de différences significatives au regard de l'amplitude de vibration aux accéléromètres du poignet et du coude, que ce soit dans l'axe Z ou Y. Si l'on se fie à Dewangan et Tewari (2009) et Dong et coll. (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 ceux des mésomorphes. En proportion, ils reçoivent donc plus de vibrations par volume de tissu, ce qui pourrait induire un RTV plus important.

Cependant, les disparités entre les muscles sont très grandes et les marges d'erreur très faibles, ce qui laisse croire que les différences notées pourraient être dues aux différences de capacité fonctionnelle des participants plutôt qu'à l'influence d'un réflexe tonique vibratoire. Les mésomorphes sont, par définition, plus forts et plus musclés que les ectomorphes : il est donc normal qu'à tâche égale, leur % CVM soient plus faibles. Le biceps brachial, à la figure 43, en est un exemple. On y constate que là où les mésomorphes ont une croissance faible, quasiment négligeable du % CVM 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 serait plutôt due à la capacité physique des participants.

Le seul muscle qui comporte un indice de présence de RTV est le muscle fléchisseur des doigts (Figure 45). Chez les mésomorphes, les augmentations du % CVM en fonction du moment de force sont modestes. De 1 à 2 Nm, le % CVM augmente de 2 % et à 4 Nm, cette hausse est de 5,3 %. Cela représente des proportions de 36 % et de 130 % d'écart pour 2 Nm et 4 Nm, respectivement. Chez les ectomorphes, les augmentations du % CVM sont plus substantielles.

De 1 à 2 Nm, l'augmentation est de 6,3 %, tandis que de 1 à 4 Nm, cette augmentation est de 22,5 %. Les proportions sont donc de 61 % et de 220 % d'écart pour 2 Nm et 4 Nm, respectivement. Les proportions d'écart plus élevées chez les ectomorphes suggèrent que ces derniers sont plus sensibles au RTV pour le fléchisseur de doigts.

Le pourcentage d'augmentation et les % CVM moins élevés chez les mésomorphes, par rapport aux ectomorphes, portent à croire que le RTV a une influence plus marquée chez ce dernier groupe de participants, outre les différences de capacité fonctionnelle.

4.2.3 Discussion des résultats du Volet 2

Au regard du moment de force, il a été postulé qu'une valeur plus élevée entraînerait une augmentation de la transmission vibratoire et du pourcentage de CVM des déviateurs radiaux. En effet, une force verticale plus importante exercée sur la poignée du pot vibrant augmente la force de préhension requise afin d'annuler l'adduction du poignet. En retour, une augmentation de la force de préhension devrait augmenter la rigidité articulaire au poignet et hausser la transmission des vibrations. Les résultats démontrent clairement que l'augmentation du moment de force cause une hausse importante de la force de préhension et de l'activité musculaire pour tous les muscles évalués dans cette étude. Ce sont principalement ceux ayant une action sur la main et les doigts qui présentent des augmentations très importantes des pourcentages de CVM. La force de poussée semble également avoir un effet significatif sur la transmission des vibrations, mais avec un effet 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 des vibrations 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 de la paume de la main, et augmente ainsi l'impédance mécanique du système main-bras (Pyykkö et coll. 1976).

En termes de fréquence, il était postulé qu'une fréquence de 65 Hz ferait augmenter davantage les scores EMG par rapport aux fréquences de 40 et 20 Hz. À ce chapitre, les résultats semblent en accord avec la tendance rapportée dans la littérature (Park et Martin, 1993; Martin et Park, 1997), comme quoi un muscle subit un RTV plus important lorsqu'il est sous l'effet d'une vibration s'approchant de 100 Hz, 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 100 Hz afin de vérifier si les fuseaux neuromusculaires ont bel et bien une réaction en forme de cloche dont le pic est à 100 Hz.

Il semble également que plus l'amplitude d'accélération est élevée, plus les scores EMG sont importants, et qu'il en est de même avec la force de préhension. Les résultats suggèrent que des outils à percussion dont l'amplitude de vibration est égale ou supérieure à 10 m/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 rapporte l'occurrence de RTV, mais avec des amplitudes sensiblement plus élevées que celles utilisées dans la présente étude (Pyykkö et coll. 1976; Armstrong et coll., 1987; Radwin et coll. 1987; Kihlberg, 1995). L'amplitude de vibration n'a par ailleurs pas eu d'effet significatif sur la force de préhension.

En ce qui a trait au somatotype, les résultats sont peu concluants. Toutefois, certains facteurs permettaient de croire que les ectomorphes auraient des valeurs de transfert de vibrations plus élevées, qu'ils seraient plus sensibles au RTV et qu'ils auraient des valeurs EMG et de préhension plus élevées. Aucune différence significative des niveaux de vibration mesurés au poignet et au coude n'a pu être observée entre les participants ectomorphes et mésomorphes. Au regard du RTV, la plupart des nuances sont masquées par la différence probable de capacité fonctionnelle, seul le fléchisseur des doigts a montré un % CVM plus important, suggérant la présence d'un RTV supérieur chez les ectomorphes.

5. DISCUSSION GÉNÉRALE

À la suite des résultats obtenus pour les deux volets de cette étude, il apparaît évident que plusieurs facteurs peuvent influencer la transmission des vibrations aux membres supérieurs ainsi que le recrutement musculaire du système main-bras. La Figure 46, qui illustre les liens potentiels entre les différentes variables propose qu'une poignée vibrante, qui est composée de divers paramètres (amplitude, fréquence), entraîne une transmission des vibrations vers les membres supérieurs lorsque la main est en contact avec la surface vibrante. Par ailleurs, trois aspects peuvent jouer un rôle en matière d'activité musculaire. Il s'agit de la force de préhension, qui implique une contraction musculaire; du réflexe tonique vibratoire, qui serait stimulé en partie par la vibration des tendons des muscles étudiés; et de la perturbation des récepteurs sensoriels de la main et des doigts par la présence de vibrations. Lors d'une préhension accrue, les tissus adipeux de la main sont compressés et deviennent plus rigides. Le même phénomène se produit lorsque le poignet subit une abduction, puisque les os de cette articulation s'entassent pour former une structure plus rigide. Par ailleurs, l'augmentation de la rigidité entraîne une transmission plus importante des vibrations vers les membres supérieurs. Finalement, selon les paramètres évalués lors de cette étude, les éléments pouvant amplifier la transmission des vibrations sont : une basse fréquence de vibration (20 Hz), une grande amplitude de vibration (10 m/s^2), une force de préhension élevée (100 N) ou un moment de force élevé (4 Nm) une déviation du poignet ainsi qu'une population caractérisée selon un somatotype ectomorphe.

Les résultats du Volet 2 démontrent clairement l'importance de considérer le moment de force exercé par un outil vibrant lors de l'analyse des contraintes musculo-squelettiques engendrées par son utilisation. En effet, l'augmentation du moment de force cause les mêmes effets pour la transmission des vibrations et le % CVM des muscles avant-bras que ceux induits par la force de préhension au Volet 1. Il est donc important de considérer que l'utilisation d'outils non-balancés en ce qui a trait à la prise peut causer des forces de préhension importantes qui augmentent la transmission des vibrations.

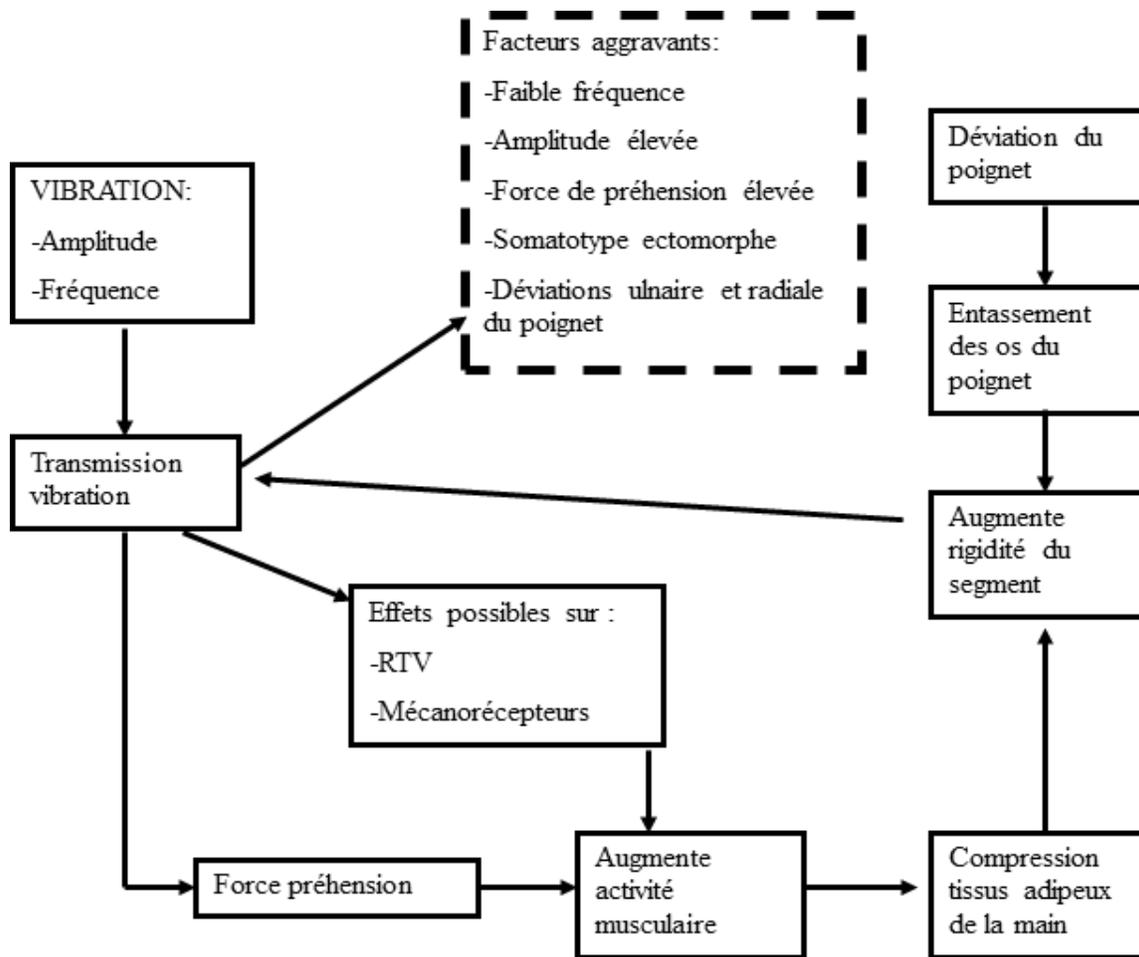


Figure 46 Modèle hypothétique des interactions entre les différents facteurs influençant la transmission de la vibration et la sollicitation musculaire lors de l'utilisation d'outils vibrants

6. LIMITES DE L'ÉTUDE

Cette étude comporte certaines limitations. La recherche de sujets ectomorphes a été difficile puisque ce somatotype nécessitait des composantes corporelles ne pouvant toucher à plus d'une catégorie de somatotype. Pour établir le somatotype des participants, la charte de calcul utilisée était relativement restrictive pour attribuer une cote expérimentale acceptable d'ectomorphie, tandis que les étudiants au baccalauréat en kinésiologie étaient généralement plutôt athlétiques et de type mésomorphe. De plus, la méthode de calcul d'ectomorphie de Carter et Heath (1990) est fondée sur le poids et la taille. Plus un participant est grand, plus il a une cote d'ectomorphie élevée. Ce qui explique que les participants ectomorphes avaient en majorité une plus grande stature. En raison de la longueur plus élevée de leurs segments, il est possible que ce paramètre ait influencé la transmission des vibrations.

L'absence de certains résultats significatifs pourrait aussi être due à l'imprécision de cette méthode. Il existe d'autres méthodes pour mesurer la composition corporelle, par exemple par imagerie « double energy X-ray absorptionmetry » (DEXA). Une telle méthode aurait permis d'obtenir des proportions plus exactes de masse musculaire maigre et grasse pour le membre supérieur évalué. Cela permettrait aussi d'obtenir le volume des segments, valeur importante si l'on se fie à Dewangan et Tewari (2009), qui ont rapporté une transmission des vibrations plus importante chez des gens ayant des segments moins volumineux.

Par ailleurs, les tests de contractions volontaires maximales peuvent influencer les résultats lorsque les sujets ne donnent pas vraiment leur maximum. En effet, le recrutement maximal des fibres musculaires ne se fait pas automatiquement à 100 % du potentiel contractile. Il ne suffit donc que d'une différence quant au recrutement musculaire pour obtenir une contraction volontaire maximale plus faible et ainsi hausser le pourcentage de sollicitation musculaire. Toutefois, il est important de mentionner que les participants recrutés étaient habitués à fournir un effort musculaire intense.

7. CONCLUSION

Cette étude a permis d'identifier certains paramètres influençant la transmission des vibrations ainsi que la sollicitation musculaire du système main-bras. L'utilisation de l'électromyographie et d'accéléromètres a permis d'observer qu'une force de préhension plus importante entraînait une transmission plus élevée des vibrations et que les sujets ectomorphes avaient tendance à transmettre plus de vibrations au poignet et au coude. De plus, certains muscles non impliqués dans la production de la force de préhension étaient sollicités davantage pour ce somatotype. Pour les paramètres liés à la vibration, la combinaison d'une amplitude élevée (10 m/s^2) et d'une basse fréquence (20 Hz) était celle où les contraintes musculaires étaient les plus élevées pour les membres supérieurs.

La poursuite de cette étude devrait se faire en tenant compte des différents paramètres mis en cause dans la déviation du poignet et de leur implication dans le recrutement musculaire des muscles de l'avant-bras. De plus, certaines mesures anthropométriques de la main des sujets devraient être réalisées afin d'étudier leur rôle dans la transmission des vibrations.

Globalement, toutes ces observations pourraient servir de lignes directrices pour les manufacturiers faisant la conception d'outils à percussion. En construisant des outils qui induisent des moments de force plus faibles au poignet, par exemple en réduisant le poids des outils et en rapprochant leur centre de masse vers la main, il serait possible de limiter la force de préhension requise pour les maintenir et ainsi la vibration transmise aux muscles des membres supérieurs. D'autre part, de faibles amplitudes de vibration et des fréquences d'opération plus appropriées (à l'extérieur de la gamme de fréquences de 20-50 Hz, où la transmission est maximale) pourraient limiter l'incidence du RTV sur ces muscles.

BIBLIOGRAPHIE

- Adewusi, S., Rakheja, S., Marcotte, P., Boutin, J. (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.
- Adewusi, S.A., Rakheja, S., Marcotte, P., Boutin, J. (2010). Vibration transmissibility characteristics of the human hand-arm system under different postures, hand forces and excitation levels. *Journal of sound and vibration*. 329, 2953-2971.
- Aldien, Y., Marcotte, P., Rakheja, S., Boileau, P.-É. (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.
- Armstrong, T.J., Fine, L.J., Radwin, R.G., Silverstein, B.S. (1987). Ergonomics and the effects of vibration in hand-intensive work. *Scand J Work Environ Health* **13**. 286-289
- Bovenzi, M. (1998). Exposure-response relationship in the hand-arm vibration syndrome: an overview of current epidemiology research. *Int Arch Occup Environ Health* **71**, pp 509-519
- Bovenzi, M., La Vedova, A., Nataletti, P. (2005). Work-related disorders of the upper limb in female workers using orbital sanders. *International Archives of Occupational and Environmental Health* **78**, 4, pp 303-310
- Bovenzi, M., Lindsell, C.J., Griffin, M.J. (1999). Magnitude of acute exposure to vibration and finger circulation. *Scand J Work Environ Health* **25**, 3, pp 278-284
- Bovenzi, M., Pinto, I., Picciolo, F., Mauro, M., Ronchese, F. (2010). Frequency weightings of hand-transmitted vibration for predicting vibration-induced white finger. *Scand Journal Environ Health*.
- Burden, A., Bartlett, T. (1999). Normalisation of EMG amplitude : an evaluation and comparison of old and new methods. *Med Eng Phys*. **21**, 247-257.
- Burke, D., Hagbarth, K.E., Löfstedt, L., Wallin, B.G. (1976). The response of human muscle spindle endings to vibration of non-contracting muscles. *J Physiol*. **261**, 673-693.
- Burström, L. (1990). Measurements of the impedance of the hand and arm. *International Archives of Occupational Environmental Health*, Vol. 62, pp 431-439
- Burström, L., Lundström, R. (1994). Absorption of vibration energy in the human hand and arm. *Ergonomics*, Vol. 37, No. 5, pp 879-890
- 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.
- Burström, L. (1997). The influence of biodynamic factors on the mechanical impedance of the hand and arm. *International Archives of Occupational Environmental Health*, Vol. 69, p. 437-446

Burström, L., Sörensson, A. (1999). The influence of shock-type vibrations on the absorption of mechanical energy in the hand and arm. *International Journal of Industrial Ergonomics*, Vol. 23, pp 585-594

Carter, J.E.L. (2002). The Heath-Carter anthropometric somatotype: Instruction Manual., Department of Exercise and Nutritional Sciences. San Diego State University.

Carter, J.E.L., Heath, B.H. (1990). Somatotyping – Development and applications. Cambridge : Cambridge University Press

CCHST (2008) : Centre canadien d'hygiène et de sécurité au travail. Documents sur les caractéristiques et les effets de l'exposition aux vibrations.

CE (2002). Directive 2002/44/EC du Parlement européen et du Conseil du 25 juin 2002 relative aux exigences minimales d'hygiène et de sécurité relatives à l'exposition des employés à des risques résultants d'agents physiques (vibrations) (seizième directive individuelle au sens de l'article 16(1) de la Directive 89/391/EEC)

Chaffin, D.B., Andersson, G.B.J., Martin, B.J. (2006). Occupational Biomechanics. Wiley-Interscience

De Gail, P., Lance, J.W., Neilson, P.D. (1966). Differential effects on tonic and phasic reflexes mechanisms produced by vibration of muscles in man. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 29:1-11

De Luca, C.J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 13 (2):135-163

De Luca, C.J., Gilmore, L.D., Kuznetsov, M., Roy, S.H. (2010). Filtering the surface EMG signal: Movement artifacts and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*. 43:1573-1579.

Dempsey, P.G., Ayoub, M.M. (1996). The influence of gender, grasp type, pinch width and wrist position on sustained pinch strength. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 17, pp 259-273

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

Donati P., Bitsch J., Bernard, D. (1992). Measurement of the apparent mass and loads on muscles of the hand and arm during simulated breaker operation. *Proceedings of the 6th international conference on hand-arm vibration, Bonn (Germany)*, pp. 411-422

Dong, R.G., Dong, J.H., Wu, J.Z., Rakheja, S. (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.G., McDowell, T.W., Welcome, D.E. (2005a). Biodynamic response at the palm of the human hand subjected to a random vibration. *Industrial Health*. 241-255

Dong, R.G., Schopper, A.W., McDowell, T.W., Welcome, D.E., Wu, J.Z., Smutz, W.P., Warren, C., Rakheja, S. (2004). Vibration energy absorption (VEA) in human fingers-hand-arm system. *Medical Engineering & Physics* **26**: 483-492.

- Dong, R.G., Wu, J.Z., McDowell, T.W., Welcome, D.E., Schopper, A.W. (2005b). Distribution of mechanical impedance at the fingers and the palm of the human hand. *Journal of Biomechanics* **38**: 1165-1175.
- Duguay, P., Massicotte, P. (2005). Lésions professionnelles reliées aux vibrations main-bras au Québec, de 1993 à 2002. Études et recherches, Rapport IRSST R-446
- Dupuis, H., Jansen, G. (1979). Immediate effects of vibration transmitted to the hand. International symposium. Man under vibration. Suffering and protection. Udine (Italy). pp 76-86
- Eklund, G., Hagbarth, K.E. (1966). Normal variability of tonic vibration reflexes in man. *Experimental neurology*, 16, pp 80-82
- Färkkilä, M. (1978). Grip force in vibration disease. *Scand J. Work Environ and Health*. pp159-166
- Fratini, A., Cesarelli, M., Bifulco, P., Romano, M. (2009a) Relevance of motion artifact in electromyography recordings during vibration treatment. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19:710-718.
- Fratini, A., La Gatta, A., Bifulco P., Romano, M., Cesarelli, M. (2009b) Muscle motion and EMG activity in vibration treatment. *Medical Engineering & Physics*, 31:1166-1172.
- Fritz, M. (1991). An improved biomechanical model for simulating the strain of the hand-arm system under vibration stress. *J. Biomech.*, 24(12), 1165-1171.
- Griffin, M.J. (1990). *Handbook of human vibration*. Academic Press.
- Griffin, M.J., Bovenzi, M. (2002). The diagnosis of disorders caused by hand-transmitted vibration: Southampton workshop 2000. *Int Arch Occup Environ Health*. 75, 1-5.
- Gurram, R., Rakheja, S., Gouw, G.J. (1995a). A study of hand grip pressure distribution and EMG of finger flexor muscles under dynamic loads. *Ergonomics*, Vol. 38, No. 4, pp 684-699
- Gurram, R., Rakheja, S., Gouw, G.J., Ma, S. (1995b). Influence of power tool-related parameters on the response of finger flexor muscles. *International Archives of Occupational and Environmental Health* **66**: 393-398.
- Hagberg, M. (2002). Clinical assessment of musculoskeletal disorders in workers exposed to hand-arm vibration. *International archives of occupational and environmental health*. 75(1-2), 97-105.
- Hansen, J., Ed. (2007). *Mémo fiches anatomie Netter : Membre supérieur*, Elsevier-Masson, Issy-Les-Moulineaux.
- Hartung, E., Dupuis, H., Scheffer, M. (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.
- Hertzberg, H.T.E. (1955). Some contributions of applied physical anthropology to human engineering. *Ann NY Acad Sci*. 63, 616-629.
- INRS (2006) : Guide des bonnes pratiques en matière de vibrations mains-bras. Guide consultatif des bonnes pratiques en vue de l'application de la Directive 2002/44/EC par la Commission de Travail «Vibration» et la Commission Européenne. Paris.

ISO 5349-1 : 2001 Vibrations mécaniques – Mesures et évaluations de l'exposition des individus aux vibrations transmises par la main – Partie 1 : Exigences générales

Kapandji, A.I. (1980). Physiologie articulaire : Tome 1. 5^{ème} édition, Éditions Maloine S.A.

Kelly, Christian (2013). « Quantification des paramètres biomécaniques affectant les composantes musculaires du système main-bras lors de l'utilisation d'un pot vibrant » Mémoire. Montréal (Québec, Canada), Université du Québec à Montréal, Maîtrise en kinanthropologie.

Kihlberg, S. (1995). Biodynamic response of the hand-arm system to vibration from an impact hammer and grinder. *International Journal of Industrial Ergonomics*, Vol. 16, p. 1-8.

Kim, J.H., Jung, S.G., Kim, K.S. (1985). An investigation of the steering wheel vibration and its reduction in passengers cars. *Society of automotive engineers*. pp. 961-968

Kumar, S., Mital, A. (1996). *Electromyography in ergonomics*. Édition Taylor and Francis, Grande-Bretagne.

Kume, Y., Maeda, S., Hashimoto, F. (1984). Effect of localized vibration in work environment on organic functions tip for surface roughness. *International conference on occupational ergonomics*. Canada.

Kuorinka, I., Forcier, L. (1995). *Les lésions attribuables au travail répétitif*. Éditions Multimondes, Éditions Maloine, IRSST, Canada

Loewenstein, W. R., Mendelson, M. (1965). Components of receptor adaptation in a pacinian corpuscle. *J.Physiol.(Lond.)*, 17, 377-397.

Lundborg, G. (1994). Pain, Nerve dysfunction and fatigue in a vibration-exposed population. *Quality of life research*. Dec 3. pp 39-42

Lundström, R. (1984). Local vibrations-mechanical impedance of the human hand's glabrous skin. *Journal of biomechanics*. 17, 137-144.

Lundström, R. J. (1986). Responses of mechanoreceptive afferent units in the glabrous skin of the human hand to vibration. *Scand.J.Work.Environ.Health*, 12, 413-416.

Lundström, R., Johansson, R.S. (1986). Acute impairment of the sensitivity of skin mechanoreceptive units caused by vibration exposure of the hand, *Ergonomics*, 29, 5, pp 687-698.

Mandeville-Gauthier, Vincent (2012). « Quantification des paramètres biomécaniques qui affectent le système main-bras lors de la simulation de la tenue d'outils exerçant différentes vibrations et moments de force » Mémoire. Montréal (Québec, Canada), Université du Québec à Montréal, Maîtrise en kinanthropologie.

Marcotte, P., Aldien, Y., Boileau, P-É., Rakheja, S., Boutin, J. (2005). Effect of handle size and hand handle contact force on the biodynamic response of the hand-arm system under zh-axis vibration. *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 283, pp1071-1091.

Marcotte, P., Boileau, P.E., Rakheja, S., Aldien, Y., Boutin, J. (2006). *Contrôle des vibrations main-bras engendrées par l'opération d'outils portatifs vibrants*. Études et recherches, Rapport IRSST R-467

- Martin, B.J., Park, H.S. (1997). Analysis of the tonic vibration reflex : influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue. *Eur J Appl Physiol.* 75, 504-511.
- McDowell, T.W., Wiker, S.F., Dong, R.G., Welcome, D.E. (2007). Effects of vibration on grip and push force-recall performance. *International Journal of Industrial Ergonomics*, pp 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.
- Morioka, M., Griffin, M.J. (2009). Equivalent comfort contours for vertical vibration of steering wheels: effect of vibration magnitude, grip force, and hand position. *Applied ergonomics*, pp 817-825
- Nigg, B.M., Herzog, W. (1994). *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. Éditions John Wiley & Sons. pp. 243-248
- O'Driscoll, S.W., Horii, E., Ness, R., Cahalan, T.D., Richards, R.R., An, K.N. (1992). The relationship between wrist position, grasp size, and grip strength. *J Hand Surg.* 17A(1), 169-177.
- Olsen, N., Petring, O.U. (1988). Vibration elicited vasoconstrictor reflex in Raynaud's phenomena. *Br J Ind Med.* 45, 415-419.
- Park, H.S., Martin, B.J. (1993). Contribution of the tonic vibration reflex to muscle stress and muscle fatigue. *Scand J Work Environ Health.* 35-42
- Perotto, A., Delagi, E.F. (2005). *Anatomical guide for the electromyographer : the limbs and trunk*, 4ème édition. Charles C Thomas Publisher.
- Pyykkö, I., Färkkilä, M., Toivanen, J., Korhonen, O., Hyvärinen, J. (1976). Transmission of vibration in the hand-arm system with special reference to changes in compression force and acceleration. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health* 2, pp 87-95
- Radwin, R.G., Armstrong, T.J., Chaffin, D.B. (1987). Power hand tool vibration effects on grip exertions. *Ergonomics*, 30, 5, pp 833-855
- Reynolds, D.D., Angevine, E.N. (1977). Hand-arm vibration. Part II: Vibration transmission characteristics of the hand and arm. *Journal of Sound and Vibration* 51, pp 255-65
- Reynolds, D.O., Soedel, W. (1972). Dynamic response of the hand-arm system to sinusoidal input. *J Sound Vib*, 21, pp 339-53 .
- Ribot-Ciscar, E., Rossi-Durand, C., Roll, J.P. (1998). Muscle spindle activity following muscle tendon vibration in man. *Neurosci Lett.* 258, 147-150.
- Roll, J.P., Vedel, J.P., Ribot, E. (1989). Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. *Exp Brain Res.* 76, 213-222.
- Sebic, O., Karacan, I., Cidem, M., Türker, K.S. (2013) Rectification of SEMG as a tool to demonstrate synchronous motor unit activity during vibration. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23:275:284.
- Semid, O. (2002). Identification et évaluation des facteurs de risques à l'origine des lésions musculo-squelettiques aux membres supérieurs dans le secteur des services automobiles. Mémoire de maîtrise. Université du Québec à Trois-Rivières.

- Seo, N., Armstrong, T., Chaffin, D.B., Ashton-Miller, J.A. (2008). The effect of handle friction and inward or outward torque on maximum axial push force. *Human Factors* **50**(2): 227-236.
- Seroussi, R., Wilder, D-G., Pope, M-H. (1987). Trunk muscle electromyography and whole body vibration, *J.Biomech*, 20, pp135-146
- 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.
- Stelling, J., Hartung, E., Dupuis, H. (1992). Multiaxial hand-arm vibration simulation and biodynamic response. *Man under vibration. Suffering and protection. Udine (Italy)*. pp 483-490
- Streeter, H. (1970). Effects of localized vibration on the human tactile sense. *Amer Ind Hyg Assoc J*. 31(1), 87-91.
- Takeuchi, T., Takeya, M., Imanishi, H. (1986). Pathological changes observed in the finer biopsy of patients with vibration-induced white finger. *Scand J Work Environ Health*.12, 280-283.
- Thonnard, J.L., Masset, D., Penta, M., Piette, A., Malchaire, J. (1997). Short-term effect of hand-arm vibration exposure on tactile sensitivity and manual skill. *Scandinavian journal of work, environment and health*. 23(3), 193-199.
- Tortora, G.J., Derrickson, B. (2007). *Principes d'anatomie et de physiologie*, 2^{ème} édition. Éditions du renouveau pédagogique. Canada
- Van Albada, S.J., Robinson, P.A. (2007). Transformation of arbitrary distributions to the normal distribution with application to EEG test-retest reliability. *Journal of neuroscience methods*.161, 205-211.
- Verrillo, R.T. (1985). Psychophysics of vibrotactile stimulation. *The journal of the acoustical society of America*. 77, pp. 225-232.
- Verrillo, R.T., Gescheider, G.A. (1977). Effect of prior stimulation on vibrotactile thresholds. *Sensory processes*. 1, 292-300.
- Winter, R.D. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*, 2^{ème} édition. John Wiley and sons. New York.
- Xu, X.S., Welcome, D.E., McDowell, T.W., Warren, C., Dong, R.G. (2009). An investigation on characteristics of the vibration transmitted to wrist and elbow in the operation of impact wrenches. *International Journal of Industrial Ergonomics*, pp 174-184
- Yoshitake, Y., Shinohara, M., Kouzaki, M., Fukunaga, T. (2004). Fluctuations in plantar flexion force are reduced after prolonged tendon vibration. *Journal of applied physiology*. Vol 97, 2090-2097.

ANNEXE A : DÉTAIL DES RÉSULTATS DES ANALYSES STATISTIQUES

Tableau 18 Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les accélérations obtenues au poignet lors des trois déviations du poignet

NEUTRE				
	Somatotype	Force de préhension	Amplitude	Fréquence
Somatotype	X	0,957	0,013	0,058
Force de préhension	X	X	<0,001	<0,001
Amplitude	X	X	X	<0,001
Fréquence	X	X	X	X
ABDUCTION				
	Somatotype	Force de préhension	Amplitude	Fréquence
Somatotype	X	0,061	0,033	0,006
Force de préhension	X	X	<0,001	<0,001
Amplitude	X	X	X	<0,001
Fréquence	X	X	X	X
ADDUCTION				
	Somatotype	Force de préhension	Amplitude	Fréquence
Somatotype	X	0,830	0,967	0,921
Force de préhension	X	X	0,998	0,394
Amplitude	X	X	X	N/A
Fréquence	X	X	X	X
*Les résultats significatifs dont $p < 0,05$ sont représentés en gras				

Tableau 19 Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les accélérations obtenues au coude lors des trois déviations du poignet

NEUTRE				
	Somatotype	Force de préhension	Amplitude	Fréquence
Somatotype	X	0,557	0,946	0,099
Force de préhension	X	X	0,013	<0,001
Amplitude	X	X	X	0,036
Fréquence	X	X	X	X
ABDUCTION				
	Somatotype	Force de préhension	Amplitude	Fréquence
Somatotype	X	0,114	0,048	0,997
Force de préhension	X	X	0,393	0,019
Amplitude	X	X	X	0,031
Fréquence	X	X	X	X
ADDUCTION				
	Somatotype	Force de préhension	Amplitude	Fréquence
Somatotype	X	0,638	0,772	0,319
Force de préhension	X	X	0,1785	0,206
Amplitude	X	X	X	0,459
Fréquence	X	X	X	X
*Les résultats significatifs dont $p < 0,05$ sont représentés en gras				

Tableau 20 Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les % CVM_{moy} obtenus lors de la déviation neutre du poignet

	A - Somatotype	B - Force préhension	C - Amplitude vibration	D - Fréquence vibration	AB	AC	BC	AD	BD	CD
Trapèze supérieur	0,670	0,799	0,806	0,389	0,254	0,662	0,812	0,153	0,690	0,154
Deltoïde antérieur	0,042	0,012	0,028	0,103	0,342	0,455	0,833	0,955	0,048	0,052
Deltoïde postérieur	0,138	<0,001	<0,001	0,444	0,060	0,945	0,658	0,609	0,284	0,430
Biceps brachial	0,226	<0,001	<0,001	0,017	0,100	0,526	0,017	0,743	0,370	0,610
Triceps brachial	0,020	<0,001	<0,001	0,004	0,898	0,520	0,020	0,514	0,040	0,082
Premier radial	0,234	<0,001	0,256	0,265	0,476	0,327	0,369	0,947	0,322	0,091
Extenseurs des doigts	0,017	<0,001	0,145	0,161	0,683	0,734	0,142	0,108	0,961	0,590
Fléchisseur des doigts	0,724	<0,001	0,036	0,944	0,003	0,527	0,203	0,616	0,033	0,224
Cubital antérieur	0,669	<0,001	0,500	0,563	0,040	0,636	0,164	0,542	0,089	0,468

*Les résultats significatifs dont $p < 0,05$ sont représentés en gras

Tableau 21 Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les % CVMmoy obtenus lors de l'abduction du poignet

	A - Somatotype	B - Force préhension	C - Amplitude vibration	D - Fréquence vibration	AB	AC	BC	AD	BD	CD
Trapèze supérieur	0,925	0,499	0,501	0,418	0,369	0,726	0,795	0,410	0,791	0,490
Deltoïde antérieur	0,070	0,227	0,002	0,174	0,152	0,033	0,495	0,829	0,652	0,207
Deltoïde postérieur	0,164	<0,001	0,396	0,147	0,414	0,993	0,226	0,819	0,017	0,041
Biceps brachial	0,080	<0,001	0,001	0,096	0,605	0,270	0,209	0,054	0,154	0,308
Triceps brachial	0,008	<0,001	<0,001	0,042	0,973	0,401	0,085	0,302	0,733	0,001
Premier radial	0,687	<0,001	0,463	0,456	0,418	0,744	0,550	1,000	0,354	0,480
Extenseurs des doigts	0,015	<0,001	0,154	0,877	0,723	0,497	0,118	0,895	0,316	0,036
Fléchisseur des doigts	0,209	<0,001	0,136	0,084	0,003	0,399	0,949	0,578	0,004	0,332
Cubital antérieur	0,486	<0,001	0,357	0,263	0,030	0,885	0,967	0,287	0,202	0,838
*Les résultats significatifs dont $p < 0,05$ sont représentés en gras										

Tableau 22 Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les % CVMmoy obtenus lors de l'adduction du poignet.

	A - Somatotype	B - Force préhension	C - Amplitude vibration	D - Fréquence vibration	AB	AC	BC	AD	BD	CD
Trapèze supérieur	0,675	0,258	0,702	0,420	0,833	0,763	0,225	0,049	0,827	0,895
Deltoïde antérieur	0,026	<0,001	0,156	0,128	0,487	0,412	0,961	0,269	0,735	0,266
Deltoïde postérieur	0,335	0,002	0,003	0,086	0,752	0,235	0,076	0,298	0,830	0,324
Biceps brachial	0,677	<0,001	0,051	0,149	0,987	0,514	0,400	0,029	0,478	0,039
Triceps brachial	0,042	<0,001	<0,001	0,946	0,622	0,152	0,772	0,352	0,666	0,379
Premier radial	0,204	<0,001	0,972	0,381	0,882	0,051	0,638	0,356	0,663	0,029
Extenseurs communs des doigts	0,113	<0,001	0,528	0,516	0,838	0,082	0,175	0,108	0,616	0,413
Fléchisseur superficiel des doigts	0,221	<0,001	0,036	0,818	0,010	0,586	0,600	0,841	0,008	0,378
Cubital antérieur	0,956	<0,001	0,512	0,221	0,142	0,149	0,250	0,680	0,036	0,301

*Les résultats significatifs dont $p < 0,05$ sont représentés en gras

Tableau 23 Valeurs p des valeurs d'accélération et de préhension

	Coude Z	Coude Y	Poignet Z	Poignet Y	Préhension
Somatotype (S)	0,096	0,271	0,088	0,528	0,354
Moment force (M)	<0,001	0,004	<0,001	<0,001	<0,001
Poussée (P)	0,033	0,224	0,227	0,002	0,164
Amplitude (A)	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,093
Fréquence (F)	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
SM	0,764	0,377	0,843	0,802	0,566
SP	0,474	0,057	0,083	0,331	0,164
SA	0,618	0,912	0,320	0,901	0,656
SF	0,533	0,699	0,887	0,170	0,634
MP	0,011	0,720	<0,001	0,764	0,134
MA	<0,001	0,286	0,007	0,037	0,075
MF	0,001	<0,001	0,013	<0,001	0,699
PA	0,774	0,089	0,734	0,358	0,566
PF	0,011	0,792	0,007	0,119	0,247
AF	<0,001	<0,001	<0,001	0,793	0,644

*Les résultats significatifs dont $p < 0,05$ sont représentés en gras

Tableau 24 Valeurs p des % CVM_{mov}

	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)	0,148	0,020	0,131	0,040	0,342	0,178	0,052	0,007
Moment force (M)	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Poussée (P)	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,064	<0,001	0,062	0,134
Amplitude (A)	0,811	0,0123	0,008	<0,001	<0,001	0,015	0,010	0,008
Fréquence (F)	<0,001	0,006	<0,001	<0,001	0,002	0,066	0,001	0,003
SM	0,122	0,209	0,873	0,646	0,021	0,485	0,031	0,106
SP	0,702	0,938	0,031	0,424	0,366	0,488	0,573	0,719
SA	0,512	0,389	0,338	0,747	0,320	0,497	0,390	0,713
SF	0,013	0,525	<0,001	0,826	0,189	0,540	0,337	0,355
MP	0,918	<0,001	0,049	<0,001	0,003	<0,001	0,030	0,234
MA	0,054	0,931	0,737	0,597	0,108	0,043	0,652	0,662
MF	0,434	0,657	0,677	<0,001	0,843	0,038	0,227	0,101
PA	0,734	0,034	0,728	0,269	0,603	0,920	0,659	0,905
PF	0,434	0,540	0,677	0,250	0,363	0,043	0,353	0,275
AF	0,258	0,540	0,098	0,171	0,106	0,111	0,520	0,574

*Les résultats significatifs dont $p < 0,05$ sont représentés en gras

Par exemple, on effectue les mesures suivantes :

PLIS ADIPEUX (Endomorphie)

Skinfolds mm		TOTAL SKINFOLDS (mm)																								
Triceps	=	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
Subcapular	=	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
Supraliac	=	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	=																									
Calf	=																									
Fact		FIRST COMPONENT	½	1	1½	2	2½	3	3½	4	4½	5	5½	6	6½	7	7½	8	8½	9	9½	10	10½	11	11½	12

On fait la somme des trois plis adipeux (triceps, infra-scapulaire et supra-iliaque) 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		139.7	143.5	147.3	151.1	154.9	158.8	162.6	166.4	170.2	174.0	177.8	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
Humerus width cm		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
Femur width cm	For	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
Biceps girth		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
Calf girth		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
		SECOND COMPONENT	¼	1	1½	2	2½	3	3½	4	4½	5	5½	6	6½	7	7½	8	8½	9					

En fonction de la taille (178 cm), on trace une ligne verticale sous la taille et on rapporte les valeurs mesurées à leurs endroits respectifs. On compte le nombre de degrés d'écart supérieur (à droite) ou inférieur (à gauche) par rapport à la moyenne de la taille. On additionne ces écarts, et on les divise par quatre. 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 quatre. Cela nous amène à une cote de 5.

CALCUL D'INDICE DE MASSE CORPORELLE MODIFIÉE (Ectomorphie)

Weight kg	13,6	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	
Ht. / $\sqrt[3]{WL}$	3,6	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	
		THIRD COMPONENT		½	1	1½	2	2½	3	3½	4	4½	5	5½	6	6½	7	7½	8	8½	9

Pour notre participant de 178 cm 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

<div style="display: flex; align-items: center; justify-content: center; gap: 20px;"> <div style="border: 1px solid black; padding: 5px; text-align: center;">4,</div> <div style="border: 1px solid black; padding: 5px; text-align: center;">6,</div> <div style="font-size: small;">metri</div> <div style="border: 1px solid black; padding: 5px; text-align: center;">3,</div> <div style="font-size: small;">e</div> </div> <p style="text-align: center; font-size: small;">Photoscopic Somatotype</p>	FIRST COMPONENT	SECOND COMPONENT	THIRD COMPONENT	BY:
	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 C : INDICES D'ENDOMORPHIE, DE MÉSOMORPHIE ET D'ECTOMORPHIE DES SUJETS PARTICIPANTS À L'ÉTUDE

Dans les tableaux suivants, la première colonne représente l'indice d'endomorphie, la deuxième correspond à la mésomorphie tandis que la dernière est plutôt associée au degré d'ectomorphie des sujets.

Tableau 25 Indices permettant de classer les sujets par somatotype (Carter et Heath, 1990) pour les sujets des Volets 1 et 2

Sujets	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
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