

Développement d'une méthodologie pour évaluer la performance des gants à isoler des vibrations en tenant compte de la dextérité ainsi que de la force de préhension

Pierre Marcotte
Subhash Rakheja
Christian Larivière
Yumeng Yao
Chantal Gauvin
Karim Hamouda
Hakim Mecheri

RAPPORTS
SCIENTIFIQUES

R-1147-fr



NOS RECHERCHES travaillent pour vous !

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.

Mission

Dans l'esprit de la Loi sur la santé et la sécurité du travail (LSST) et de la Loi sur les accidents du travail et les maladies professionnelles (LATMP), la mission de l'IRSST est de :

Contribuer à la santé et à la sécurité des travailleuses et travailleurs par la recherche, l'expertise de ses laboratoires, ainsi que la diffusion et le transfert des connaissances, et ce, dans une perspective de prévention et de retour durables au 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 CNESST (preventionautravail.com)
- au bulletin électronique [InfoIRSST](#)

Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales du Québec, 2022
ISBN 978-2-89797-220-2 (PDF)

© Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail, 2022

IRSST - Direction des communications, de la veille et de la mobilisation des connaissances
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec)
H3A 3C2
Téléphone : 514 288-1551
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca

Développement d'une méthodologie pour évaluer la performance des gants à isoler des vibrations en tenant compte de la dextérité ainsi que de la force de préhension

Pierre Marcotte¹, Subhash Rakheja², Christian Larivière¹, Yumeng Yao², Chantal Gauvin¹, Karim Hamouda², Hakim Mecheri¹

¹ IRSST

² Université Concordia

RAPPORTS
SCIENTIFIQUES

R-1147-fr



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.

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



ÉVALUATION PAR DES PAIRS

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 auteurs tiennent à remercier les 15 participants ainsi que l'entreprise Impacto, Belleville, Ontario d'avoir donné plusieurs des gants utilisés pour cette étude.

SOMMAIRE

L'efficacité des gants antivibrations pour réduire les vibrations transmises à la main est actuellement évaluée en laboratoire selon la méthodologie décrite dans la norme ISO 10819:2013. Cette norme évalue la transmission des vibrations à la paume de la main, mais ne tient pas compte de la transmission des vibrations aux doigts ni de l'effet du port de ces gants sur la dextérité manuelle et l'effort de préhension. Cette étude visait à développer une méthodologie afin d'améliorer l'évaluation de la transmission des vibrations par les gants antivibrations à la paume et aux doigts, tout en tenant compte de l'effet de ces gants sur la force de préhension et sur la dextérité manuelle. Pour ce faire, 10 types de gants provenant de différents fabricants ont été sélectionnés et leurs propriétés mécaniques ont été caractérisées. Les gants sélectionnés comprenaient cinq gants avec des matériaux viscoélastiques (Gel1, ..., Gel5), deux gants avec des pochettes d'air (Air1 et Air2), un gant hybride, avec des pochettes d'air au niveau de la paume et un matériau viscoélastique au niveau des doigts (Hybride), un gant en caoutchouc (Caoutchouc) et un gant en tissu (Tissu).

Afin d'évaluer l'influence du port de gants antivibrations sur la force de contact s'exerçant à la surface de la main, un capteur de distribution de pression a été développé pour mesurer la force de contact à l'interface main-poignée ainsi qu'à l'interface main-gant. Par la suite, des essais avec cinq sujets appliquant neuf combinaisons de forces de préhension et de poussée sur une poignée cylindrique ont été réalisés avec le capteur fixé à la surface de la main pour mesurer la force de contact sous trois conditions différentes : main nue (MN), matériau viscoélastique enveloppant la poignée (MV) et main gantée avec un gant antivibration (MG). Lors d'une comparaison entre ces différentes conditions, la contribution des forces de préhension et de poussée sur la force de contact était respectivement de 11 % et 22 % plus élevée pour la condition MV par rapport à la condition MN. Pour la condition MG, la contribution de ces mêmes forces était respectivement de 20 % et 32 % plus élevée par rapport à la condition MN. Ces contributions plus élevées ont été attribuées au fait que le sujet devait déformer plus de matériaux (matériau viscoélastique et enveloppe externe du gant pour la condition MG), et ce, avec une amplitude plus importante (flexion du gant nécessaire pour la condition MG afin de saisir la poignée cylindrique).

La transmissibilité des vibrations à la paume de la main des 10 gants sélectionnés a ensuite été évaluée à l'aide de 15 sujets selon les dispositions de la norme ISO 10819, ainsi qu'à l'index et au majeur. Cinq gants ont satisfait les critères d'atténuation des vibrations de la norme ISO 10819; il s'agit des gants Air1, Air2, Gel2, Gel5 et Hybride. Pour ces cinq gants, l'atténuation des vibrations à la paume se manifestait au-dessus de 30 Hz. Pour les doigts, ces mêmes gants atténuaient les vibrations transmises à l'index et au majeur à partir d'environ 200 Hz.

Par la suite, la dextérité manuelle moyenne et grossière offerte par les gants a été évaluée selon deux tests de dextérité (ASTM F2010 et « Two Hands Turning and Placing Minnesota »), pour 11 conditions (10 gants sélectionnés et main nue) et avec 15 sujets. Par rapport à la main nue, le port d'un gant a augmenté les temps d'exécution de 14 à 73 % pour le test ASTM et de 16 à 70 % pour le test Minnesota, selon le type de gant. Les résultats ont montré également des temps d'exécution généralement plus élevés avec le test Minnesota par rapport au test ASTM. Le test Minnesota a aussi présenté une variabilité plus élevée, en plus de présenter une sensibilité moins élevée pour discriminer entre les 10 gants de l'étude (42 % versus 51 % pour le test ASTM). Par ailleurs, parmi les cinq gants satisfaisant les critères d'atténuation des vibrations de la norme ISO 10819, deux groupes distincts ont été observés pour le test ASTM. Il s'agit du gant

Air1 pour le groupe offrant la moins bonne dextérité et des gants Gel2, Gel5, Air2 et Hybride pour le groupe offrant la meilleure dextérité. Pour le test Minnesota, on note également l'existence de deux groupes distincts, constitués du gant Air1 pour le groupe offrant la moins bonne dextérité et des gants Gel2 et Air2 pour le groupe offrant la meilleure dextérité. Les gants Gel5 et Hybride constituaient un groupe intermédiaire, chevauchant les deux groupes distincts.

Afin d'établir une méthodologie visant à évaluer l'effet du port de gants antivibrations sur la force de préhension, l'activation musculaire a été mesurée par électromyographie de surface pour quatre muscles de l'avant-bras, à savoir le grand palmaire (GP), le fléchisseur commun des doigts (FCD), le premier radial (PR) et l'extenseur commun des doigts (ECD). Ces mesures ont été effectuées pour 11 conditions de gant (main nue et les 10 gants sélectionnés) avec 15 sujets exerçant des forces de préhension de 25 et 50 N sur une poignée cylindrique de 40 mm de diamètre. Les valeurs efficaces moyennes (RMS) obtenues pour chaque muscle pour un gant et une force de préhension donnés ont été normalisées par rapport à celles obtenues pour la condition main nue sous la même force de préhension. La stratégie de mesure la plus sensible (préhension de 50 N – combinaison des muscles PR et GP) a permis d'identifier trois sous-groupes de gants qui s'avéraient être équivalents en matière d'exigence, comme mesurée avec l'activation musculaire. Le premier sous-groupe était constitué des gants Tissu (valeur efficace moyenne à 122 % de celle de la main nue) et Caoutchouc (134 %), soient les moins exigeants de tous les gants. Le deuxième sous-groupe était formé des gants Gel1, Gel2, Gel3, Gel4, Air2 et Hybride qui ont généré une activation musculaire variant entre 143 et 151 % de la main nue. Finalement, le troisième sous-groupe était constitué des gants Gel5 (157 %) et Air1 (173 %), soient les plus exigeants. Parmi les cinq gants qui satisfaisaient les critères d'atténuation des vibrations de la norme ISO 10819 (Gel2, Gel5, Air1, Air2 et Hybride), les gants Gel2, Air2 et Hybride étaient ceux qui étaient les moins exigeants.

Des corrélations significatives entre l'épaisseur du gant et la majorité des mesures de transmissibilité ont suggéré une meilleure atténuation des vibrations pour une épaisseur plus élevée du gant (donc plus faible rigidité en compression). Cette association a été confirmée par des corrélations positives entre certaines transmissibilités et la rigidité du matériau antivibration, où une plus faible rigidité était associée à une plus faible transmissibilité des vibrations, en diminuant la fréquence de résonance du système main-gant. Par ailleurs, l'épaisseur du gant ainsi que l'utilisation de matériaux rigides pour la couverture et le dos des gants ont entraîné une augmentation des efforts de préhension en augmentant, entre autres, la rigidité en flexion du gant. Cette rigidité contribue également à augmenter les temps d'exécution des tests de dextérité manuelle ASTM et Minnesota.

TABLE DES MATIÈRES

| | |
|--|------------|
| REMERCIEMENTS | i |
| SOMMAIRE | iii |
| LISTE DES TABLEAUX | vii |
| LISTE DES FIGURES..... | ix |
| 1. INTRODUCTION | 1 |
| 2. ÉTAT DES CONNAISSANCES | 3 |
| 2.1 Transmissibilité vibratoire des gants antivibrations | 3 |
| 2.1.1 Évaluation des gants selon la norme ISO 10819 | 3 |
| 2.1.2 Les limitations de la norme ISO 10819 | 5 |
| 2.2 Effet des gants sur la dextérité..... | 6 |
| 2.3 Effet des gants AV sur la force de préhension | 9 |
| 3. OBJECTIFS DE RECHERCHE | 11 |
| 4. MÉTHODOLOGIE GÉNÉRALE..... | 13 |
| 4.1 Sélection des gants antivibrations..... | 13 |
| 4.2 Caractérisation des propriétés mécaniques des matériaux antivibrations | 14 |
| 5. ÉVALUATION DE LA FORCE DE CONTACT | 17 |
| 5.1 Développement d'un capteur de pression | 18 |
| 5.2 Équilibrage et étalonnage du capteur..... | 19 |
| 5.3 Évaluation du capteur en appliquant une pression uniforme | 20 |
| 5.4 Évaluation du capteur à l'aide de forces distribuées..... | 20 |
| 5.5 Mesure de la force de contact à l'interface main/poignée et main/gant | 22 |
| 5.5.1 Méthode | 23 |
| 5.5.2 Résultats | 25 |
| 6. ÉVALUATION DE LA TRANSMISSION DES VIBRATIONS | 29 |
| 6.1 Évaluation de l'adaptateur de paume..... | 29 |
| 6.1.1 Méthode | 29 |
| 6.1.2 Résultats | 30 |
| 6.2 Mesure de la transmissibilité vibratoire | 33 |
| 6.2.1 Méthode | 33 |
| 6.2.2 Résultats | 38 |
| 6.3 Discussion | 41 |

| | | |
|------------|--|-----------|
| 7. | ÉVALUATION DE L'EFFET DU PORT DE GANTS ANTIVIBRATIONS SUR LA DEXTÉRITÉ MANUELLE | 43 |
| 7.1 | Méthode..... | 43 |
| 7.2 | Résultats..... | 46 |
| 7.2.1 | Analyse statistique..... | 48 |
| 8. | ÉVALUATION DE L'INFLUENCE DES GANTS ANTIVIBRATIONS SUR LA FORCE DE PRÉHENSION | 53 |
| 8.1 | Méthode..... | 53 |
| 8.2 | Résultats..... | 55 |
| 8.3 | Discussion | 59 |
| 9. | DISCUSSION GÉNÉRALE | 61 |
| 9.1 | Étude de corrélation..... | 61 |
| 9.2 | Performance globale des gants testés | 64 |
| 9.3 | Limites de l'étude et proposition d'une méthodologie pour l'évaluation multicritère des gants..... | 65 |
| 10. | CONCLUSION | 67 |
| | BIBLIOGRAPHIE | 71 |

LISTE DES TABLEAUX

| | | |
|-------------|---|----|
| Tableau 1. | Description des gants retenus pour l'étude | 13 |
| Tableau 2. | Propriétés mécaniques des matériaux antivibrations | 16 |
| Tableau 3. | Différences entre les forces de contact appliquées et mesurées..... | 20 |
| Tableau 4. | Validation du capteur Tekscan pour différentes régions..... | 22 |
| Tableau 5. | Coefficients des forces de poussée et de préhension | 27 |
| Tableau 6. | Dimensions des mains des participants | 34 |
| Tableau 7. | Valeurs globales de transmissibilité | 39 |
| Tableau 8. | Paramètres anthropométriques des mains des participants | 45 |
| Tableau 9. | Différences significatives entre les gants pour le test de dextérité ASTM F2010 ($\alpha = 0,05$) | 49 |
| Tableau 10. | Différences significatives entre les gants pour le test de dextérité Minnesota ($\alpha = 0,05$) | 49 |
| Tableau 11. | Classement des gants en groupes selon les différences statistiquement significatives du score de dextérité pour le test ASTM F2010 | 51 |
| Tableau 12. | Classement des gants en groupes selon les différences statistiquement significatives du score de dextérité pour le test Minnesota..... | 51 |
| Tableau 13. | Propriétés anthropométriques des participants | 53 |
| Tableau 14. | Synthèse des résultats statistiques portant sur la comparaison des taux d'utilisation musculaire (TUM) entre les différentes conditions de gant (n = 10) et de force (25 et 50 N) | 56 |
| Tableau 15. | Synthèse des résultats statistiques portant sur la comparaison des taux d'utilisation musculaire (TUM) entre les différentes conditions de gants (n = 10) | 57 |
| Tableau 16. | Corrélations entre les différentes mesures effectuées sur les gants (r : coefficient de corrélation de Pearson; p : valeur p) | 63 |

LISTE DES FIGURES

| | | |
|------------|--|----|
| Figure 1. | Dispositif expérimental pour évaluer la transmissibilité des gants antivibrations..... | 3 |
| Figure 2. | Schéma du dispositif expérimental servant à mesurer les propriétés mécaniques des matériaux antivibrations. | 15 |
| Figure 3. | Définition de la force de contact. | 17 |
| Figure 4. | Capteur Tekscan : (a) photo; (b) schéma précisant les dimensions du capteur..... | 18 |
| Figure 5. | Dispositif expérimental servant à caractériser le capteur..... | 21 |
| Figure 6. | Force mesurée en fonction de la force appliquée..... | 22 |
| Figure 7. | Dispositif expérimental pour l'évaluation de la force de contact..... | 23 |
| Figure 8. | Force de contact en fonction de la force de préhension (a) et de la force de poussée (b)..... | 26 |
| Figure 9. | Accéléromètres miniatures disposés directement sur la paume | 30 |
| Figure 10. | Évaluation de la transmissibilité de la poignée instrumentée..... | 30 |
| Figure 11. | Transmissibilité des vibrations : (a) sur la paume de la main et (b) sur la poignée instrumentée. | 31 |
| Figure 12. | Transmissibilité des vibrations pour la main nue | 32 |
| Figure 13. | Transmissibilité des vibrations pour la main gantée | 33 |
| Figure 14. | Photos de la poignée instrumentée..... | 35 |
| Figure 15. | Dispositifs de mesure des vibrations..... | 35 |
| Figure 16. | Schéma du dispositif expérimental pour évaluer la transmissibilité vibratoire des gants. | 36 |
| Figure 17. | Transmissibilité vibratoire normalisée, en fonction de la fréquence, à la paume de la main | 40 |
| Figure 18. | Transmissibilité vibratoire normalisée, en fonction de la fréquence, à l'index | 41 |
| Figure 19. | Transmissibilité vibratoire normalisée, en fonction de la fréquence, au majeur..... | 41 |
| Figure 20. | Tests de dextérité retenus : (a) Minnesota; (b) ASTM F2010. | 43 |
| Figure 21. | Temps d'exécution pour l'ensemble des participants (n=15) pour les tests de dextérité | 46 |
| Figure 22. | Score de dextérité pour l'ensemble des participants (n=15) pour les tests | 47 |
| Figure 23. | Comparaison des résultats aux tests ASTM F2010 et Minnesota | 48 |
| Figure 24. | Dispositif expérimental et posture du participant. | 54 |

| | | |
|------------|--|----|
| Figure 25. | Taux d'utilisation musculaire (TUM), par rapport à la condition de référence à main nue (%REF), du premier radial (PR) et de l'extenseur commun des doigts (ECD) pour chacun des gants..... | 58 |
| Figure 26. | Taux d'utilisation musculaire (TUM) lors des efforts à 50 N, par rapport à la condition de référence à main nue (%REF), du grand palmaire (GP) et de la combinaison PR-GP (premier radial – grand palmaire) pour chacun des gants..... | 59 |

1. INTRODUCTION

Les opérateurs d'outils portatifs vibrants, utilisés dans plusieurs milieux de travail, sont exposés à des niveaux de vibrations main-bras (VMB) résultant des interactions entre ces outils et les mains. L'exposition professionnelle à de telles vibrations est liée à une série de troubles vasculaires, neurosensoriels et musculosquelettiques du système main-bras, collectivement définis comme le syndrome des vibrations main-bras (SVMB) (Weir et Lander, 2005). La plus grave de ces atteintes causées par une exposition prolongée aux VMB est sans doute le syndrome de Raynaud, ou maladie des doigts blancs, induite par les vibrations. Au Québec, pour la période 1993-2002, environ 30 travailleurs par année ont été indemnisés par la Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail (CNESST) pour le syndrome de Raynaud, et environ 20 travailleurs par année pour d'autres maladies liées à l'exposition aux vibrations main-bras (Duguay et Massicotte, 2006). Plus récemment, pour la période 2005-2009, une quarantaine de travailleurs par année ont été indemnisés pour des lésions liées aux VMB (CNESST - Dépôt de données central et régional). Même si un nombre relativement restreint de travailleurs ont été indemnisés au cours de ces années, la compensation moyenne pour les lésions liées aux VMB est d'environ 35 000 \$, soit environ 8 fois le coût moyen de compensation par lésion pour la même période. Une autre étude suggère que beaucoup plus de travailleurs pourraient être affectés par les VMB au Québec, les cas compensés pourraient n'être que la pointe de l'iceberg (Turcot, Roy et Simpson, 2007). Il est généralement admis que l'apparition de ces troubles peut être réduite en diminuant l'amplitude des VMB, ce qui est confirmé par la relation dose-réponse définie dans la norme ISO 5349-1 (Organisation internationale de normalisation [ISO], 2001). Bien que des efforts de conception considérables aient été faits pour réduire à la source les vibrations des outils, comme l'équilibreur automatique, les amortisseurs vibratoires et les poignées d'outils isolées de la source vibrante (Golysheva, Babitsky et Veprik, 2004; Lindell, 2011; Rakheja, Rajalingham et Boileau, 2002), les gants antivibrations (AV) faits de pochettes d'air ou de matériaux viscoélastiques sont considérés comme un moyen simple de réduire les VMB. Cependant, la méthodologie actuelle d'évaluation des performances des gants AV ne semble pas produire des résultats fiables et représentatifs, ce qui rend difficile le choix de gants appropriés afin de réduire les risques associés à l'exposition aux VMB.

L'efficacité des gants AV pour réduire les vibrations transmises à la main est actuellement évaluée en laboratoire selon la méthodologie décrite dans la norme ISO 10819:2013 (ISO, 2013). Cependant, cette norme comporte plusieurs limites dans l'évaluation de ces gants. En effet, différentes études ont montré de grandes variations dans la transmissibilité des vibrations, parfois pour un même gant, qui sont principalement attribuées à la complexité des mesures à l'interface main-gant avec un adaptateur de paume rigide, comme l'exige la norme (Dong *et al.*, 2009). L'adaptateur rigide peut modifier les propriétés de l'interface main-gant et donc l'atténuation des vibrations. De plus, l'adaptateur ne tient pas compte des vibrations transmises aux doigts ni de la répartition spatiale des vibrations transmises à la main et aux doigts. Alors que les évaluations de conceptions antérieures de gants AV avec la norme ISO 10819 suggéraient que la plupart des gants amplifient les vibrations à des fréquences inférieures à 100 Hz et n'offrent qu'une atténuation limitée aux fréquences supérieures (Dong *et al.*, 2009; Dong, Rakheja, *et al.*, 2005; Dong, Welcome, McDowell et Rakheja, 2005; Pinto, Stacchini, Bovenzi, Paddan et Griffin, 2001; Rakheja, Dong, Welcome et Schopper, 2002), les conceptions actuelles de gants à pochettes d'air ou en gel viscoélastique offrent une atténuation notable des vibrations à haute fréquence. La transmissibilité globale des vibrations, pondérée en fréquence, des différents gants dans la

gamme de fréquences H (200-1000 Hz) varie de 0,43 à 0,88, tandis que celle dans la gamme de fréquences M (25-200 Hz) est inférieure à 0,9, en particulier pour les gants à pochettes d'air et ceux en mousse de gel (Dong *et al.*, 2002; Shibata et Maeda, 2008). Quelques études ont également montré que l'utilisation de gants AV, lors de l'exposition aux VMB, protège contre la réduction du flux sanguin dans les doigts (une caractéristique associée au développement du syndrome de Raynaud) à des fréquences aussi faibles que 31,5 Hz (Mahbub *et al.*, 2007). De plus, une autre étude a montré que la transmissibilité vibratoire des gants AV aux doigts diffère de celle à la paume de la main (Welcome, Dong, Xu, Warren et McDowell, 2014), remettant en question la pertinence de la norme ISO 10819 actuelle, qui limite l'évaluation des gants pour réduire les vibrations transmises uniquement à la paume de la main. De plus, parce qu'ils sont encombrants et épais, ces gants AV nuisent à la dextérité de la main et nécessitent une force de préhension accrue de la part des opérateurs pour guider l'outil (Muralidhar, Bishu et Hallbeck, 1999; Wimer *et al.*, 2010). Bien que les gants AV puissent aider à réduire l'exposition du système main-bras aux vibrations, ils peuvent nuire à la précision du travail et causer de l'inconfort et de la fatigue à l'opérateur. Pour ces raisons, les travailleurs peuvent être réticents à utiliser de tels gants lorsqu'ils travaillent avec des outils vibrants, surtout en combinaison avec d'autres tâches manuelles (Rowley *et al.*, 2011).

Cette étude vise donc à développer une méthodologie afin d'améliorer l'évaluation de la transmission des vibrations à la paume de la main et aux doigts par les gants AV, tout en tenant compte de l'effet du port de ces gants sur la force de préhension et la dextérité manuelle. Après un état des connaissances sur la transmissibilité des gants AV ainsi que sur l'effet du port de gants sur la force de préhension et la dextérité manuelle (chapitre 2), les objectifs du projet de recherche sont présentés au chapitre 3. Par la suite, la sélection des 10 types de gants ayant été testés ainsi que leurs principales caractéristiques et propriétés sont présentées au chapitre 4, sous forme de méthodologie générale. Le chapitre 5 présente le développement d'un capteur de distribution de pression pour mesurer la force de contact aux interfaces main-poignée et main-gant, la validation du capteur ainsi que son application pour évaluer l'effet du port d'un gant AV sur la force de contact s'exerçant sur la main. Au chapitre 6, la possibilité de mesurer la transmissibilité des vibrations directement sur la paume de la main à l'aide d'accéléromètres miniatures a été évaluée, et la transmissibilité des 10 gants retenus pour l'étude a été mesurée à la paume de la main, à l'index et au majeur. Une méthodologie pour évaluer la dextérité manuelle moyenne et grossière des 10 types de gants à l'étude a été développée en utilisant deux tests de dextérité différents (chapitre 7), tandis que le chapitre 8 porte sur le développement d'une méthodologie basée sur l'électromyographie de surface afin d'évaluer l'effet du port des 10 types de gants sur les niveaux d'activation musculaire des principaux muscles de l'avant-bras contribuant à l'effort de préhension. Finalement, une analyse de corrélation entre les résultats des différentes mesures effectuées, ainsi qu'une discussion générale des principaux résultats, constitue le chapitre 9, tandis que la conclusion est présentée au chapitre 10.

2. ÉTAT DES CONNAISSANCES

2.1 Transmissibilité vibratoire des gants antivibrations

2.1.1 Évaluation des gants selon la norme ISO 10819

L'évaluation de l'efficacité des gants antivibrations à réduire l'exposition aux vibrations est effectuée selon les exigences de la norme ISO 10819 (ISO, 2013). Les essais sont réalisés en mesurant la vibration transmise à la paume de la main par une poignée instrumentée vibrante. La figure 1 illustre le dispositif d'essai constitué d'un pot vibrant sur lequel est montée la poignée instrumentée. Celle-ci comprend des capteurs de force pour mesurer les forces de préhension et de poussée, ainsi qu'un accéléromètre à un ou trois axes pour mesurer et contrôler l'accélération à la poignée. Un adaptateur de paume, équipé d'un accéléromètre à un ou trois axes, est utilisé à l'intérieur du gant pour mesurer la vibration transmise à l'interface paume-gant, tout en mesurant simultanément les vibrations à la poignée. Par l'intermédiaire de la poignée instrumentée et d'un moniteur affichant les forces de préhension et de poussée, le sujet doit maintenir une force de préhension de 30 ± 5 N et une force de poussée de 50 ± 8 N pendant l'essai. La norme exige que trois sujets effectuent cinq essais chacun, tout en maintenant leur avant-bras en position horizontale, leur coude ne touchant pas le corps, pour un angle du coude de $90 \pm 15^\circ$ et un angle du poignet entre 0° et 40° de la position neutre.

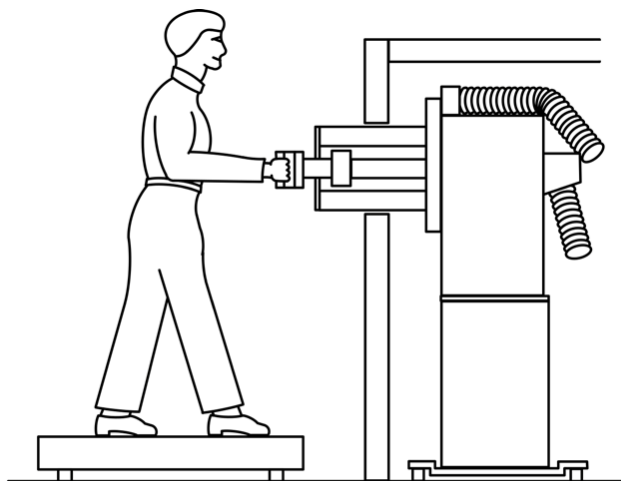


Figure 1. Dispositif expérimental pour évaluer la transmissibilité des gants antivibrations (*Posture of the test subject during measurements, figure empruntée de ISO 10819:2013, Mechanical vibration and shock — Hand-arm vibration — Measurement and evaluation of the vibration transmissibility of gloves at the palm of the hand, est reproduite avec la permission de International Organization for Standardization [ISO]. Il est possible d'obtenir cette norme d'un membre ISO ou du site web du ISO Central Secretariat, à l'adresse suivante : www.iso.org. Droits d'auteur : ISO).*

Au début d'une séance de mesure, une mesure de transmissibilité de l'adaptateur seul est effectuée en fixant l'adaptateur à la poignée vibrante à l'aide de bandes élastiques. L'accéléromètre positionné à l'intérieur de l'adaptateur doit être aligné avec l'accéléromètre installé à l'intérieur de la poignée. De plus, la force de contact entre l'adaptateur et la poignée doit

être de 80 ± 10 N. La transmissibilité entre les deux accéléromètres doit être comprise entre 0,95 et 1,05 pour chaque bande de tiers d'octave dans la gamme de fréquences concernée (25-1250 Hz). La transmissibilité de l'adaptateur seul est ensuite calculée pour les spectres de fréquences **M** et **H** selon les équations suivantes :

$$TR_{b,M} = \frac{a_{h(Pg),M}}{a_{R,M}} \quad (1)$$

$$TR_{b,H} = \frac{a_{h(Pg),H}}{a_{R,H}} \quad (2)$$

où $TR_{b,M}$ et $TR_{b,H}$ sont la transmissibilité entre la poignée et l'adaptateur seul, respectivement pour les spectres **M** et **H**, $a_{h(Pg),M}$ et $a_{h(Pg),H}$ sont les accélérations efficaces pondérées ISO 5349-1 mesurées à l'adaptateur dans les gammes de fréquences 25-200 Hz (**M**) et 200-1250 Hz (**H**), respectivement, et $a_{R,M}$ et $a_{R,H}$ sont les accélérations efficaces pondérées à la poignée pour les gammes de fréquences **M** et **H**, respectivement.

Après la mesure de la transmissibilité entre la poignée et l'adaptateur, les trois sujets effectuent le test avec l'adaptateur de paume à l'intérieur des gants, placé entre la paume de la main et le gant, afin de mesurer la transmissibilité du gant en utilisant l'accéléromètre de l'adaptateur de paume et celui de la poignée instrumentée. L'axe de mesure de l'accéléromètre à l'intérieur de l'adaptateur ne doit pas s'écarter de plus de 15° de la direction des vibrations. Pour ce faire, soit une fente est pratiquée dans la couture du gant entre le pouce et l'index pour vérifier visuellement l'alignement de l'adaptateur, soit un accéléromètre triaxial est utilisé dans l'adaptateur et la somme vectorielle de l'accélération, suivant les trois axes, est utilisée pour calculer le facteur de transmission du gant. L'excitation vibratoire se compose de deux gammes de fréquences : le spectre **M** allant de 25 à 200 Hz et le spectre **H** allant de 200 à 1250 Hz. La transmissibilité non corrigée du gant est ensuite calculée pour chacune des 15 mesures (3 sujets effectuant 5 essais chacun) pour les spectres **M** et **H** :

$$TR_{g,M} = \frac{a_{h(Pg),M}}{a_{R,M}} \quad (3)$$

$$TR_{g,H} = \frac{a_{h(Pg),H}}{a_{R,H}} \quad (4)$$

où $TR_{g,M}$ et $TR_{g,H}$ sont la transmissibilité non corrigée du gant sur les spectres **M** et **H**, respectivement. Les valeurs de transmissibilité corrigées sont ensuite calculées à partir de la transmissibilité non corrigée du gant et de la transmissibilité de l'adaptateur seul pour les spectres **M** et **H** :

$$TR_M = \frac{TR_{g,M}}{TR_{b,M}} \quad (5)$$

$$TR_H = \frac{TR_{g,H}}{TR_{b,H}} \quad (6)$$

où TR_M et TR_H représentent la transmissibilité corrigée du gant respectivement pour les spectres M et H . La moyenne de la transmissibilité corrigée du gant est calculée sur les 15 mesures pour chaque spectre, ce qui donne les valeurs $TR_{moyen,M}$ et $TR_{moyen,H}$ pour les spectres M et H , respectivement. Les écarts-types ainsi que les coefficients de variation sont également calculés pour les deux spectres. Pour qu'un gant réussisse le test et soit reconnu comme étant un gant antivibration, il doit répondre aux deux critères suivants :

$$TR_{mean,M} \leq 0,90 \quad (7)$$

$$TR_{mean,H} \leq 0,60 \quad (8)$$

La norme stipule en outre que l'épaisseur du matériau réduisant les vibrations transmises à la paume de la main ne doit pas être supérieure à 8 mm et que l'épaisseur du même matériau à la hauteur des doigts et du pouce ne doit pas être inférieure à 0,6 fois celle du matériau de la paume du gant.

2.1.2 Les limitations de la norme ISO 10819

De nombreuses études ont été menées pour évaluer la pertinence de la méthode normalisée pour évaluer la capacité des gants AV à réduire l'exposition aux vibrations main-bras. Plusieurs limitations de la méthode actuelle de test des gants AV ont été identifiées par différents auteurs. L'une des principales limites est le fait que la norme ISO 10819 ne prend en compte que la transmissibilité du gant à la paume de la main, présumant que la transmission des vibrations à la paume et aux doigts est similaire. Les caractéristiques vibratoires des doigts, cependant, diffèrent considérablement de celles de la paume (Dong *et al.*, 2012). Les gants AV jugés acceptables sur la seule base de la transmissibilité des vibrations à la paume de la main peuvent donc présenter des performances globales différentes lorsque la transmissibilité des vibrations aux doigts est prise en compte. Dans une étude récente (Welcome *et al.*, 2014), un vibromètre laser à balayage 3D a été utilisé pour mesurer les vibrations transmises aux doigts avec et sans gants AV. Le vibromètre laser a été utilisé pour mesurer la transmissibilité des vibrations à différents endroits sur les surfaces dorsales de l'index et du majeur pour trois conditions de gant : main nue, gant rempli de gel et gant avec pochettes d'air. Le gant rempli de gel n'a pas été classé comme un gant AV, principalement parce que sa transmissibilité au spectre H (de 200 à 1250 Hz) était supérieure à 0,7 (Welcome, Dong, Xu, Warren et McDowell, 2012), ce qui est supérieur à la transmissibilité maximale (0,60) permise par la norme. Par contre, le gant avec pochettes d'air aurait été classé comme gant AV si le critère d'épaisseur du gant à la hauteur des doigts avait été moins sévère (Welcome *et al.*, 2012). De plus, les gants amplifiaient les vibrations au bout des doigts en dessous de 400 Hz, et les vibrations de l'ensemble des doigts étaient soit réduites au minimum (< 3 %) soit amplifiées en dessous de 400 Hz. Les résultats de cette étude suggèrent donc que les gants AV ne sont pas efficaces pour réduire les vibrations des doigts en dessous de 250 Hz, là où la grande majorité des outils électriques vibrants ont une fréquence dominante de vibration. Hewitt, Dong, Welcome et McDowell (2014) ont utilisé les données des deux gants de l'étude de Welcome *et al.* (2012) pour estimer la transmission des vibrations de différents outils à la paume de la main en utilisant les fonctions de transfert mesurées. L'étude a conclu que les gants n'atténuent pas ou peu les vibrations des doigts, même s'ils répondent aux critères de sélection de la norme ISO 10819.

Dans une autre étude, Dong *et al.* (2009) ont utilisé une approche expérimentale et de modélisation pour analyser les mécanismes d'amortissement des gants AV. Le modèle a été développé à partir de mesures d'impédance mécanique au point d'entrée, réparties aux doigts et à la paume de la main, avec et sans gant. Six sujets ont participé aux expériences avec deux types de gants AV (gants à pochettes d'air et gants remplis de gel). Le modèle proposé a ensuite été appliqué pour prédire l'efficacité du gant en termes de vibrations transmises aux interfaces doigt-gant et main-gant, aux os des doigts et au poignet. Les résultats montrent que les gants pourraient atténuer quelque peu les vibrations transmises à la paume de la main à des fréquences supérieures à la fréquence de résonance fondamentale du système main-bras ganté (29 Hz), mais en procurant seulement une faible réduction des vibrations transmises au doigt sous la fréquence de résonance dominante de ce dernier (181 Hz). De plus, l'article mentionne la difficulté de diminuer la vibration transmise aux doigts en dessous de 100 Hz. Par conséquent, la méthode normalisée actuelle, basée sur la mesure de la transmissibilité à la paume de la main seulement, serait inappropriée pour caractériser la réduction globale de l'exposition aux vibrations à l'aide d'un gant. De plus, l'adaptateur de paume pourrait introduire des erreurs de mesure en raison de sa masse et de son désalignement.

Welcome *et al.* (2012) ont mené une étude pour évaluer les principaux aspects techniques de la norme ISO 10819 révisée selon une approche expérimentale. Cinq sujets humains ont participé à l'étude pour tester huit gants AV différents. L'expérience s'est déroulée en deux phases : (i) la mesure de la transmissibilité des gants et (ii) la mesure de la force de préhension de la main avec et sans gant. Bien que certains des gants testés répondaient aux critères de transmissibilité des vibrations spécifiés dans la version précédente de la norme ISO 10819 (ISO, 1996), aucun d'entre eux ne pouvait être classé comme gant AV, car ils ne répondaient pas aux critères concernant l'épaisseur du gant sur les doigts. De plus, l'étude a montré que trois sujets n'étaient pas suffisants pour le test en raison de la grande variabilité entre les sujets. En effet, certains gants ont réussi le critère de transmissibilité dans certaines circonstances, et ne l'ont pas réussi dans d'autres circonstances, selon les trois sujets choisis parmi les cinq participants effectuant l'essai. En outre, les gants testés ont révélé des performances différentes en termes d'atténuation des vibrations et de réduction de la force de préhension. Par exemple, les deux gants qui ont le moins atténué les vibrations sont aussi ceux qui ont entraîné la plus grande réduction de la force de préhension, tandis que le gant qui a le mieux atténué les vibrations est aussi celui qui a entraîné la plus petite réduction de la force de préhension. Cela montre qu'il est possible d'avoir un gant AV efficace pour atténuer les vibrations transmises à la main, sans trop affecter la force de préhension. Pour cette raison, les auteurs recommandent d'ajouter l'évaluation de la force de préhension dans la procédure de test des gants AV.

2.2 Effet des gants sur la dextérité

Même si la perte de dextérité associée au port de gants de protection a été évaluée dans plusieurs études, aucune, à notre connaissance, n'a été spécifique aux gants AV. Bradley (1969) a mené une étude montrant que la durée des opérations de contrôle était affectée lorsque les sujets portaient des gants, tandis que Banks (1979) a constaté que l'utilisation de gants augmentait de 50 à 60 % la durée des tâches. Les travailleurs exposés aux vibrations main-bras peuvent avoir besoin d'une dextérité différente pour différentes tâches de travail, par exemple, la préhension de poignées d'outils vibrants et la manipulation de petites pièces comme les boulons et les écrous. Il existe plusieurs tests pour mesurer, en laboratoire, la dextérité manuelle (Dianat, Haslegrave et Stedmon, 2012; Gauvin, Tellier, Daigle et Petitjean-Roget, 2007). Il s'agit de demander aux participants d'exécuter des tâches spécifiques (p. ex., placer des goupilles dans des trous ou assembler des boulons et des écrous) le plus rapidement possible. Plusieurs de ces tests ont été

utilisés pour évaluer la dextérité fournie par les gants de protection résistant aux produits chimiques, biologiques ou thermiques (Andruk, Shampine et Reins, 1976; Bensel, 1993; McGinnis, Bensel et Lockhart, 1973; Moore, Solipuram et Riley, 1995; Muralidhar et Bishu, 1994; Robinette, Ervin et Zehner, 1986; Ross et Ervin, 1987; Sawyer et Bennett, 2006; Scanlan, Roberts, McCallum et Robinson, 2004), y compris le test de vitesse de manipulation du Minnesota (Jurgensen, 1943), le test de dextérité digitale O'Connor (Hines et O'Conner, 1926), le test de dextérité des outils manuels Bennett (Bennett, 1981) et le test Purdue Pegboard (Tiffin et Asher, 1948). Quelques études ont également évalué la dextérité des travailleurs portant des gants en leur demandant d'exécuter des tâches de manutention spécifiques ou de porter des gants au cours d'un quart de travail régulier (Gauvin et Lara, 2013; Neiburger, 1992; Scanlan *et al.*, 2004; Tellier, Lara et Daigle, 1999). Plummer *et al.* (1985) ont mené une étude pour voir l'effet de dix conditions de gants différentes (six gants doubles et trois combinaisons de gants simples avec une seule condition à main nue) sur la performance du sujet en utilisant le test de dextérité de Bennett. Les résultats ont montré que les gants augmentaient le temps de réalisation moyen de 15 à 37 %. Plusieurs combinaisons de gants doubles avaient des temps de réalisation des tâches significativement plus longs que les gants simples. Bensel (1993) a mené une expérience pour voir l'effet de différentes épaisseurs de gants (0,18 mm; 0,36 mm; 0,64 mm et main nue) sur différents tests de dextérité (le « Minnesota rate of manipulation test – turning »; le « O'Connor finger dexterity test » et le « Rifle disassembly/assembly »). Le temps d'exécution le plus court (meilleure performance) a été obtenu avec la main nue alors que le temps le plus long a été obtenu pour le gant le plus épais (0,64 mm). Les résultats suggèrent que le choix du matériau de gant le plus mince, compatible avec la protection contre l'environnement chimique, se traduira par une performance manuelle relativement efficace.

Muralidhar *et al.* (1999) ont mené une étude afin de déterminer si un gant pouvait être conçu selon un critère de protection sélective. Des modèles de répartition des forces du côté palmaire de la main ont été obtenus à partir de diverses études pour développer des zones de la main qui avaient besoin d'être protégées. Une nouvelle conception de gants a été mise au point sur la base du principe de la protection sélective, où le matériau de protection est introduit à différentes épaisseurs sur différentes parties du gant, afin d'assurer la protection là où elle est le plus nécessaire, tout en préservant la dextérité et la force de préhension souhaitables de la main nue, optimisant ainsi le compromis entre protection et performance. Deux paires de gants prototypes incorporant différents niveaux de protection ont été fabriquées et testées à l'aide d'une batterie d'essais de performance, y compris une tâche de panneau perforé (« Minnesota rate of manipulation test – turning »), une tâche de nouage de corde (« Test for flexible object manipulation »), une tâche d'assemblage (« Modified Pennsylvania bi-manual work sample assembly test ») et une manipulation de blocs. Dans l'ensemble, les gants ont réduit la dextérité et la maniabilité des doigts. Cependant, il est apparu que des gants d'épaisseur variable peuvent être développés pour offrir une protection adéquate dans les zones où elle est le plus nécessaire.

Les études sur la dextérité des gants sont difficiles à comparer en raison de l'utilisation de différents tests et procédures. Gauvin *et al.* (2007) ont mené une étude exhaustive de 12 tests de dextérité différents à l'aide de 9 types de gants, classés en trois catégories de dextérité estimée (fine, moyenne et grossière) et 30 sujets (15 hommes et 15 femmes). Les tests évalués étaient les suivants :

1. Crawford small parts dexterity test – pins & collars
2. Crawford small parts dexterity test – screws (*)
3. Grooved pegboard test (*)
4. EN 420 standard dexterity test (AFNOR, 2010)
5. Minnesota rate of manipulation test – Two-hand turning & placing (*)
6. Minnesota rate of manipulation test – Turning (*)
7. O'Connor finger dexterity test (*)
8. ASTM F2010 standard test (American Society for Testing and Materials, 2000) (*)
9. O'Connor tweezer dexterity test
10. Purdue pegboard test – Pins dominant hand (*)
11. Purdue pegboard test – Pins non-dominant hand (*)
12. Purdue pegboard test – Assembly (*)

(*) : Tests permettant de discriminer les gants

La sensibilité d'un test a été définie comme étant le pourcentage de différences significatives dans le résultat du test trouvé entre les gants, lorsqu'on les compare deux par deux, sur toutes les combinaisons possibles de deux types de gants différents. Elle reflète la capacité du test à discriminer entre les gants. Par la suite, les résultats de différents tests de dextérité ont été combinés pour simuler des batteries de tests et évaluer leur sensibilité combinée.

Les résultats ont montré que neuf des 12 tests étaient capables de discriminer les gants, avec des niveaux de sensibilité allant de 56 à 67 %. Ils sont identifiés par (*) dans la liste ci-dessus. La classification obtenue était conforme à la perception que les sujets avaient des gants. Les essais nécessitant la manipulation de petites pièces, telles que « Crawford - screws et O'Connor finger », ont montré une meilleure sensibilité pour distinguer les gants permettant une dextérité fine ou moyenne. Inversement, les tests nécessitant la manipulation de grosses pièces, tels que les deux tests Minnesota et le test ASTM F2010, ont montré une meilleure sensibilité pour distinguer les gants permettant une dextérité moyenne ou grossière.

Sept combinaisons de tests présentant une sensibilité globale élevée et une durée d'exécution raisonnable ont été proposées. Ceux-ci ont été formés à partir de combinaisons de 2, 3 ou 4 tests ayant des sensibilités complémentaires. Les tests qui les composent sont principalement le « Minnesota –Two-hand turning & placing » ou le « O'Connor finger », mais aussi un des trois tests Purdue et le test ASTM F2010 ou « Crawford – screws ». Les combinaisons des tests présentaient une sensibilité variant de 81 à 89 % et une durée d'exécution de l'ordre de 7 à 15 minutes.

Dianat *et al.* (2012) ont étudié les effets des gants sur divers aspects de performance de la main (activité musculaire, dextérité, sensibilité au toucher, force de serrage des doigts et de l'avant-bras) et sur des évaluations subjectives de l'inconfort et de la facilité de manipulation lors d'une tâche légère de montage. La variable indépendante était la condition main avec quatre niveaux (portant des gants en coton, en nylon, en nitrile ainsi que mains nues). Les participants ont utilisé un tournevis pour assembler deux composantes à l'aide de vis. Le port de gants augmentait considérablement l'activité musculaire, la force de préhension et l'inconfort, mais réduisait la dextérité et la sensibilité tactile.

2.3 Effet des gants AV sur la force de préhension

En raison de la présence d'un matériau épais de réduction des vibrations entre la main et la poignée de l'outil, les gants AV affectent la préhension de l'outil et peuvent exiger un effort de préhension plus important lors de l'utilisation des outils vibrants. Augmenter l'effort de préhension peut augmenter le risque de troubles musculosquelettiques (TMS) main-bras tels que la tendinite de la main, la fatigue musculaire et le syndrome du canal carpien (Chang et Shih, 2007; Silverstein, Fine et Armstrong, 1987; Wimer *et al.*, 2010).

Les dynamomètres à poignée Jamar ont été le plus souvent utilisés pour mesurer la force de préhension (Chang et Shih, 2007; Färkkilä, Aatola, Starck, Korhonen et Pyykkö, 1986). Cependant, la géométrie de ces poignées est différente de celle des poignées que l'on retrouve sur de nombreux outils et machines (Wimer *et al.*, 2010). Par conséquent, la force de préhension mesurée avec une telle poignée peut ne pas être entièrement représentative des forces de préhension appliquées aux poignées cylindriques (Wimer *et al.*, 2010). Cet inconvénient peut être surmonté en utilisant une poignée instrumentée dont la forme correspond étroitement aux formes des poignées réelles, comme l'ont fait certains chercheurs (Buhman, Cherry, Bronkema-Orr et Bishu, 2000; Waddington, Diong et Adams, 2006). Par ailleurs, la majorité des poignées instrumentées utilisées dans les études sur la force de préhension ne peuvent mesurer la force de préhension que dans une seule direction à la fois (Chang et Shih, 2007; Färkkilä *et al.*, 1986). En effet, la force de préhension mesurée dépend de la direction de la préhension par rapport à la poignée (Dong, Wu, Welcome et McDowell, 2008).

Wimer *et al.* (2010) ont mené une étude pour : (i) établir une méthode pour mesurer les effets des gants sur la force de préhension appliquée aux poignées cylindriques et (ii) calculer le degré de réduction de cette force due à l'utilisation de gants AV. La force de contact totale normale à la surface d'une poignée cylindrique a été mesurée. La force de préhension totale a été définie comme la force de contact totale mesurée lorsqu'un sujet agrippe la poignée en utilisant des contractions volontaires maximales (CVM). Deux poignées cylindriques instrumentées (30 et 40 mm de diamètre) ont été testées avec 10 sujets. Quatre types de gants AV (avec pochettes d'air et rembourrés de gel) et deux types de gants non AV ont été utilisés pour l'expérience. Par rapport aux essais à main nue, chacun des quatre gants AV a entraîné une réduction de la force de préhension de plus de 29 %, quelle que soit la taille de la poignée. Avec l'un des gants non AV, la force de préhension a diminué de plus de 25 %, alors que la réduction de la force était inférieure à 10 % pour l'autre gant non AV. Il a également été constaté que la force de préhension mesurée avec la poignée de 30 mm était nettement supérieure à celle mesurée avec la poignée de 40 mm. Cela s'explique en partie par le fait que la taille de la poignée peut avoir une incidence importante sur la force de préhension (Amis, 1987; Welcome, Rakheja, Dong, Wu et Schopper, 2004).

En effet, plus le diamètre de la poignée diminue, plus le pourcentage de réduction de la force de préhension diminue.

Welcome *et al.* (2012) ont utilisé une poignée cylindrique instrumentée de 40 mm de diamètre pour mesurer la force de préhension maximale avec 4 sujets, pour huit conditions de gants AV et une condition sans gant. La force de préhension maximale a été évaluée à l'aide de CVM de 5 s. Tous les gants ont entraîné une réduction de la force de préhension maximale, bien que l'épaisseur du matériau des doigts était inférieure à celle de la paume. Le gant à pochettes d'air présentait la plus faible réduction de la force de préhension maximale (30,7 %), tandis que la plus forte réduction était observée avec les gants remplis de gel (42,1 %). Les autres gants testés étaient de type pochettes d'air.

Cependant, l'évaluation de la force de préhension maximale à l'aide de CVM comporte plusieurs limites. Si différents gants doivent être testés, ce type d'évaluation nécessite la production de plusieurs CVM, nécessitant la participation de sujets sains (sans douleur) et bien motivés (Jung et Hallbeck, 2004). Toutefois, un nombre limité de CVM au cours d'une même séance de mesure est autorisé pour éviter d'introduire l'effet confondant de fatigue musculaire. Par ailleurs, les CVM ne sont pas représentatives de la force de préhension utilisée dans les tâches réelles. Pour surmonter ces limites, Larivière *et al.* (2010) ont proposé une méthodologie d'électromyographie de surface (EMG) permettant d'estimer l'effet de la rigidité des gants sur l'activation musculaire de l'avant-bras lors d'une contraction de préhension standardisée de la poignée (35 % de la CVM pendant 5 secondes). En d'autres termes, au lieu de mesurer la diminution de la force de préhension maximale induite par la rigidité du gant, l'augmentation du niveau d'activation est mesurée lors des contractions sous-maximales, ce qui représente une mesure corollaire. Cette étude n'a pas comparé ces deux méthodologies ; elle a cependant démontré que la méthodologie EMG capture les mêmes informations de base qu'une méthodologie psychophysique (niveau d'effort perçu) et que deux tests purement mécaniques de rigidité des gants : le « Free Deforming Multidirectional Test » (FDMT) et le « Kawabata Evaluation System for Fabrics » (KESF). Pour ce faire, des conditions de mains nues ou avec des gants couvrant une large gamme de rigidité ont été étudiées chez 30 sujets sains, par les méthodologies EMG et psychophysique. Les 27 gants ont également été évalués à l'aide des essais mécaniques FDMT et KESF. La méthodologie EMG était fortement corrélée à l'évaluation psychophysique (R de 0,88-0,95) et aux tests mécaniques FDMT (R de 0,88-0,94) et KESF (R de 0,77-0,86), la gamme des valeurs de corrélation dépendant du muscle testé (n = 4). Ces résultats ont montré qu'une augmentation de la rigidité des gants nécessite une activation des muscles de l'avant-bras plus élevée pour produire le même rendement mécanique. Il a été démontré que cette augmentation atteignait jusqu'à 121 % du taux d'activation pour la main nue, lorsque le plus rigide des gants était testé, ce qui peut expliquer en partie pourquoi certains travailleurs préfèrent ne pas porter de gants rigides. Cela montre aussi indirectement que c'est la rigidité du gant en soi qui entraîne une diminution de la force de préhension, même si la méthodologie de la mesure de la force de préhension maximale n'a pas été appliquée dans cette étude. Cependant, la méthodologie de l'EMG utilisée dans l'étude a permis de réaliser 28 conditions de test au cours d'une même séance expérimentale, sans provoquer une fatigue musculaire importante de l'avant-bras, ce qui n'aurait pas été possible avec la méthodologie de la force de préhension maximale.

3. OBJECTIFS DE RECHERCHE

Cette étude est motivée par le fait que les gants antivibrations sont évalués uniquement sur la base de la transmission des vibrations à la paume de la main alors qu'un gant classé comme antivibration pourrait entraîner une amplification des vibrations transmises aux doigts. De plus, les gants AV pourraient affecter la force de préhension et la dextérité de la main, ce qui découragerait l'utilisation de gants AV en milieu de travail, même s'ils permettent d'atténuer les vibrations transmises à la paume.

L'objectif principal de cette étude est donc de développer une méthodologie pouvant améliorer l'évaluation actuelle des gants AV en tenant compte de la nature distribuée de la transmissibilité des vibrations des gants ainsi que des paramètres ergonomiques tels que la force de préhension et la dextérité manuelle.

Les objectifs spécifiques de l'étude sont formulés de manière à obtenir, en plus d'une nouvelle méthodologie, des connaissances sur les vibrations et sur les performances ergonomiques des gants AV. Ces connaissances permettront éventuellement d'améliorer la conception des gants. Ces objectifs spécifiques sont :


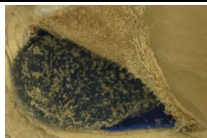







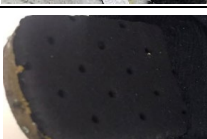


- Concevoir et mettre au point un système de mesure de distribution de pression à l'interface main/gant en collaboration avec Tekscan Inc. (www.tekscan.com);
- Étudier l'influence des gants AV sur les forces de couplage main/poignée à l'aide du capteur de distribution de pression Tekscan;
- Étudier les méthodes de mesure des vibrations transmises aux doigts de la main gantée et évaluer une gamme de gants AV en termes des vibrations transmises à la paume ainsi qu'aux doigts;
- Identifier les méthodes d'évaluation de l'influence des gants AV sur la dextérité manuelle et évaluer celle-ci lors du port de différents types de gants en utilisant les méthodes retenues;
- Étudier l'influence des gants AV sur la force de préhension par une mesure de l'activation musculaire (EMG);
- Étudier les corrélations entre les différentes mesures, notamment la transmission des vibrations à la paume ou aux doigts, et les effets sur la dextérité manuelle ou sur la force de préhension, et ce, pour différents types de gants.

4. MÉTHODOLOGIE GÉNÉRALE

4.1 Sélection des gants antivibrations

Dans cette étude, dix gants différents ont été choisis, dont neuf gants antivibrations et un gant de protection en tissu. Les gants AV sélectionnés ont été acquis auprès de 5 fabricants différents et sont considérés comme représentatifs de la gamme de gants AV disponibles sur le marché. Il s'agit de : cinq gants avec des matériaux isolants contre les vibrations en polymères viscoélastiques, aussi appelés « gel », dénommés Gel1,..., Gel5; deux gants avec un matériau isolant contre les vibrations avec pochettes d'air, dénommés Air1 et Air2; un gant hybride comprenant un matériau isolant contre les vibrations en pochettes d'air dans la région de la paume et un matériau viscoélastique aux doigts, dénommé Hybride; et un gant en caoutchouc, dénommé Caoutchouc. Chacun des gants AV sélectionnés, à l'exception du gant hybride, a utilisé le même matériau d'isolation antivibration dans les régions des doigts et de la paume, comme l'exige la norme ISO 10819. Une description de ces gants se trouve au tableau 1.

Tableau 1. Description des gants retenus pour l'étude

| Identifiant | Vue d'ensemble | Vue du matériau isolant | Matériaux du gant | Épaisseur (mm) | |
|-------------|---|---|---|----------------|--------|
| | | | | Paume | Doigts |
| Gel1 |  |  | Polymère viscoélastique recouvert d'un cuir moyennement souple | 4,4 | 4,4 |
| Gel2 |  |  | Mousse perforée recouverte d'un tissu extensible et d'un dos en tissu élastique | 6,8 | 6,6 |
| Gel3 |  |  | Polymère viscoélastique épais recouvert d'une peau de chèvre souple et d'un dos en tissu élastique | 8,2 | 8,2 |
| Gel4 |  |  | Polymère viscoélastique recouvert de cuir moyennement souple et d'un dos en tissu élastique | 4,3 | 4,1 |
| Gel5 |  |  | Polymère viscoélastique recouvert d'une mousse perforée, le tout recouvert de cuir de porc résistant à l'abrasion | 8,0 | 8,0 |
| Air1 |  |  | Pochettes d'air recouvertes de cuir de vache rigide | 7,2 | 7,2 |

| Identifiant | Vue d'ensemble | Vue du matériau isolant | Matériaux du gant | Épaisseur (mm) | |
|-------------|---|---|--|----------------|--------|
| | | | | Paume | Doigts |
| Air2 |  |  | Pochettes d'air recouvertes de cuir nacré souple et d'un dos en tissu de nylon | 6,7 | 6,7 |
| Hybride |  |  | Polymère viscoélastique et mousse dans les doigts et pochettes d'air dans la paume, recouvert de cuir nacré souple et d'un dos en tissu de nylon | 8,1 | 5,7 |
| Caoutchouc |  |  | Caoutchouc thermoplastique (CTM) avec revêtement CTM. La partie inférieure du gant est en tricot | 1,5 | 1,5 |
| Tissu |  |  | Tissu dans les régions des doigts et de la paume de la main | 1,1 | 1,2 |

4.2 Caractérisation des propriétés mécaniques des matériaux antivibrations

La rigidité et les propriétés d'amortissement des matériaux antivibrations utilisés dans les gants sélectionnés ont été estimées afin d'établir des corrélations avec la transmissibilité des vibrations, la dextérité manuelle et l'effort de préhension associés à ces gants. À cette fin, les relations force-déformation et force-vitesse de chaque matériau ont été mesurées en laboratoire. Le revêtement supérieur de chaque gant a été enlevé afin d'appliquer la charge directement sur le matériau antivibration du gant. Chaque matériau du gant a été placé sur la plate-forme d'un excitateur vibratoire électrohydraulique (MTS). Un pénétrateur de charge rigide de 1 cm d'épaisseur (6,6 cm x 2,8 cm), fixé à un support inertiel réglable par un capteur de force, a été positionné sur le matériau du gant, comme le montre schématiquement la figure 2. Chaque matériau a été préchargé à 140 N en déplaçant statiquement l'actionneur hydraulique. La rigidité quasi statique de chaque matériau a été mesurée en appliquant un déplacement harmonique ayant une amplitude de 0,75 mm à 0,1 Hz. Le déplacement et la vitesse de l'actionneur, mesurés respectivement par un transformateur différentiel à variation linéaire et un transducteur de vitesse linéaire, ont été acquis avec le signal du capteur de force dans un système d'acquisition de données.

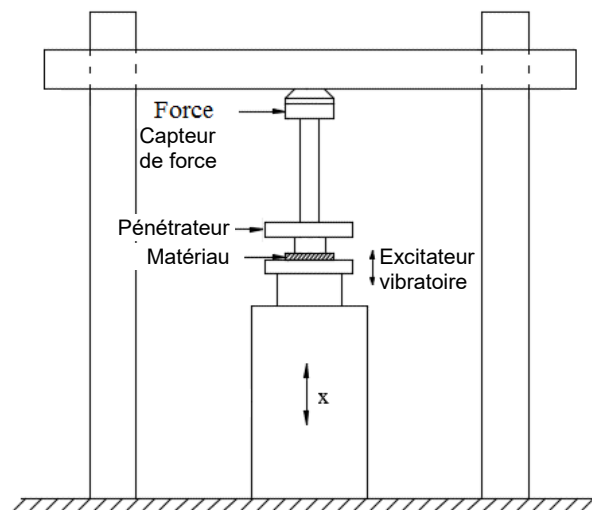


Figure 2. Schéma du dispositif expérimental servant à mesurer les propriétés mécaniques des matériaux antivibrations.

Les propriétés dynamiques de chaque matériau ont ensuite été mesurées en appliquant un déplacement ayant une amplitude de 0,75 mm à 20 Hz et à 30 Hz. Ces fréquences ont été choisies, car la transmissibilité des vibrations des gants AV mesurées à la paume est généralement maximale dans la gamme de fréquences de 20 à 30 Hz (Hamouda, Rakheja, Dewangan et Marcotte, 2018; Welcome et al., 2014). En raison de l'épaisseur comparable des matériaux dans les régions de la paume et des doigts des gants (tableau 1), la charge a été limitée au matériau de la région de la paume. Le gant hybride avec différents matériaux antivibrations dans la région de la paume (pochettes d'air) et des doigts (matériau viscoélastique) constituait cependant une exception. Dans ce cas, les caractéristiques ont été acquises pour les matériaux dans les deux régions. Au total, les mesures ont donc été effectuées sur 11 matériaux différents, y compris le matériau conventionnel du gant en tissu. Les relations force-déformation et force-vitesse acquises pour chaque matériau ont été analysées pour estimer les rigidités statique et dynamique (K) ainsi que l'amortissement visqueux équivalent (C) pour chaque matériau (tableau 2).

Tableau 2. Propriétés mécaniques des matériaux antivibrations

| Gant | Rigidité - K (kN/m) | | | Amortissement visqueux - C (Ns/m) | |
|---------------------|------------------------|-----------|--------|--------------------------------------|-------|
| | Quasi statique | Dynamique | | 20 Hz | 30 Hz |
| | | 20 Hz | 30 Hz | | |
| Gel1 | 629,2 | 1028,7 | 1058,1 | 10,1 | 9,6 |
| Gel2 | 87,3 | 102,2 | 106,6 | 1,1 | 0,9 |
| Gel3 | 288,8 | 419,3 | 452,4 | 4,9 | 3,6 |
| Gel4 | 553,4 | 528,7 | 431,6 | 5,3 | 2,9 |
| Gel5 | 126,4 | 163,5 | 170,5 | 2,0 | 1,5 |
| Air1 | 89,6 | 112,8 | 117,7 | 1,1 | 0,8 |
| Air2 | 71,6 | 89,9 | 94,8 | 0,9 | 0,7 |
| Caoutchouc | 525,2 | 584,5 | 758,3 | 6,4 | 6,4 |
| Hybride (paume) | 62,3 | 79,4 | 84,1 | 0,9 | 0,6 |
| Hybride (doigts) | 284,6 | 482,4 | 506,6 | 5,7 | 5,5 |
| Tissu | 212,7 | 255,5 | 273,0 | 2,8 | 2,2 |

5. ÉVALUATION DE LA FORCE DE CONTACT

Ce chapitre concerne le développement et la validation d'un capteur de distribution de pression pour mesurer la force de contact s'exerçant à l'interface main-poignée ou main-gant. La force de contact est définie comme étant la pression s'exerçant à l'interface main-poignée, intégrée sur la surface de contact, et représente la force totale déployée par la main sur la poignée. En se référant à la figure 3, la force de contact F_c se calcule en prenant la somme des éléments de force de contact $F_{c,i}$ normale à la surface de la poignée :

$$F_c = \sum_i F_{c,i} \quad (9)$$

Des études ont démontré que cette force peut s'exprimer en fonction des forces de préhension (F_g) et de poussée (F_p) exercées sur une poignée selon la relation linéaire (Marcotte, Aldien, Boileau, Rakheja et Boutin, 2005; Welcome *et al.*, 2004) :

$$F_c = \alpha_g F_g + \alpha_p F_p \quad (10)$$

où α_g et α_p sont respectivement les coefficients des forces de préhension et de poussée. Ces coefficients dépendent du diamètre de la poignée et sont d'environ 3 (α_g) et 1 (α_p) pour une poignée d'un diamètre de 40 mm (Marcotte *et al.*, 2005; Welcome *et al.*, 2004). Par ailleurs, cette relation est définie dans la norme ISO 15230:2007 (ISO, 2007). Donc, pour une poignée de 40 mm, la force de contact est égale à environ trois fois la force de préhension plus une fois la force de poussée. L'intérêt de mesurer la force de contact est de pouvoir évaluer l'effort déployé par la main pour exercer la combinaison des forces de préhension et de poussée sur une poignée, que la main soit gantée ou non. Dans le cas d'une main gantée, la force de contact doit également être mesurée à la surface de la main, à l'interface main-gant.

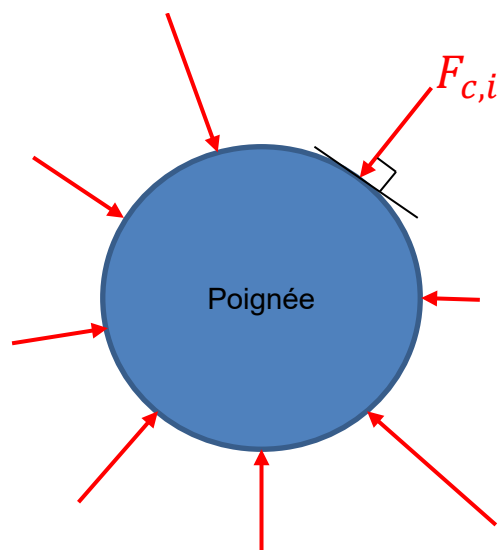


Figure 3. Définition de la force de contact.

La matrice flexible de 0,1 mm d'épaisseur est imprimée sur une feuille de polyester à la fois horizontalement et verticalement. Les intersections de ces réseaux horizontaux et verticaux créent les sensels individuels. Chaque sensel contient donc une paire de conducteurs entrelacés entourés d'une couche adhésive enduite d'une encre sensible à la pression, qui forme la zone de mesure effective. La zone de mesure est soumise à une variation de la résistance électrique en réponse à la pression appliquée, et celle-ci est mesurée pour chaque sensel et traitée dans le logiciel I-Scan pour déterminer la distribution de la force de contact. Le capteur a été conçu avec un total de 372 sensels, dont 196 sensels dans la région de la paume de la main, 36 sensels pour chacune des régions du pouce, de l'index et de l'annulaire, et 39 et 30 sensels respectivement pour les régions du majeur et de l'auriculaire. La surface effective de chaque capteur est de 0,46 cm², tandis que la surface effective totale du capteur est de 172,0 cm².

Outre ce qui précède, la conception du capteur a tenu compte d'autres facteurs. Il s'agit notamment 1) de la flexibilité du capteur pour son applicabilité aux surfaces courbes des poignées tout en procurant une interférence minimale avec les mouvements main/doigts, 2) du faible coût de fabrication et de montage et 3) de la robustesse du capteur qui doit être suffisante pour des applications avec des poignées d'outils réels. La plage de mesure de pression maximale du capteur, de 0 à 2,8 bars (40 psi), correspond à la sensibilité la plus basse. Cette plage de mesure a été choisie à partir des résultats d'une étude antérieure de la distribution de pression en fonction des forces de préhension et de poussée (Aldien, 2005). Une sensibilité plus élevée peut être choisie en ajoutant un gain au système d'acquisition. Un tel gain est nécessaire lorsqu'une plage de pression plus basse est requise, par exemple lors d'une mesure avec une interface de type main/matériau viscoélastique, où les pressions maximales mesurées sont plus basses. Le logiciel I-Scan traduit le changement de résistance de chaque capteur en fonction d'une sortie numérique comprise entre 0 et 255 (somme brute). La relation entre la somme brute et la force appliquée à l'intérieur d'une plage de mesure choisie est établie au moyen d'un étalonnage du capteur.

5.2 Équilibrage et étalonnage du capteur

L'étalonnage du capteur a été effectué en soumettant tous les sensels à une pression contrôlée uniforme par l'intermédiaire d'une vessie d'air et en utilisant la méthode de la loi de puissance ($y=ax^b$) à deux points. Le capteur a été préconditionné avant l'étalonnage par chargements et déchargements répétés du capteur (cinq fois) avec une pression maximale d'environ 2 bars. Par la suite, un gain de sensibilité à la pression a été sélectionné pour la plage de mesure souhaitée afin d'assurer une bonne résolution de la mesure et afin d'éviter la saturation des sensels. Deux plages de mesure différentes ont été prises en compte pour les conditions rigides (main/poignée) et viscoélastiques (main/gant) de l'interface main-poignée. La pression de contact maximale moyenne imposée par la main nue saisissant une poignée rigide de 40 mm de diamètre avec des forces de préhension et de poussée de respectivement 50 N et 75 N est de l'ordre de 1,4 bar (Aldien, Welcome, Rakheja, Dong et Boileau, 2005). Une plage de mesure de 0 à 2 bars a donc été choisie pour les mesures avec la poignée rigide. La plage de mesure de l'interface viscoélastique main-poignée a été estimée à 0-1 bar. Les étalonnages des capteurs ont donc été effectués pour ces deux plages de mesure en utilisant les gains de sensibilité appropriés.

Les capteurs résistifs peuvent présenter des variations dues à la non-uniformité de l'encre sensible à la pression (Misiewicz, Blackburn, Richards, Brighton et Godwin, 2015). Donc, un équilibrage du système de mesure a été effectué afin de réduire l'effet de la variance entre les différents sensels. L'équilibrage des capteurs a été réalisé en appliquant des pressions uniformes

de 0,5, 1,0 et 1,5 bars, de manière séquentielle. Par la suite, le capteur a été étalonné selon la méthode de loi de puissance à deux points. Deux pressions différentes, 20 % et 80 % de la charge maximale, ont été appliquées au capteur par l'intermédiaire de la vessie à air. Chaque pression a été maintenue pendant une durée de 30 s afin d'obtenir un chargement stable des capteurs par la vessie d'air.

5.3 Évaluation du capteur en appliquant une pression uniforme

Le capteur a ensuite été évalué sous différentes pressions uniformes (0, 0,5, 1,0, 1,5 et 2,0 bars). La force appliquée a été calculée pour chaque pression sur la base de la surface effective du capteur (172,0 cm²). Les signaux de force distribués ont été enregistrés sous forme de vidéo pendant une période de 30 s, à raison de 1000 images/s pour chaque pression d'entrée. La période choisie correspond à celle utilisée lors de l'étalonnage. Le tableau 3 compare la force moyenne mesurée obtenue à partir des données mesurées pendant l'intervalle de 30 s avec la force calculée pour chaque charge de pression. Le tableau présente également la différence entre la force mesurée et la force appliquée. Les résultats montrent une différence maximale de 2,2 %, ce qui suggère que le capteur peut mesurer la force globale avec précision lorsqu'il est appliqué uniformément sur une surface plane. La différence est probablement causée par une légère dérive de la mesure, qui a également été signalée dans des études sur des capteurs similaires (Komi, Roberts et Rothberg, 2007; Shaw, Davis, Collins et Carney, 2009). La dépendance temporelle de la mesure a été examinée en visualisant le signal de force mesuré sous une pression uniforme de 1 bar (force appliquée de 1720 N) pendant une durée de 60 s. Par rapport à la force appliquée, les mesures ont montré une dérive de la force moyenne de 1,7 %, 2,9 % et 4,6 % après respectivement 15 s, 30 s et 60 s. Cela suggère que la réponse du capteur présente une constante de temps suffisamment longue pour des mesures précises des forces statiques et dynamiques.

Tableau 3. Différences entre les forces de contact appliquées et mesurées.

| Pression appliquée (bar) | Force appliquée (N) | Force mesurée (N) | Différence (%) |
|--------------------------|---------------------|-------------------|----------------|
| 0,5 | 860 | 853 | -0,9% |
| 1,0 | 1720 | 1741 | 1,2% |
| 1,5 | 2580 | 2636 | 2,2% |
| 2,0 | 3440 | 3499 | 1,7% |

5.4 Évaluation du capteur à l'aide de forces distribuées

Les caractéristiques du capteur de distribution de pression ont été évaluées en termes de linéarité, de répétabilité des mesures et d'hystérésis sous charges statiques appliquées au capteur sur une surface plane. Dans un premier temps, toute la zone de mesure du capteur a été soumise à des charges de 21,6 N, 70,6 N, 125,4 N et 232,3 N de manière séquentielle à travers une plaque d'aluminium rigide par une tige rigide reliée à un dynamomètre. Un élastomère a également été placé entre la plaque de chargement et le capteur pour obtenir un contact presque uniforme avec le capteur (figure 5). L'élastomère de 8 mm d'épaisseur a été découpé afin d'épouser la forme du capteur, ce qui permet d'appliquer une charge uniforme sur l'ensemble de la zone de mesure (doigts et paume). Avant d'appliquer la charge, le capteur a été mis à zéro pour éliminer la force résiduelle due à l'élastomère et à la plaque d'aluminium. Le chargement du capteur a ensuite été progressivement augmenté jusqu'à 232,3 N, puis diminué jusqu'à 0 N, et le

signal du capteur a été enregistré pendant un intervalle de 5 s sous chaque charge distincte. Les mesures pour chaque cycle de chargement et de déchargement ont été répétées trois fois. La figure 6 illustre la force mesurée par le capteur en fonction de la force appliquée. La linéarité du capteur a été évaluée à partir des moyennes des courbes de chargement et de déchargement obtenues pendant les trois cycles de chargement/déchargement. Les résultats ont révélé une forte linéarité du capteur avec des valeurs r^2 supérieures à 0,99, alors que l'hystérésis variait entre 8,0 et 9,6 %.

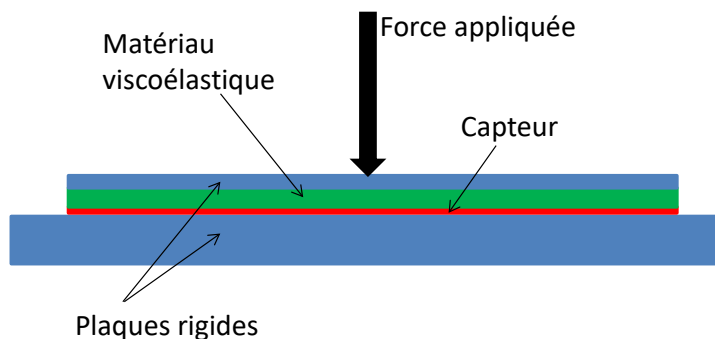


Figure 5. Dispositif expérimental servant à caractériser le capteur.

L'efficacité du capteur à mesurer une force appliquée localement a également été évaluée pour des charges appliquées à différentes régions du capteur. Les mesures ont été effectuées en soumettant séquentiellement les zones de mesure de la paume, du pouce, de l'index et du majeur à une charge constante. Une charge de 21,6 N a été appliquée à chaque région des doigts, tandis que la région de la paume a été soumise à une charge de 49,0 N. La charge a été appliquée par une plaque rigide en aluminium et un élastomère, comme dans le cas de la charge globale (figure 5). L'élastomère a été dimensionné de façon à assurer le chargement de la seule région sélectionnée. Chaque mesure a été répétée trois fois. Le tableau 4 résume, pour chaque région, la moyenne, l'écart-type et la différence entre la force mesurée et celle appliquée. Les résultats montrent que les différences sont inférieures à 2 %. On en déduit donc que le capteur est tout aussi efficace pour mesurer avec précision les charges appliquées localement.

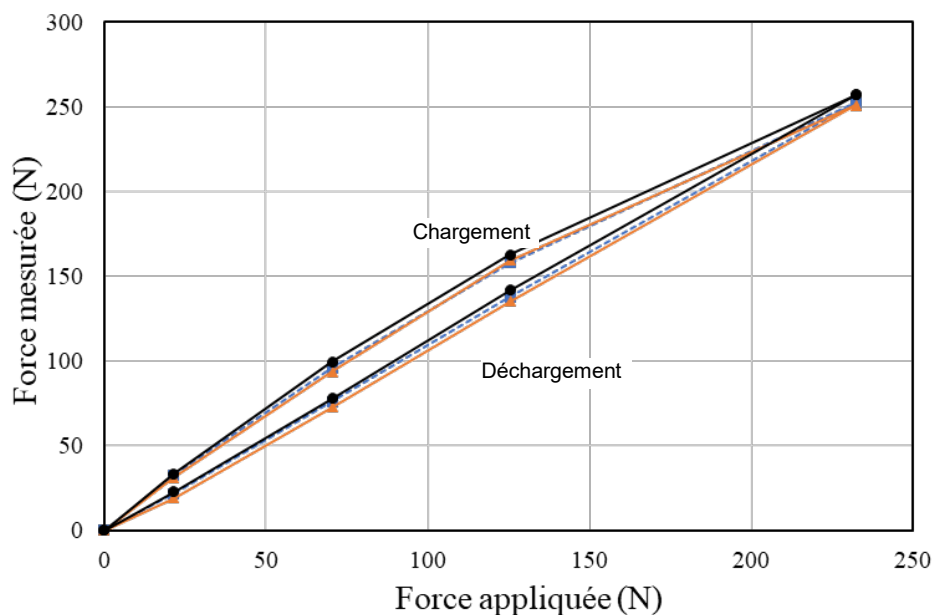


Figure 6. Force mesurée en fonction de la force appliquée.

Tableau 4. Validation du capteur Tekscan pour différentes régions

| Région | Force appliquée (N) | Force mesurée (N) | | | | | Différence (%) |
|--------|---------------------|-------------------|------|------|-----------|-----------|----------------|
| | | Essai | | | \bar{x} | s_{n-1} | |
| | | 1 | 2 | 3 | | | |
| Pouce | 21,6 | 22,7 | 20,8 | 21,9 | 21,8 | 0,80 | 1,0 |
| Index | | 21,0 | 21,1 | 21,4 | 21,1 | 0,16 | -2,0 |
| Majeur | | 21,9 | 20,5 | 21,2 | 21,2 | 0,55 | -1,6 |
| Paume | 49,0 | 49,6 | 47,6 | 48,5 | 48,6 | 0,80 | -0,9 |

5.5 Mesure de la force de contact à l'interface main/poignée et main/gant

Afin de valider la capacité du capteur Tekscan à évaluer la force de contact à l'interface main-poignée et d'évaluer l'effet du port de gants AV sur la force de contact, celle-ci a été mesurée selon trois conditions d'interface différentes : (i) la main nue saisissant une poignée rigide (MN); (ii) la main nue saisissant la poignée rigide enveloppée d'un matériau viscoélastique (MV) et (iii) la main gantée saisissant la poignée rigide (MG). Les mesures de la force de contact sur la poignée rigide permettront, dans un premier temps, de valider la capacité du capteur à évaluer la force de contact sur une surface courbée, en comparant les effets des forces de préhension et de poussée sur la force de contact avec ceux provenant de la littérature. Dans un deuxième temps, la mesure directe de la force de contact développée à l'interface main-matériau viscoélastique pour les conditions MV et MG permettra d'évaluer l'effet des revêtements viscoélastiques et des gants AV sur la force de contact.

5.5.1 Méthode

Cinq participants en bonne santé, droitiers, ont été recrutés pour l'étude avec une taille de main de 9, conformément à la norme EN 420 (AFNOR, 2010). Aucun des participants n'avait déjà travaillé avec des outils à main. Le but de l'étude et les procédures expérimentales ont été décrits à chaque participant ainsi que ses droits et responsabilités. Chaque participant a consenti au protocole expérimental, qui avait été approuvé par le Comité d'éthique de la recherche avec des êtres humains de l'Université Concordia.

Un capteur étalonné a été fixé à la paume et aux doigts de la main droite du participant à l'aide de ruban adhésif médical (figure 7(a)). Neuf combinaisons de force de préhension (10, 30 et 50 N) et de poussée (25, 50 et 75 N) ont été utilisées pour les essais. La force de contact a d'abord été mesurée pour l'interface rigide main-poignée afin d'évaluer l'efficacité du capteur, en comparant les résultats obtenus avec ceux provenant d'études précédentes (Marcotte *et al.*, 2005; Welcome *et al.*, 2004). Les essais ont été réalisés avec une poignée cylindrique instrumentée de 40 mm de diamètre et de 140 mm de long, qui intègre deux capteurs de force (Kistler 9212) pour la mesure de la force de préhension (Marcotte *et al.*, 2005). La poignée instrumentée a été installée, à l'aide d'un support de montage, sur un pot vibrant électrodynamique pour permettre de saisir la poignée le long de l'axe z_h .

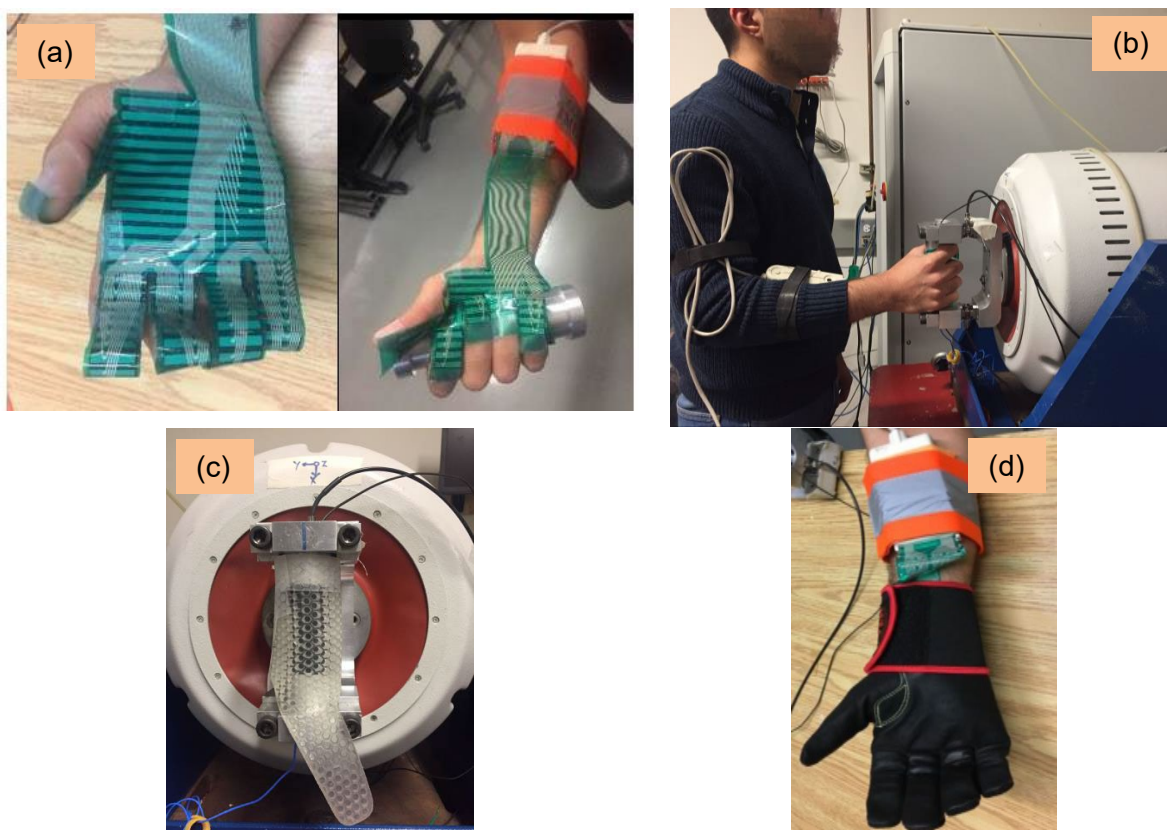


Figure 7. Dispositif expérimental pour l'évaluation de la force de contact : (a) fixation du capteur Tekscan sur la main; (b) posture du sujet agrippant la poignée; (c) poignée recouverte d'un matériau viscoélastique et (d) main gantée avec capteur Tekscan.

Deux autres capteurs de force (Kistler 9317b) ont été placés entre la poignée et l'excitateur pour mesurer la force de poussée appliquée sur la poignée. Chaque participant devait saisir la poignée avec la combinaison requise des forces de préhension et de poussée, tout en se tenant droit et en adoptant la posture décrite dans la norme ISO 10819 (ISO, 2013), comme illustrée à la figure 7(b). L'avant-bras était tenu presque à l'horizontale avec un angle du coude de 90 ± 15 degrés et une position neutre du poignet, alors que le coude n'était pas autorisé à toucher le corps. Les forces de préhension et de poussée appliquées, échantillonnées à une fréquence de 4 Hz, étaient affichées sur un écran d'ordinateur monté à la hauteur des yeux du participant, ce qui lui permettait de maintenir ces forces aux valeurs souhaitées. Il est à noter que le pot vibrant n'a été utilisé que pour soutenir la poignée d'essai, puisque les forces de la main ont été mesurées dans des conditions statiques seulement (sans vibrations). Avant les mesures, chaque participant devait effectuer quelques essais de pratique en appliquant au hasard trois combinaisons différentes de forces de préhension et de poussée parmi les neuf combinaisons de forces de préhension (10, 30 et 50 N) et de forces de poussée (25, 50 et 75 N), en utilisant la rétroaction des forces affichées.

Au total, 27 essais randomisés, consistant en trois répétitions des neuf combinaisons des forces de préhension et de poussée, ont été réalisés pour chaque participant. Avant chaque mesure, le participant devait positionner sa main autour de la poignée en position de prise de force sans toucher la poignée. Le capteur était alors mis à zéro pour éliminer la pression résiduelle. Le participant devait par la suite saisir la poignée avec la combinaison de forces souhaitée et maintenir ces forces dans une marge de ± 2 N pendant 30 s. Afin d'éviter l'effet de fatigue, l'ordre de présentation des différentes combinaisons de forces était randomisé pour chacun des sujets, et le participant avait droit à une période de repos de 1 à 2 minutes entre chaque essai. Le signal de la force de contact provenant du capteur Tekscan a été enregistré dans le système I-Scan pour le traitement des données, tandis que les signaux des forces de poussée et de préhension provenant de la poignée instrumentée ont été enregistrés dans un système d'acquisition externe qui était synchronisé avec le système I-Scan à l'aide d'un déclencheur.

Par la suite, les mesures ont été répétées, en utilisant la même procédure expérimentale que pour la main nue (MN), pour mesurer la force de contact aux interfaces main-matériau viscoélastique (MV) et main-gant (MG). Pour l'interface MV, un matériau viscoélastique utilisé dans les gants AV a été enroulé autour de la poignée, comme illustré à la figure 7(c), tandis que pour l'interface main-gant, le capteur a été inséré entre la main et un gant AV (figure 7(d)). Ce gant AV possède le même matériau viscoélastique que celui utilisé pour la condition MV. Ce gant est considéré comme un gant AV selon les critères d'atténuation des vibrations définis dans la norme ISO 10819 (ISO, 2013). Un gant de taille relativement grande (XL) a été choisi afin de faciliter le glissement du gant sur la main recouverte du capteur et de minimiser des dommages éventuels au capteur.

La force de contact développée à l'interface a été calculée à partir de l'intégration de la pression locale sur la surface de contact effective par le logiciel I-Scan. La surface de contact effective est définie comme la surface couverte par les sensels actifs du capteur. Un sensel est considéré comme actif lorsque sa force moyenne dépasse la valeur seuil. Le système de mesure a fourni des valeurs seuils de force de 0,018 N et 0,035 N, respectivement, pour les plages de pression de 1 et 2 bars, ce qui a été considéré comme un bon compromis entre la précision de mesure et le bruit du signal. La surface totale de contact est obtenue en additionnant les surfaces des capteurs actifs, de telle sorte que :

$$A_c = \sum_{i=1}^n \Delta A \quad (11)$$

où A_c est la surface totale effective de contact à l'interface de mesure, $\Delta A = 0,46 \text{ cm}^2$ est la surface individuelle d'un sensel et n est le nombre de sensels actifs. Comme la surface active est constante, la force de contact F_c est calculée en utilisant la relation suivante :

$$F_c = \Delta A \sum_{i=1}^n p_i \quad (12)$$

où p_i est la pression mesurée par le sensel i . Les données acquises ont été analysées pour obtenir la force de contact moyenne correspondant à chaque combinaison de forces de préhension et de poussée. L'écart-type des trois essais a été utilisé pour évaluer la variabilité intrasujet des mesures. Une relation entre la force de contact mesurée (moyenne des trois essais) et les forces de préhension et de poussée correspondantes a été calculée en utilisant une analyse de régression linéaire multiple utilisant la forme suivante, comme rapportée dans Marcotte *et al.* (2005) :

$$F_c = \alpha_0 + \alpha_g F_g + \alpha_p F_p \quad (13)$$

où le coefficient α_0 représente le décalage de la force de contact du capteur, et α_g et α_p sont les coefficients représentant les contributions dues respectivement à la force de préhension F_g et à la force de poussée F_p .

5.5.2 Résultats

La figure 8 illustre les variations de la force de contact (moyenne des 3 essais des 5 participants) en fonction des forces de préhension (figure 8a) et de poussée (figure 8b) pour la condition main nue (MN). Des résultats similaires ont été obtenus pour les conditions matériau viscoélastique (MV) et main gantée (MG). Les écarts-types correspondant à chaque combinaison de forces de préhension et de poussée sont représentés sous forme de barres d'erreur. Les résultats de la figure 8(a) suggèrent une dépendance linéaire de la force de contact moyenne par rapport à la force de préhension appliquée, quelle que soit l'amplitude de la force de poussée. La force de contact moyenne varie également de façon linéaire avec la force de poussée pour une force de préhension donnée (figure 8b).

En ce qui concerne la variabilité intrasujet, les coefficients de variation des trois essais de la mesure de la force de contact se situent entre 2,1 et 8,9 % pour la condition main nue (MN), entre 2,4 et 9,6 % pour la condition matériau viscoélastique (MV) et entre 2,6 et 8,7 % pour la condition main gantée (MG). Les plus grandes variations intrasujets impliquaient les combinaisons de forces ayant la force de poussée la plus élevée ($F_p = 75 \text{ N}$), suivies de celles ayant la force de préhension la plus élevée ($F_g = 50 \text{ N}$). Les valeurs des forces de préhension et de poussée mesurées sur la poignée instrumentée ont également révélé une plus grande

variabilité intrasujet de ces forces pour les valeurs de force les plus élevées. Cette variabilité a donc été attribuée à une plus grande difficulté des sujets à maintenir les forces de préhension et de poussée les plus élevées. En ce qui concerne la variabilité intersujets de la force de contact des 5 participants, les coefficients de variation variaient de 3,4 à 9,0 % pour la condition main nue (MN), de 3,1 à 10,5 % pour la condition matériau viscoélastique (MV) et de 7,9 à 17,4 % pour la condition main gantée (MG). Les variations intersujets sont plus élevées pour la condition de la main gantée (MG), ce qui s'explique par la difficulté de bien positionner le capteur à l'intérieur du gant, se traduisant par des différences liées au contact entre le capteur et le gant entre les différents participants.

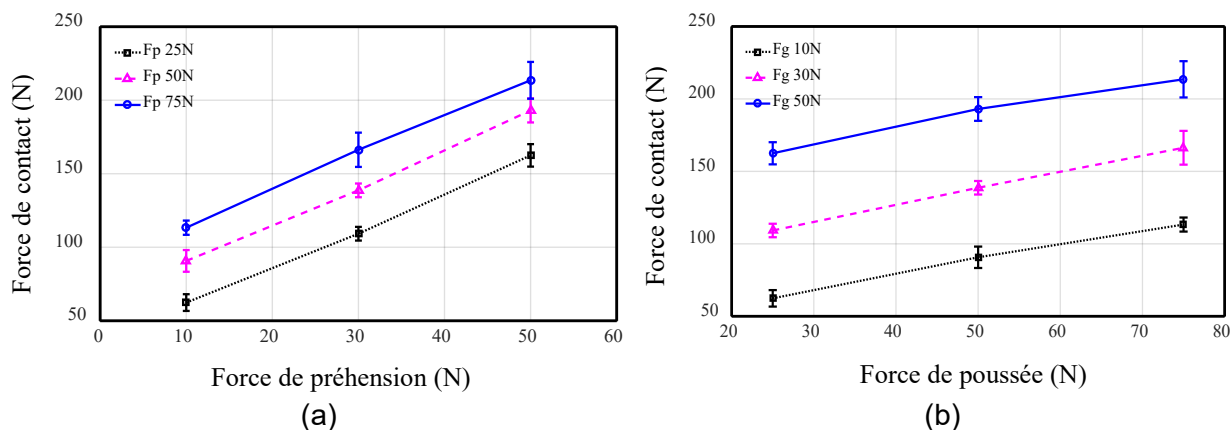


Figure 8. Force de contact en fonction de la force de préhension (a) et de la force de poussée (b).

Une analyse de régression linéaire multiple a été effectuée à partir de l'équation 13, afin d'identifier les coefficients des forces de préhension (α_g) et de poussée (α_p) pour les trois conditions de poignée (MN, MV et MG). Le coefficient de décalage de la force de contact (α_0) a par la suite été mis à zéro afin d'éliminer l'effet de décalage se produisant au capteur de pression. Les résultats ainsi obtenus sont présentés au tableau 5. Les coefficients de détermination (r^2) pour les régressions linéaires multiples, en fonction du sujet, varient de 0,94 à 0,98 pour la condition MN, entre 0,90 et 0,97 pour la condition MV et entre 0,83 et 0,96 pour la condition MG. Pour la condition main nue (MN), les résultats montrent un coefficient de force de poussée (α_p) proche de l'unité pour les cinq sujets ($\alpha_p = 1,02$ à $1,27$) avec une moyenne (\bar{x}) et un écart-type (s_{n-1}) de 1,15 et 0,09, respectivement. Par ailleurs, le coefficient de force de préhension (α_g) variait de 2,60 à 2,92 entre les sujets, avec une moyenne et un écart-type de 2,75 et 0,12, respectivement.

Les coefficients des forces de préhension et de poussée observés pour la condition MN sont comparables à ceux rapportés dans la littérature (Marcotte *et al.*, 2005; Welcome *et al.*, 2004). Marcotte *et al.* (2005) ont rapporté que les coefficients des forces de préhension et de force de poussée variaient de 2,71 à 3,13 et de 0,83 à 1,17, respectivement, pour 7 sujets saisissant une poignée cylindrique de 40 mm de diamètre. Les moyennes et écarts-types associés étaient respectivement de 2,82 et 0,27 pour les coefficients de la force de préhension et de 1,00 et 0,13, pour les coefficients de la force de poussée. Par ailleurs, Welcome *et al.* (2004) ont rapporté, pour 10 sujets saisissant une poignée cylindrique de 40 mm de diamètre, des moyennes et écarts-types respectivement de 2,87 et 0,23 pour les coefficients de la force de préhension et de 1,10 et 0,10 pour les coefficients de la force de poussée (tableau 5). En comparant ces résultats

antérieurs avec les valeurs obtenues dans la présente étude (avec le capteur Tekscan), on en déduit que le nouveau capteur permet de mesurer avec précision la force de contact à l'interface main-poignée.

Tableau 5. Coefficients des forces de poussée et de préhension

| Type d'interface | Coefficient | Sujet | | | | | \bar{x} | s_{n-1} | CV (%) |
|-------------------------|-------------|---|------|------|------|------|-------------|-----------|--------|
| | | A | B | C | D | E | | | |
| Main nue (NOVEL) | α_g | $n = 10$ (Welcome <i>et al.</i> , 2004) | | | | | 2,87 | 0,23 | 8,0 |
| | α_p | $n = 10$ (Welcome <i>et al.</i> , 2004) | | | | | 1,10 | 0,10 | 9,1 |
| Main nue (Tekscan) | α_g | 2,74 | 2,63 | 2,60 | 2,92 | 2,86 | 2,75 | 0,12 | 4,4 |
| | α_p | 1,17 | 1,10 | 1,27 | 1,21 | 1,02 | 1,15 | 0,09 | 7,8 |
| | r^2 | 0,98 | 0,98 | 0,97 | 0,94 | 0,95 | - | - | - |
| Matériau viscoélastique | α_g | 3,46 | 2,66 | 3,04 | 3,16 | 2,96 | 3,06 | 0,26 | 8,5 |
| | α_p | 1,88 | 1,29 | 1,30 | 1,41 | 1,11 | 1,40 | 0,27 | 19,3 |
| | r^2 | 0,91 | 0,93 | 0,97 | 0,90 | 0,92 | - | - | - |
| Gant AV | α_g | 3,71 | 3,08 | 3,41 | 3,62 | 2,74 | 3,31 | 0,36 | 10,9 |
| | α_p | 1,74 | 1,67 | 1,61 | 1,29 | 1,29 | 1,52 | 0,19 | 12,5 |
| | r^2 | 0,91 | 0,83 | 0,93 | 0,89 | 0,96 | - | - | - |

En ce qui concerne la condition matériau viscoélastique (MV), les coefficients moyens des forces de préhension et de poussée sont respectivement de 3,06 et 1,40, ce qui est supérieur aux coefficients obtenus pour la condition main nue (MN : 2,75 et 1,15). Ces résultats montrent une contribution plus élevée des forces de préhension et de poussée à la force de contact développée à l'interface viscoélastique par rapport à la condition MN. Le coefficient de la force de préhension α_g est supérieur d'environ 11 % par rapport à la condition MN, tandis que le coefficient de la force de poussée α_p est supérieur d'environ 22 %. Les résultats suggèrent que l'ajout d'un matériau viscoélastique nécessite une force de contact plus élevée pour atteindre les forces de préhension et de poussée visées, comparativement à la poignée nue. En effet, en se référant à l'équation 13, des coefficients α_g et α_p plus élevés sont associés à une force de contact plus élevée pour des forces de préhension et de poussée données. Donc, le sujet doit développer un effort plus élevé (force de contact plus élevée à l'interface main-matériau viscoélastique) pour appliquer les forces de préhension et de poussée visées par rapport à la poignée nue (condition MN). Pour la condition main gantée (MG), les coefficients moyens des forces de préhension et de poussée sont respectivement de 3,31 et 1,52. Le coefficient de la force de préhension α_g est supérieur d'environ 20 % par rapport à la condition MN, tandis que le coefficient de la force de poussée α_p est supérieur d'environ 32 %. Cette augmentation des coefficients α_g et α_p est plus importante que celle attribuée à la condition MV, donc la condition MG est associée à un effort plus important de la part du sujet pour obtenir les forces de préhension et de poussée visées. Cette augmentation supplémentaire est cohérente, car le gant AV est composé d'un matériau viscoélastique ainsi que d'une enveloppe relativement rigide. Le sujet doit ainsi déformer plus de matériaux, avec une amplitude plus importante (flexion du gant AV nécessaire pour générer une force de préhension) que dans le cas du matériau viscoélastique enroulé autour de la poignée (condition MV).

6. ÉVALUATION DE LA TRANSMISSION DES VIBRATIONS

Ce chapitre concerne l'évaluation de la transmissibilité des vibrations par les gants AV. Dans un premier temps, la faisabilité d'utiliser des accéléromètres miniatures fixés directement sur la paume de la main pour mesurer les vibrations à l'intérieur des gants, en remplacement de l'adaptateur de paume de la main de la norme ISO 10819 (ISO, 2013), est évaluée. Par la suite, la transmissibilité des vibrations, par les gants AV, à la paume de la main selon la norme ISO 10819 ainsi qu'à l'index et au majeur est mesurée avec 15 participants.

6.1 Évaluation de l'adaptateur de paume

6.1.1 Méthode

L'évaluation de la transmissibilité des vibrations se fait actuellement à l'aide d'un adaptateur de paume rigide inséré entre la paume et le gant AV. Un accéléromètre uniaxial ou triaxial est encastré à l'intérieur de l'adaptateur pour la mesure des vibrations. Afin d'évaluer la faisabilité d'utiliser des accéléromètres miniatures directement fixés sur la paume pour mesurer la transmission des vibrations à différents endroits de la paume, des accéléromètres triaxiaux miniatures (PCB 356A01) ont été apposés sur la paume de la main d'un sujet à l'aide de diachylon médical. Trois configurations ont été testées (figure 9). La première configuration a utilisé deux accéléromètres, dont un apposé sur l'éminence thénar et l'autre sur l'éminence hypothénar (figure 9a), tandis que la deuxième configuration a utilisé un accéléromètre apposé au milieu de la paume (figure 9b). Finalement, la troisième configuration a utilisé l'adaptateur de paume (figure 9c), dans lequel se trouve un troisième accéléromètre triaxial (PCB 356A01). Un accéléromètre triaxial se trouve également à l'intérieur de la poignée instrumentée en son centre (PCB SEN026, non visible sur les figures). Pour ces trois configurations, le sujet a appliqué une force de préhension de 30 N et une force de poussée de 50 N, et trois essais ont été réalisés pour chaque condition. Ces essais ont, par la suite, été répétés avec la main gantée à l'aide d'un gant AV constitué d'un polymère viscoélastique recouvrant les accéléromètres ou l'adaptateur de paume, selon la condition testée. Par la suite, la transmissibilité de la poignée à deux endroits distincts a été évaluée en apposant, de façon séquentielle, l'accéléromètre sur le bas et sur le haut de la poignée (figure 10). Pour toutes ces mesures, la poignée instrumentée a été soumise à des vibrations selon l'axe z_h , avec un bruit blanc limité à la gamme de fréquences 25-1600 Hz, comme défini dans la norme ISO 10819 (ISO, 2013). La transmissibilité TR , en fonction de la fréquence f , a été évaluée en utilisant le rapport des accélérations triaxiales résultantes selon la formule suivante :

$$TR(f) = \frac{\sqrt{(a_{m,x}(f))^2 + (a_{m,y}(f))^2 + (a_{m,z}(f))^2}}{\sqrt{(a_{p,x}(f))^2 + (a_{p,y}(f))^2 + (a_{p,z}(f))^2}} \quad (14)$$

où $a_{m,i}$ est l'accélération mesurée à une des positions de l'accéléromètre selon l'axe i et $a_{p,i}$ est l'accélération de la poignée instrumentée, également selon l'axe i .

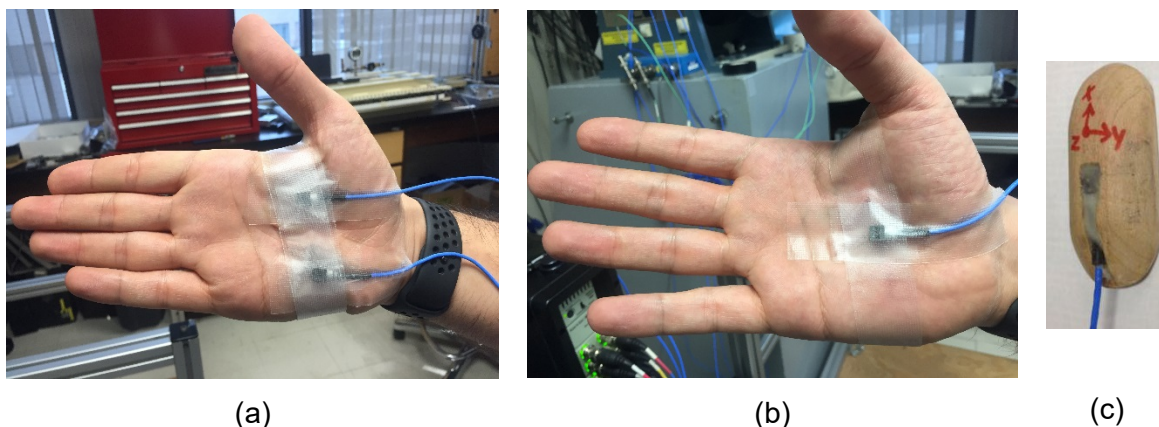


Figure 9. Accéléromètres miniatures disposés directement sur la paume : (a) sur éminences thénar (haut) et hypothénar (bas); (b) centré entre les deux éminences et (c) adaptateur de paume selon ISO 10819 (ISO, 2013).

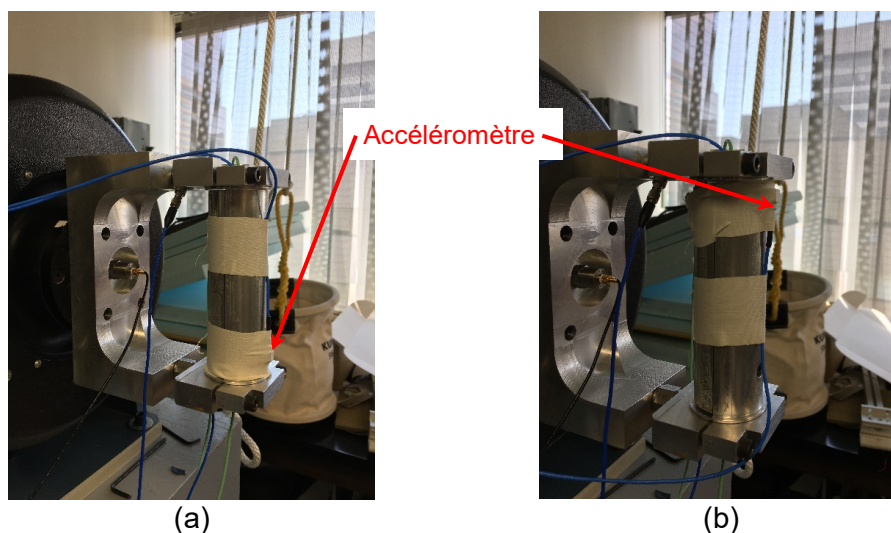


Figure 10. Évaluation de la transmissibilité de la poignée instrumentée : (a) accéléromètre apposé dans la partie inférieure de la poignée et (b) accéléromètre apposé dans la partie supérieure de la poignée.

6.1.2 Résultats

La figure 11 présente la transmissibilité des vibrations à la paume de la main (figure 11a) ainsi qu'à la poignée instrumentée (figure 11b), calculée selon l'équation 14, pour les fréquences allant de 25 à 1600 Hz. On constate que la transmissibilité à l'éminence thénar ainsi qu'au milieu de la paume est assez similaire, tandis que la transmissibilité à l'éminence hypothénar diverge par rapport aux autres. Cependant, en consultant la figure 11b, il apparaît que cette divergence serait due en grande partie à la réponse non uniforme de la poignée instrumentée, la différence de transmissibilité entre le haut et le bas de la poignée étant consistant avec la différence observée à la paume de la main.

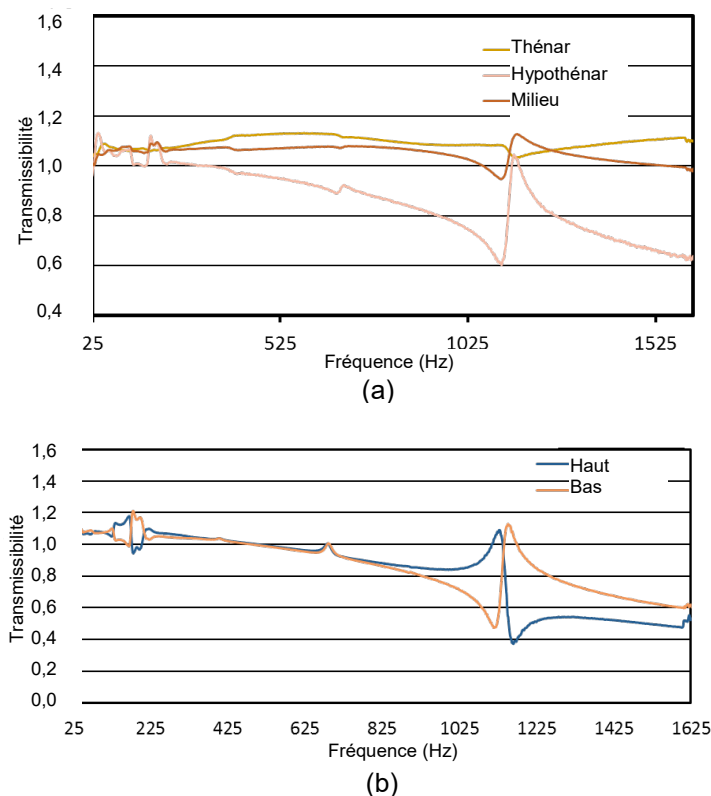


Figure 11. Transmissibilité des vibrations : (a) sur la paume de la main et (b) sur la poignée instrumentée.

Afin de minimiser cet écart dû à la réponse non uniforme de la poignée, la transmissibilité des vibrations aux éminences thénar et hypothénar a été moyennée pour former la transmissibilité thénar/hypothénar. Celle-ci est présentée à la figure 12a avec les transmissibilités individuelles thénar et hypothénar, tandis que la figure 12b compare la transmissibilité moyenne thénar/hypothénar avec celle obtenue au milieu de la paume ainsi qu'avec celle obtenue avec l'adaptateur de paume. Tandis que la transmissibilité obtenue avec l'adaptateur de paume est proche de l'unité pour la gamme de fréquences considérée, la transmissibilité mesurée directement sur la paume de la main s'écarte de l'unité, surestimant légèrement la transmissibilité en dessous de 900 Hz. Quant à la transmissibilité moyenne thénar/hypothénar, elle tend plutôt à sous-estimer la transmissibilité pour les fréquences au-dessus de 700 Hz. Ces différences semblent être associées à la variation du niveau de vibration le long de la poignée (figure 11b). L'adaptateur de paume offre l'avantage de ne pas être sensible à ces variations locales. Étant donné qu'il est difficile de contrôler la position de la main sur la poignée instrumentée, l'adaptateur de paume semble préférable à des accéléromètres fixés directement sur la paume de la main, puisque le niveau de vibration de la poignée peut varier légèrement en fonction de la position de mesure.

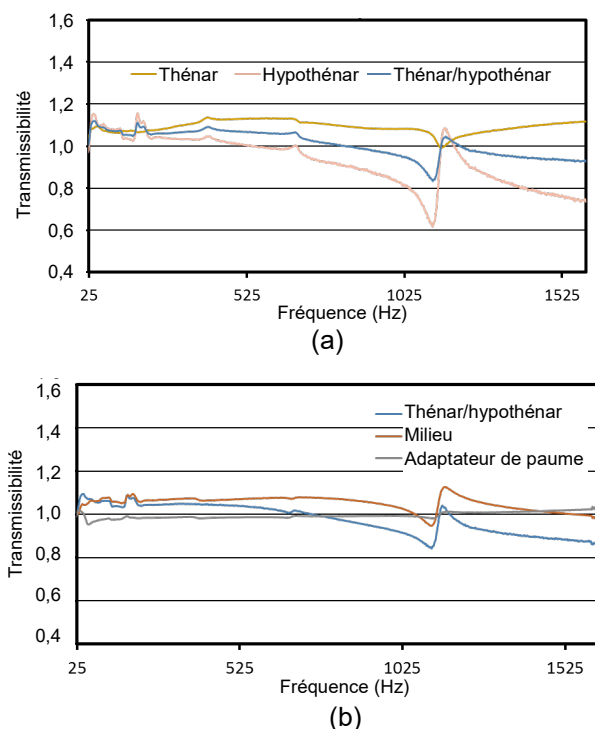


Figure 12. Transmissibilité des vibrations pour la main nue : (a) aux éminences thénar et hypothénar ainsi qu'à la moyenne des deux éminences (thénar/hypothénar); (b) à la moyenne des deux éminences (thénar/hypothénar), au milieu de la paume ainsi qu'avec l'adaptateur de paume.

Finalement, la transmissibilité mesurée à l'intérieur du gant est présentée à la figure 13, pour les mêmes trois conditions de mesure que dans le cas de la main nue : la transmissibilité moyenne thénar/hypothénar, la transmissibilité mesurée au milieu de la paume ainsi que la transmissibilité mesurée à l'aide de l'adaptateur de paume. Dans ce cas, on constate que la transmissibilité moyenne thénar/hypothénar est très similaire à celle mesurée à l'aide de l'adaptateur de paume, tandis que celle mesurée au milieu de la paume est légèrement inférieure aux autres transmissibilités dans la bande de 200 à 600 Hz. La similitude entre la transmissibilité provenant des éminences thénar/hypothénar et de l'adaptateur rigide s'explique par la présence, entre la poignée et les accéléromètres, d'un gant AV légèrement rigide, ce qui atténuerait les variations locales de l'amplitude de vibration de la surface de la poignée. Par ailleurs, la différence entre la transmissibilité mesurée au milieu de la paume et celle mesurée aux éminences thénar/hypothénar s'explique par le fait que la position du milieu de la paume est légèrement en retrait par rapport aux autres positions, ce qui diminue le contact entre le gant et l'accéléromètre et ainsi la transmission des vibrations à l'accéléromètre, résultant en une légère atténuation entre 200 et 600 Hz. En conclusion, la mesure de la transmissibilité des vibrations à l'aide d'accéléromètres triaxiaux fixés directement sur la paume de la main n'offre aucun avantage par rapport aux mesures de transmissibilité effectuées à l'aide de l'adaptateur de paume, en plus de possiblement augmenter l'imprécision des mesures dans le cas de la main nue. Pour ces raisons, les mesures présentées à la section suivante ont été effectuées avec l'adaptateur de paume seulement.

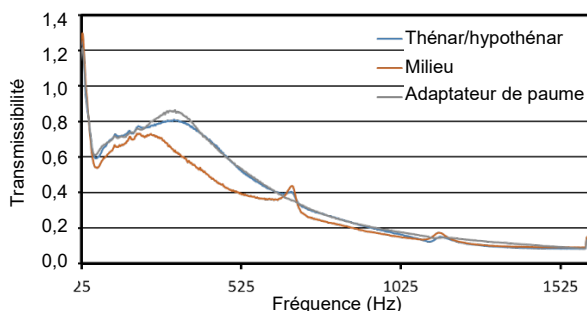


Figure 13. Transmissibilité des vibrations pour la main gantée : à la moyenne des éminences thénar et hypothénar (thénar/hypothénar), au milieu de la paume ainsi qu'avec l'adaptateur de paume.

6.2 Mesure de la transmissibilité vibratoire

6.2.1 Méthode

La capacité des gants à atténuer la transmission des vibrations a été évaluée en laboratoire pour dix types de gants, dont neuf gants AV et un gant en tissu (voir tableau 1, au chapitre 4). Les gants sélectionnés comprenaient cinq gants avec des matériaux viscoélastiques, dénommés Gel1, ..., Gel5, deux gants avec des pochettes d'air, dénommés Air1 et Air2, un gant hybride avec des pochettes d'air à la paume et un matériau viscoélastique aux doigts, dénommé Hybride, un gant en caoutchouc, dénommé Caoutchouc et un gant en tissu, dénommé Tissu. Les gants ont été évalués avec 15 participants masculins en bonne santé, ayant des tailles de mains allant de 8 à 10, selon la norme EN 420 (AFNOR, 2010). La longueur et la circonférence des mains des participants variaient de 185 à 207 mm (moyenne = 192,4 mm; écart-type = 5,8 mm) et de 186 à 220 mm (moyenne = 206,1 mm; écart-type = 9,6 mm), respectivement (tableau 6). Chaque participant a consenti au protocole expérimental, qui avait été approuvé par le comité d'éthique de la recherche avec des êtres humains de l'Université Concordia.

L'évaluation des gants AV a été effectuée à l'aide d'une poignée instrumentée reliée à un pot vibrant (figure 14). Le pot vibrant permet d'exciter la poignée avec un spectre de vibration ciblé, selon l'axe z_h . La poignée instrumentée, ayant un diamètre de 40 mm et une longueur effective de 130 mm, permet de mesurer les forces de préhension et de poussée appliquées par les participants, tout en permettant de contrôler le niveau de vibration par l'entremise d'un accéléromètre positionné à l'intérieur de celle-ci (Marcotte, Boileau, Rakheja, Aldien et Boutin, 2006). La transmission des vibrations des gants a été évaluée à l'aide d'un adaptateur de paume, selon les dispositions de la norme ISO 10819 (ISO, 2013), tandis que la transmission des vibrations aux phalanges intermédiaires de l'index et du majeur a été évaluée à l'aide d'accéléromètres directement fixés aux doigts à l'aide de bandes de velcro (figure 15), comme décrit dans Hamouda, Rakheja, Marcotte et Dewangan (2017). En effet, il a été rapporté que les réponses vibratoires aux phalanges intermédiaires des doigts sont relativement plus élevées que celles des phalanges distales et proximales (Welcome *et al.*, 2014). Les forces de poussée et de

préhension mesurées ont été affichées sur un écran d'ordinateur pour faciliter le contrôle des forces par le sujet, comme décrit dans Marcotte *et al.* (2006). Un schéma du dispositif permettant de mesurer et d'afficher les forces de poussée et de préhension est présenté à la figure 16. Le spectre de vibration de la poignée, défini dans la norme ISO 10819 (2013), a été synthétisé et contrôlé par un contrôleur de vibration.

Tableau 6. Dimensions des mains des participants

| Participant | Longueur de la main (mm) | Circonférence de la main (mm) | Taille de la main (selon EN 420) |
|-------------|--------------------------|-------------------------------|----------------------------------|
| 1 | 187 | 213 | 9 |
| 2 | 207 | 212 | 10 |
| 3 | 190 | 201 | 8 |
| 4 | 196 | 198 | 9 |
| 5 | 185 | 190 | 8 |
| 6 | 195 | 210 | 9 |
| 7 | 185 | 186 | 8 |
| 8 | 195 | 210 | 9 |
| 9 | 200 | 213 | 9 |
| 10 | 193 | 200 | 8 |
| 11 | 192 | 220 | 9 |
| 12 | 191 | 208 | 8 |
| 13 | 185 | 210 | 8 |
| 14 | 191 | 200 | 8 |
| 15 | 194 | 220 | 9 |
| Moyenne | 192,4 | 206,1 | - |
| Écart-type | 5,8 | 9,6 | - |

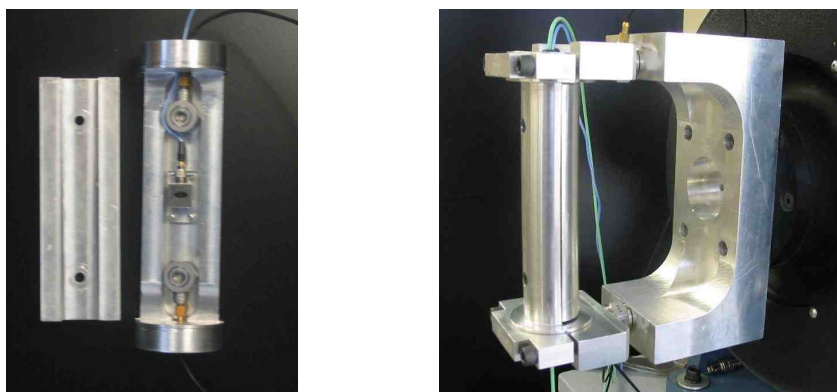


Figure 14. Photos de la poignée instrumentée. De « Contrôle des vibrations main-bras engendrées par l'opération d'outils portatifs vibrants : considérations de l'interface humaine et comportement biodynamique », par P. Marcotte, P.-É. Boileau, S. Rakheja, Y. Aldien et J. Boutin, 2006, p. 13. ©IRSST, 2006. Reproduit avec permission.

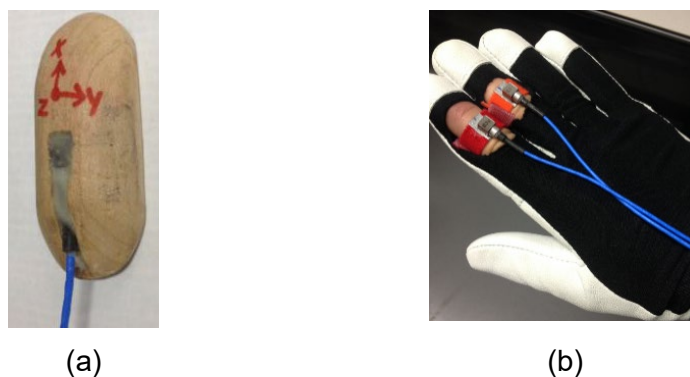


Figure 15. Dispositifs de mesure des vibrations : (a) adaptateur utilisé à l'intérieur de la paume; (b) accéléromètres maintenus en place sur la partie dorsale de l'index et du majeur par des bandes de velcro.

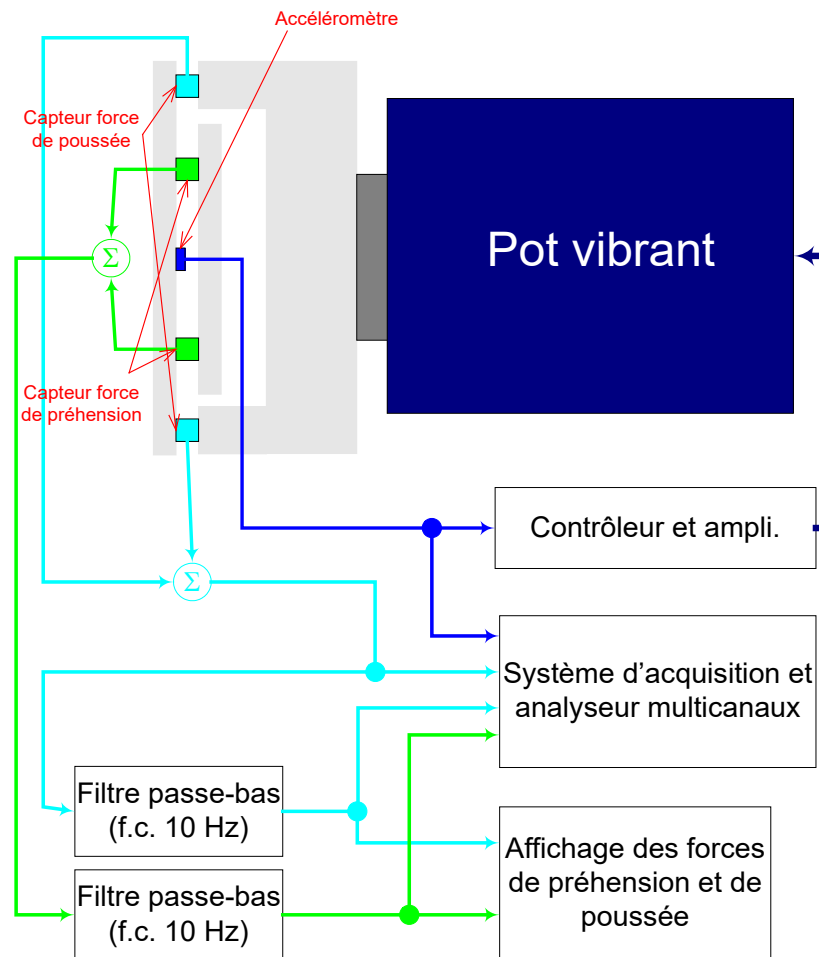


Figure 16. Schéma du dispositif expérimental pour évaluer la transmissibilité vibratoire des gants.

De « Contrôle des vibrations main-bras engendrées par l'opération d'outils portatifs vibrants : considérations de l'interface humaine et comportement biodynamique », par P. Marcotte, P.-É. Boileau, S. Rakheja, Y. Aldien et J. Boutin, 2006, p. 20. ©IRSST, 2006. Reproduit avec permission.

Les réponses vibratoires aux doigts et à la paume de la main ont été mesurées avec et sans gant. Un total de 11 conditions a été considéré, dont la main nue et les 10 gants. La partie supérieure de ces gants a été enlevée autour des phalanges médianes de l'index et du majeur, afin d'installer les accéléromètres sur ces doigts (figure 15b). Il est peu probable que le retrait de la partie arrière des gants pour ces doigts ait eu un effet substantiel sur la transmissibilité des vibrations, puisque le matériau d'isolation des vibrations entre les doigts et la surface vibrante était conservé (Dong *et al.*, 2009). L'expérimentateur a fixé les accéléromètres à l'aide des bandes velcro sur les deux doigts et s'est assuré d'un bon emplacement des accéléromètres et d'un serrage adéquat des bandes velcro, avec et sans gants. Le sujet devait placer l'adaptateur de paume à l'intérieur du gant et l'aligner le long de l'axe de l'excitation vibratoire (axe z_h), selon sa perception. La poignée instrumentée a été excitée en utilisant le spectre de vibration aléatoire à large bande dans la gamme de fréquences 25-1600 Hz, comme défini dans la norme ISO 10819 (ISO, 2013). Les sujets ont saisi la poignée avec une force de préhension de 30 ± 5 N et une force de poussée de 50 ± 8 N à main nue ou en portant un gant AV, tout en maintenant la posture conformément à la norme ISO 10819 (ISO, 2013). Lorsque les forces de préhension et de poussée appliquées sur la poignée étaient stabilisées, les signaux provenant des capteurs de force et de l'accéléromètre

de la poignée, de l'accéléromètre de l'adaptateur de paume et des accéléromètres des doigts étaient enregistrés à l'aide d'un système d'acquisition multicanal sur une période 30 s. Chaque sujet a effectué trois essais pour chaque condition de gant et deux essais pour la condition main nue, tout en prenant une pause de 2 minutes entre deux essais consécutifs. La posture et les forces appliquées par la main (poussée et préhension) ont été maintenues constantes pour tous les essais. La séquence des mesures a été randomisée entre les 11 conditions de la main, et ce, pour chacun des 15 sujets.

Les signaux d'accélérations triaxiales acquis à partir de la poignée instrumentée et des accéléromètres de l'adaptateur de paume ou de ceux des doigts, selon le cas, ont été analysés pour obtenir les valeurs d'accélération efficace dans les bandes de fréquences de tiers d'octave couvrant les fréquences de 25 à 1250 Hz. Les sommes vectorielles des accélérations ont été obtenues, par la suite, selon :

$$A(f_i) = \sqrt{[A_x(f_i)]^2 + [A_y(f_i)]^2 + [A_z(f_i)]^2} \quad (15)$$

$$H(f_i) = \sqrt{[H_x(f_i)]^2 + [H_y(f_i)]^2 + [H_z(f_i)]^2} \quad (16)$$

où $A(f_i)$ est l'accélération résultante mesurée à la paume de la main ou au doigt à la fréquence centrale f_i , et $H(f_i)$ représente l'accélération résultante mesurée à l'intérieur de la poignée instrumentée à la fréquence centrale f_i . La transmissibilité des vibrations de la paume et des doigts, non pondérée ou pondérée en fréquence, a ensuite été évaluée à partir des données acquises pour les conditions main nue et main gantée, en considérant le rapport entre l'accélération globale transmise à la paume ou aux doigts $A(f_i)$ et l'accélération globale de la poignée instrumentée $H(f_i)$, dans les plages de fréquences M (25-200 Hz) et H (200-1250 Hz), comme décrit dans la norme ISO 10819 (ISO, 2013) :

$$TR_w = \frac{\sqrt{\sum_{i=L}^U [A(f_i) w_i]^2}}{\sqrt{\sum_{i=L}^U [H(f_i) w_i]^2}} \quad (17)$$

Les limites supérieure et inférieure des bandes de fréquences M et H sont indiquées par U et L , respectivement. La variable w_i dans l'équation ci-dessus représente la pondération en fréquence correspondant à la fréquence centrale f_i ($w_i = 1$ pour le calcul de la transmissibilité non pondérée). La transmissibilité des vibrations de la paume du gant est évaluée en utilisant la pondération w_h , comme recommandé dans la norme ISO 10819 (ISO, 2013). En raison des fréquences considérablement plus élevées des vibrations dominantes transmises aux doigts (fréquences de résonance des doigts plus élevées), comme rapportées dans Hamouda *et al.* (2018) et Welcome *et al.* (2014), la performance des gants à atténuer les vibrations transmises aux doigts est évaluée en utilisant la pondération w_p , comme définie dans le rapport technique ISO/TR 18570 (ISO, 2017). Finalement, la transmissibilité des vibrations de la paume et des doigts de chaque gant, pondérée ou non pondérée, a été normalisée par rapport à celle obtenue pour la main nue, comme spécifié dans la norme ISO 10819 (ISO, 2013), afin d'obtenir la transmissibilité du gant par rapport à la condition main nue :

$$TR_w \text{ (normalisée)} = \frac{TR_w(\text{gant})}{TR_w(\text{main nue})} \quad (18)$$

6.2.2 Résultats

Le tableau 7 présente les facteurs de transmissibilité globale pour les spectres de vibration **M** et **H**, calculés selon l'équation 18, et moyennés sur les 15 sujets. Les facteurs de transmissibilité sont présentés avec et sans pondération fréquentielle, en utilisant la pondération main-bras w_h pour la paume et la pondération des doigts w_p pour l'index et le majeur. Afin qu'un gant soit considéré comme antivibration selon la norme ISO 10819 (ISO, 2013), son facteur de transmissibilité global pondéré main-bras (w_h) à la paume doit être égal ou inférieur à 0,9 pour le spectre **M** et égal ou inférieur à 0,6 pour le spectre **H**. Seulement cinq gants rencontrent ces critères (surlignés en vert dans le tableau 7). Il s'agit des gants Gel2, Gel5, Air1, Air2 et Hybride. Pour l'index, les gants offrent peu ou pas d'atténuation ou même une légère amplification pour le spectre **M** (25-200 Hz), avec un facteur de transmissibilité non pondéré variant de 0,90 à 1,10 et un facteur de transmissibilité pondéré w_p variant de 0,91 à 1,09. Toutefois, des atténuations à l'index pouvant aller jusqu'à 50 % sont obtenues, pour certains gants, sous le spectre **H** (facteur de transmissibilité variant de 0,50 à 1,03 non pondéré et de 0,55 à 1,07 pondéré w_p).

En ce qui concerne le majeur, des atténuations plus importantes ont été obtenues pour le spectre **M** par rapport à l'index (facteur de transmissibilité variant de 0,77 à 0,98 non pondéré et de 0,76 à 0,96 pondéré w_p). Pour le spectre **H**, les plages d'atténuation sont plutôt comparables à celles obtenues pour l'index, avec des facteurs de transmissibilité variant de 0,49 à 1,05 non pondérés et de 0,50 à 1,02 pondéré w_p . Par ailleurs, on constate que pour le spectre **H**, le gant Gel2 se démarque des autres en ce qui concerne l'atténuation des vibrations pondérées aux doigts (0,41 pour l'index et 0,55 pour le majeur), ce qui pourrait s'expliquer par l'utilisation d'un matériau isolant plus souple par rapport aux autres gants (mousse perforée). Le gant Gel2 se trouve également parmi les meilleurs en ce qui concerne l'atténuation pondérée à la paume pour les spectres **M** et **H**, avec des atténuations respectives de 0,82 et 0,41.

Tableau 7. Valeurs globales de transmissibilité

| Spectre | Gant | Non-pondéré | | | Pondéré | | |
|---------|-------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|
| | | Paume | Index | Majeur | Paume (w_h) | Index (w_p) | Majeur (w_p) |
| | | \bar{x} (CV %) | \bar{x} (CV %) | \bar{x} (CV %) | \bar{x} (CV %) | \bar{x} (CV %) | \bar{x} (CV %) |
| M | Gel1 | 0,93 (7) | 0,96 (10) | 0,77 (14) | 0,93 (6) | 0,93 (13) | 0,76 (13) |
| | Gel2 | 0,78 (7) | 1,05 (15) | 0,98 (13) | 0,82 (4) | 1,01 (19) | 0,94 (16) |
| | Gel3 | 0,93 (4) | 1,03 (12) | 0,83 (12) | 0,90 (3) | 1,01 (13) | 0,85 (13) |
| | Gel4 | 0,95 (4) | 0,97 (12) | 0,93 (12) | 0,95 (2) | 0,95 (14) | 0,91 (12) |
| | Gel5 | 0,85 (6) | 1,00 (13) | 0,87 (12) | 0,87 (3) | 0,98 (13) | 0,88 (12) |
| | Air1 | 0,75 (13) | 0,91 (13) | 0,85 (12) | 0,81 (7) | 0,91 (13) | 0,87 (18) |
| | Air2 | 0,74 (10) | 0,92 (12) | 0,80 (13) | 0,79 (7) | 0,97 (26) | 0,81 (14) |
| | Caoutchouc | 0,94 (4) | 1,10 (10) | 0,97 (12) | 0,94 (2) | 1,09 (10) | 0,96 (13) |
| | Hybride | 0,74 (11) | 0,90 (13) | 0,79 (14) | 0,79 (6) | 0,91 (13) | 0,78 (14) |
| | Tissu | 0,99 (1) | 1,06 (11) | 0,91 (13) | 0,98 (2) | 1,03 (14) | 0,92 (14) |
| H | Gel1 | 0,95 (15) | 0,94 (22) | 0,95 (17) | 1,07 (12) | 0,92 (23) | 0,84 (29) |
| | Gel2 | 0,34 (13) | 0,50 (21) | 0,49 (20) | 0,41 (10) | 0,55 (26) | 0,50 (25) |
| | Gel3 | 0,75 (12) | 0,77 (19) | 0,74 (16) | 0,74 (13) | 0,79 (16) | 0,71 (17) |
| | Gel4 | 1,00 (14) | 0,96 (19) | 0,93 (27) | 1,01 (20) | 0,92 (21) | 0,77 (28) |
| | Gel5 | 0,54 (9) | 0,72 (21) | 0,70 (24) | 0,57 (12) | 0,79 (19) | 0,76 (25) |
| | Air1 | 0,35 (20) | 0,72 (24) | 0,70 (25) | 0,51 (21) | 0,75 (25) | 0,69 (30) |
| | Air2 | 0,37 (13) | 0,68 (24) | 0,74 (20) | 0,43 (16) | 0,72 (21) | 0,80 (28) |
| | Caoutchouc | 1,01 (8) | 0,98 (20) | 0,89 (18) | 1,03 (19) | 1,07 (19) | 0,86 (23) |
| | Hybride | 0,33 (20) | 0,86 (25) | 0,84 (26) | 0,39 (16) | 0,88 (18) | 0,78 (27) |
| | Tissu | 1,02 (12) | 1,03 (18) | 1,05 (19) | 1,07 (16) | 1,03 (21) | 1,02 (28) |

La moyenne sur les 15 sujets de la transmissibilité normalisée, évaluée à la paume de la main, est présentée à la figure 17, en fonction de la fréquence, pour les dix gants testés. La transmissibilité des 5 gants satisfaisant les critères d'atténuation des vibrations de la norme ISO 10819 (ISO, 2013) est présentée à la figure 17a, tandis que la transmissibilité des 5 gants ne satisfaisant pas ces critères est présentée à la figure 17b. Pour les gants satisfaisant les critères d'atténuation des vibrations (Air1, Air2, Gel2, Gel5 et Hybride), l'atténuation des vibrations se manifeste au-dessus de 25 à 35 Hz, selon le gant testé (figure 17a). Ces gants procurent une atténuation des vibrations en fonction de la fréquence similaire, à l'exception du gant Gel5, qui procure une moins bonne atténuation au-dessus de 150 Hz. Pour les gants ne satisfaisant pas les critères d'atténuation des vibrations (Gel1, Gel3, Gel4, Caoutchouc et Tissu), l'atténuation est moins prononcée (figure 17b). Le gant Tissu a une transmissibilité presque unitaire dans la gamme de fréquences considérée, tandis que les gants Gel1, Gel4 et caoutchouc procurent une atténuation en basses fréquences (typiquement 30-200 Hz), mais une amplification des vibrations

entre 200 et 800 Hz (excepté pour le gant Gel1 qui procure une réponse presque unitaire). Finalement, le gant Gel3 se démarque des 4 autres gants, procurant une atténuation plus prononcée dans la plage de 30 à 200 Hz ainsi qu'au-dessus de 300 Hz. Cette différence est également notable à la lecture du tableau 7 pour la transmissibilité globale pondérée à la paume. En effet, le gant Gel3 satisfait le critère de transmissibilité du spectre M , mais échoue en ce qui a trait au critère de transmissibilité du spectre H , tout en se distinguant des autres gants ne satisfaisant pas ce critère (transmissibilité globale pondérée de 0,74 contre 1,01 à 1,07 pour les autres gants).

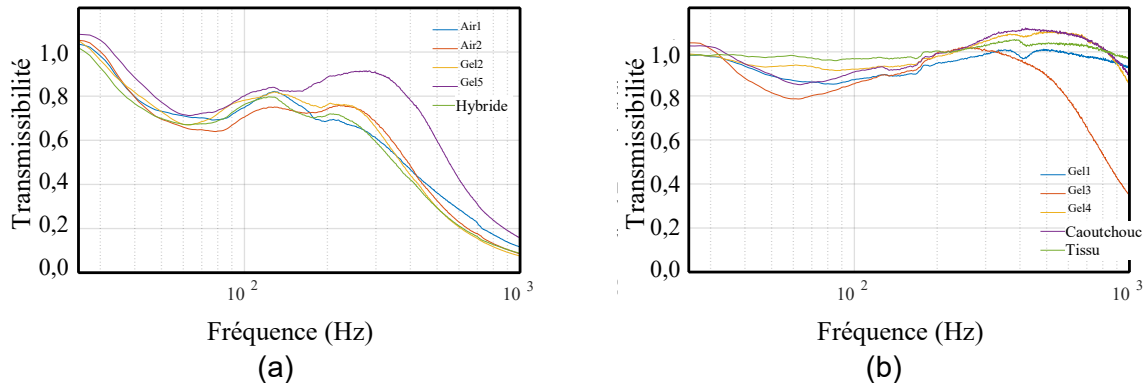


Figure 17. Transmissibilité vibratoire normalisée, en fonction de la fréquence, à la paume de la main : (a) gants satisfaisant les critères d'atténuation des vibrations de la norme ISO 10819 et (b) gants ne satisfaisant pas ces critères.

La transmissibilité des vibrations à l'index, moyennée sur les 15 participants, est présentée à la figure 18 pour l'ensemble des gants testés. Par rapport à l'atténuation à la paume, l'atténuation à l'index se limite aux fréquences au-dessus de 200 Hz pour la plupart des gants, avec une amplification des vibrations entre 100 et 200 Hz ou entre 100 et 300 Hz, selon les gants. Le gant Tissu ne procure pas ou peu d'atténuation sur l'ensemble du spectre considéré, tandis que le gant Gel4 amplifie les vibrations au-dessus de 500 Hz. Le gant Gel2 se démarque des autres avec une atténuation de plus de 50 % au-dessus de 250 Hz. Finalement, la transmissibilité des vibrations au majeur est présentée à la figure 19. Pour les gants satisfaisant les critères de transmissibilité globale de la norme ISO 10819 (figure 19a), la transmissibilité au majeur est similaire à celle obtenue à l'index, avec toutefois une absence d'amplification des vibrations entre 100 et 200 Hz (sauf pour le gant Gel2). Pour les gants ne rencontrant pas les critères de transmissibilité globale (figure 19b), une amplification plus prononcée se produit au-dessus de 400 Hz par rapport à la transmissibilité à l'index pour les gants Gel1 et Tissu, tandis qu'une atténuation ou une amplification moins prononcée par rapport à la transmissibilité à l'index est constatée entre 100 et 300 Hz. Finalement, le gant Gel2 se démarque clairement des autres gants en ce qui concerne l'atténuation des vibrations aux doigts au-dessus de 200 Hz, ce qui est en concordance avec l'atténuation globale obtenue aux doigts pour le spectre H (200-1250 Hz) (tableau 7). On constate également, à la lumière des résultats, que les gants rencontrant les critères de transmissibilité des vibrations de la norme ISO 10819 (Air1, Air2, Gel2, Gel5 et Hybride) atténuent les vibrations transmises à la paume de la main à partir d'environ 30 Hz (voir figure 17a), tandis que ces mêmes gants atténuent les vibrations transmises à l'index (figure 18a) et au majeur (figure 19a) à partir d'environ 200 Hz, selon le gant testé.

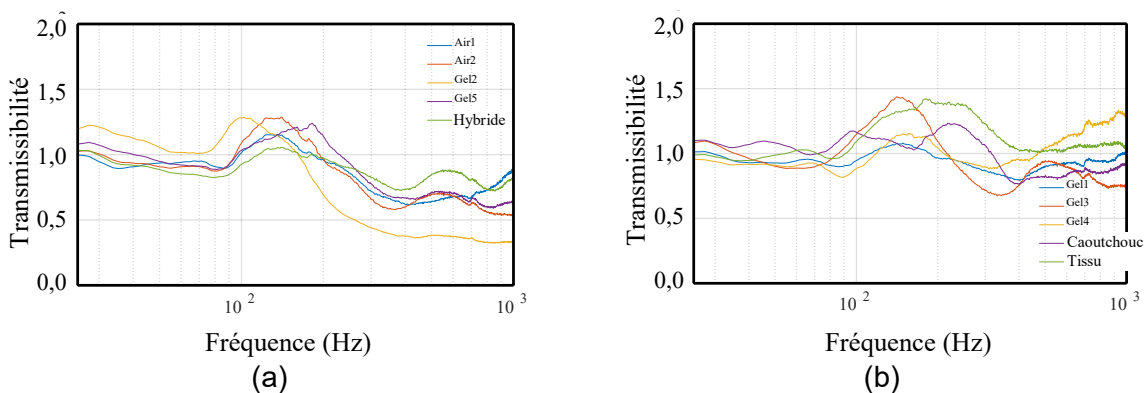


Figure 18. Transmissibilité vibratoire normalisée, en fonction de la fréquence, à l'index : (a) gants satisfaisant les critères d'atténuation des vibrations de la norme ISO 10819 et (b) gants ne satisfaisant pas ces critères.

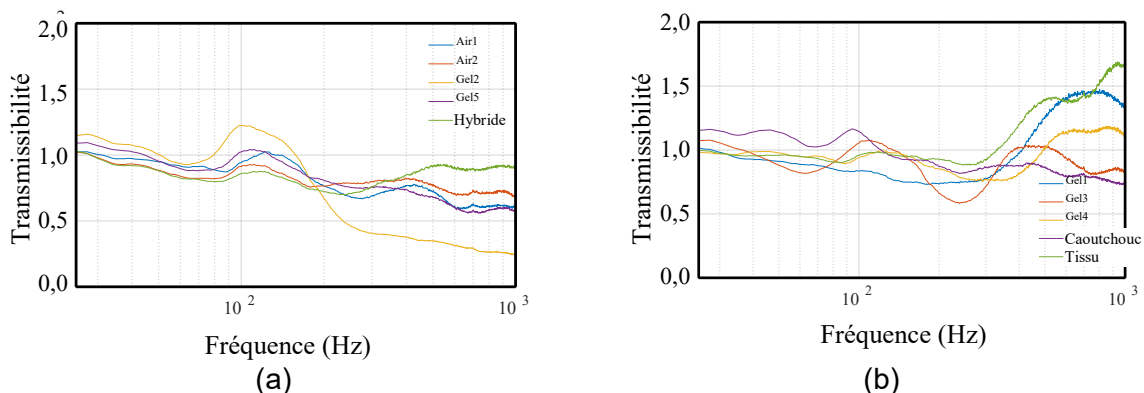


Figure 19. Transmissibilité vibratoire normalisée, en fonction de la fréquence, au majeur : (a) gants satisfaisant les critères d'atténuation des vibrations de la norme ISO 10819 et (b) gants ne satisfaisant pas ces critères.

6.3 Discussion

Parmi les 10 gants testés, 5 satisfont les critères d'atténuation des vibrations selon la norme ISO 10819 (ISO, 2013). Ces gants procurent une atténuation à la paume à partir d'environ 30 Hz, et une atténuation aux doigts à partir d'environ 200 Hz, ce qui est conforme avec les résultats provenant de la littérature. En effet, selon une étude avec 6 participants, les gants AV ne sont pas efficaces pour atténuer les vibrations transmises à la paume en dessous de 29 Hz, et aux doigts en dessous 181 Hz (Dong *et al.*, 2009).

Les 5 gants rencontrant les critères d'atténuation des vibrations ont une rigidité quasi statique plus faible à de la paume (62,3 à 126 kN/m, voir tableau 2), par rapport à la rigidité des gants ne rencontrant pas ces critères (288 à 629 kN/m, en excluant le gant Tissu qui n'est pas AV). Cette rigidité quasi statique plus faible aurait comme effet de réduire la fréquence de résonance du système main-gant, procurant ainsi des atténuations à de plus basses fréquences (la fréquence

de résonance d'un système à un degré de liberté étant proportionnelle à la racine carrée de la raideur divisée par la masse).

Par ailleurs, le gant Gel2 s'est distingué des autres gants, en procurant une atténuation aux doigts supérieure aux autres gants sous le spectre *H*. Cependant, pour le majeur sous le spectre *M*, d'autres gants AV procurent une meilleure atténuation. En effet, le gant Gel2 amplifie les vibrations autour de 100 Hz de par le phénomène de résonance du système doigt-gant à cette fréquence (voir figure 19a). Par ailleurs, le gant Gel2 procure une meilleure atténuation aux doigts au-dessus de 150 Hz et 200 Hz, pour respectivement l'index et le majeur. Cette performance peut être attribuée à l'utilisation d'un matériau plus souple pour isoler des vibrations (mousse perforée), procurant une plus faible fréquence de résonance du système doigt-gant. Cet effet peut être visualisé en examinant la transmissibilité des vibrations pour l'index, présentée à la figure 18a, où le gant Gel2 est associé à une fréquence de résonance inférieure aux autres gants AV rencontrant les critères d'atténuation des vibrations de la norme ISO 10819.

7. ÉVALUATION DE L'EFFET DU PORT DE GANTS ANTIVIBRATIONS SUR LA DEXTÉRITÉ MANUELLE

Ce chapitre concerne l'évaluation de l'effet du port de gants antivibrations sur la dextérité manuelle.

7.1 Méthode

Afin de sélectionner les tests appropriés permettant d'évaluer l'effet du port des gants AV sur la dextérité manuelle, des essais préliminaires ont été effectués en utilisant trois méthodes différentes permettant d'évaluer la dextérité moyenne et grossière (Gauvin *et al.*, 2007) : le test Bennett Hand Tool, le test Two-hand Turning and Placing Minnesota et le test normalisé ASTM F2010. Par la suite, le test Bennett Hand Tool a été abandonné, car, d'une part, il était difficile de normaliser suffisamment les manœuvres pour que les participants les exécutent toujours de la même façon et, d'autre part, il nécessitait un très long temps de réalisation. Ce sont ainsi les tests Two-hand Turning and Placing Minnesota et ASTM F2010 qui ont été retenus, désignés ci-après par les termes "Minnesota" et "ASTM". Le test Minnesota, composé de deux planches d'essai et de 60 disques de plastique (figure 20a) est considéré comme représentant la dextérité des doigts et des deux mains de manière globale, alors que le test ASTM, composé d'une planche perforée de trous et de 25 tiges en acier (figure 20b) permet de mesurer la dextérité du pouce et de l'index de la main dominante.

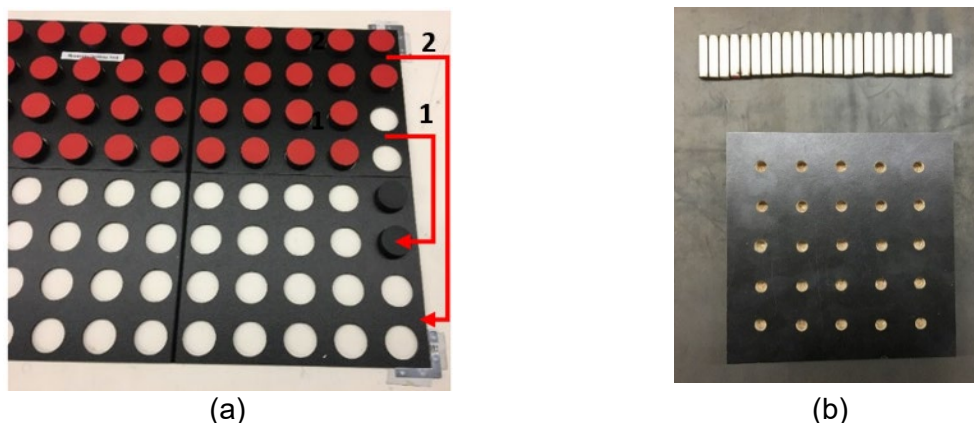


Figure 20. Tests de dextérité retenus : (a) Minnesota; (b) ASTM F2010.

Pour le test de dextérité Minnesota, les planches d'essai étaient positionnées sur une table de travail de 72 cm de hauteur. Chaque participant devait se tenir debout, face à la table, et saisir deux disques en plastique simultanément (un avec chaque main) de la planche supérieure, retourner les disques à l'envers, puis les placer sur la planche inférieure. Le participant devait commencer par la colonne de droite, en saisissant les disques situés sur les deux rangées inférieures de la planche supérieure et les placer sur les deux rangées supérieures de la planche inférieure (figure 20a), suivi par les disques des deux rangées supérieures de la même colonne de la planche supérieure pour être placés dans les rangées du bas de la planche inférieure. Par la suite, le participant poursuivait le test en répétant la procédure sur les autres colonnes, de

droite à gauche. Le temps d'exécution, soit le temps nécessaire pour déplacer tous les disques d'une planche à l'autre, était mesuré à l'aide d'un chronomètre numérique.

En ce qui concerne le test normalisé ASTM, chaque participant devait s'asseoir sur une chaise à hauteur réglable face à une table sur laquelle était positionnée la planche perforée ainsi que les tiges du test ASTM (figure 20b). Le participant devait adopter une posture de travail confortable en réglant la hauteur du siège. Chaque participant devait prendre de façon séquentielle les 25 tiges d'acier, une à la fois, avec sa main dominante et les placer dans la planche perforée, en commençant par le coin supérieur gauche et en poursuivant vers la droite pour les participants droitiers, ou en commençant par le coin supérieur droit et en poursuivant vers la gauche pour les participants gauchers. En raison de la difficulté à saisir les tiges sur la table avec une main gantée, chaque tige a été ramassée en poussant l'extrémité inférieure contre la table avec le pouce pour relever l'autre extrémité, puis en la saisissant par l'extrémité relevée avec le pouce et l'index. Le temps d'exécution, soit le temps nécessaire pour placer les 25 tiges d'acier dans la planche perforée, était mesuré à l'aide d'un chronomètre numérique.

L'effet du port des gants sur la dextérité a été évalué pour dix gants différents, dont neuf gants AV et un gant en tissu, comme décrit au tableau 1 du chapitre 4. Les essais ont également été réalisés pour une condition à main nue. Quinze sujets masculins, âgés de 22 à 35 ans, ont participé aux essais. Tous les participants étaient en bonne santé, sans aucun antécédent de blessures aux membres supérieurs. Aucun des participants n'avait travaillé professionnellement avec des outils à main. Quatre des participants étaient gauchers. Le but de l'étude et les procédures expérimentales ont été décrits à chaque participant ainsi que ses droits et responsabilités. Chaque participant a consenti au protocole expérimental, qui avait été approuvé par le comité d'éthique de la recherche avec des êtres humains de l'Université Concordia. Les dimensions de la main des participants sont résumées dans le tableau 8.

La taille des mains des sujets, déterminée conformément à la norme EN 420 (AFNOR, 2010), était comprise entre 8 et 10. Le choix de la taille des gants a été déterminé lors de la séance de recrutement, en demandant au participant d'essayer différentes tailles (allant de 8 à 11 ou de petits à très grands) d'un même type de gant; la taille qui convenait le mieux était celle qui permettait des mouvements adéquats des doigts et de la main. Les participants ayant un ajustement acceptable pour au moins 8 des 10 types de gants à tester ont été retenus pour l'étude. Lors de cette même séance de recrutement, chaque participant s'est familiarisé avec les deux tests de dextérité en effectuant un seul essai de deux conditions de gant, afin de s'assurer qu'il pouvait accomplir les tâches requises. Ces conditions comprenaient un essai à main nue et un essai avec un gant AV relativement épais et encombrant (gant Air1).

Tableau 8. Paramètres anthropométriques des mains des participants

| Paramètre | Maximum | Minimum | Moyenne | Écart-type |
|----------------------------------|-----------|----------|------------|------------|
| Âge (années) | 35 | 22 | 27,5 | 3,7 |
| Longueur de la main (mm) | 205 | 180 | 188,7 | 7,2 |
| Circonférence de la paume (mm) | 220 | 185 | 197,7 | 10,6 |
| Grandeur de main (EN 420) | 10 | 8 | 8,9 | 0,7 |
| Longueur du pouce (mm) | 70 | 59 | 63,8 | 4,4 |
| Longueur de l'index (mm) | 81 | 69 | 74,2 | 3,8 |
| Longueur du majeur (mm) | 90 | 74 | 83,1 | 5,1 |

Les mesures ont été effectuées avec chacun des quinze participants sélectionnés et un total de 11 conditions pour la main (main nue et 10 gants), au cours de trois sessions différentes tenues à des jours différents pour éviter l'effet de fatigue. Chaque session comprenait des essais avec 3 à 4 gants différents, pour les deux tests de dextérité, ainsi qu'à un essai à main nue de chaque test comme référence. L'ordre des mesures avec les différentes combinaisons gants/test pendant les trois sessions a été randomisé. Les participants devaient exécuter les tâches aussi précisément et rapidement que possible et ne devaient pas ramasser de disques ou de tiges échappés, l'expérimentateur les remettant sur la pile. Chaque essai pour une combinaison spécifique gant/test comportait plusieurs essais jusqu'à ce que le coefficient de variation du temps d'exécution des trois derniers essais fût inférieur à 8 %. Le temps d'exécution moyen a ensuite été calculé en prenant la moyenne des temps d'exécution des trois derniers essais. Les participants ont eu droit à une minute de pause entre chaque essai et à deux minutes de pause lorsque la condition de gant/test était changée.

Par la suite, le score de dextérité a été défini comme étant le temps moyen d'exécution des trois derniers essais d'une combinaison gant/test donnée, divisé par le temps moyen d'exécution des trois derniers essais de la condition main nue pour le même test effectué au cours de la même séance, de telle sorte que :

$$\text{Score de dextérité} = \frac{\text{Temps d'exécution moyen main gantée}}{\text{Temps d'exécution moyen main nue}} \quad (19)$$

Un score de dextérité plus élevé correspond à une dextérité plus faible.

Le nombre de pièces échappées au cours de chaque essai a également été noté et le nombre total de pièces échappées pour chaque combinaison gant/test a été noté comme étant la somme des pièces échappées pendant les trois derniers essais. Par la suite, le taux de pièces échappées a été calculé (nombre de pièces échappées divisé par le nombre total de pièces manipulées, en pourcentage).

Les analyses statistiques ont été effectuées avec le logiciel SPSS (IBM® SPSS® Statistics, version 23). Pour les analyses, dix conditions de gant et deux conditions de test de dextérité ont constitué les variables indépendantes, tandis que le score de dextérité constituait la variable dépendante. Une analyse de variance à deux facteurs (GANT et TEST) à mesures répétées (ANOVA) a été effectuée dans un premier temps afin d'évaluer les principaux effets des variables indépendantes

et leur interaction sur le score de dextérité. Le seuil de signification de 5 % a été utilisé pour les tests statistiques. Par la suite, des tests à comparaisons multiples de Tukey ont été effectués afin d'identifier les différences significatives entre les différents gants.

7.2 Résultats

Les temps moyens d'exécution des trois derniers essais de chaque gant pour les tests ASTM et Minnesota sont présentés sous forme de diagrammes en boîtes à la figure 21. Comme attendu, les résultats montrent que les temps d'exécution les plus courts ont été obtenus pour les essais à main nue. Les résultats montrent également que les temps d'exécution sont généralement plus élevés avec le test Minnesota par rapport au test ASTM. Le test Minnesota présente aussi une variabilité plus élevée que celle du test ASTM. Les résultats obtenus avec le test ASTM montrent la plus grande variabilité pour le gant Gel5, tandis que pour le test Minnesota, la plus grande variabilité est obtenue pour le gant Hybride.

La figure 22 présente les diagrammes en boîte des scores de dextérité pour chacun des tests. Les résultats montrent que le score moyen de dextérité manuelle de tous les gants est supérieur à la valeur unitaire, quelle que soit la méthode de test, ce qui montre que tous les gants testés réduisent la dextérité manuelle. Pour le test Minnesota, le gant Tissu présente la meilleure dextérité avec le score le plus bas (1,16, correspondant à une augmentation de 16 % du temps d'exécution par rapport à la main nue), tandis que pour le test ASTM, c'est le gant Caoutchouc qui a obtenu le meilleur score de dextérité (score de 1,14 ou temps d'exécution 14 % plus élevé par rapport à la main nue). Le gant Air1 présente le pire score de dextérité ainsi que la plus grande variabilité, peu importe le test utilisé, avec des scores de dextérité moyens de 1,73 et 1,70 pour respectivement les tests ASTM et Minnesota, ce qui correspond à des temps d'exécution des tests de 73 % et 70 % plus élevés par rapport à la main nue.

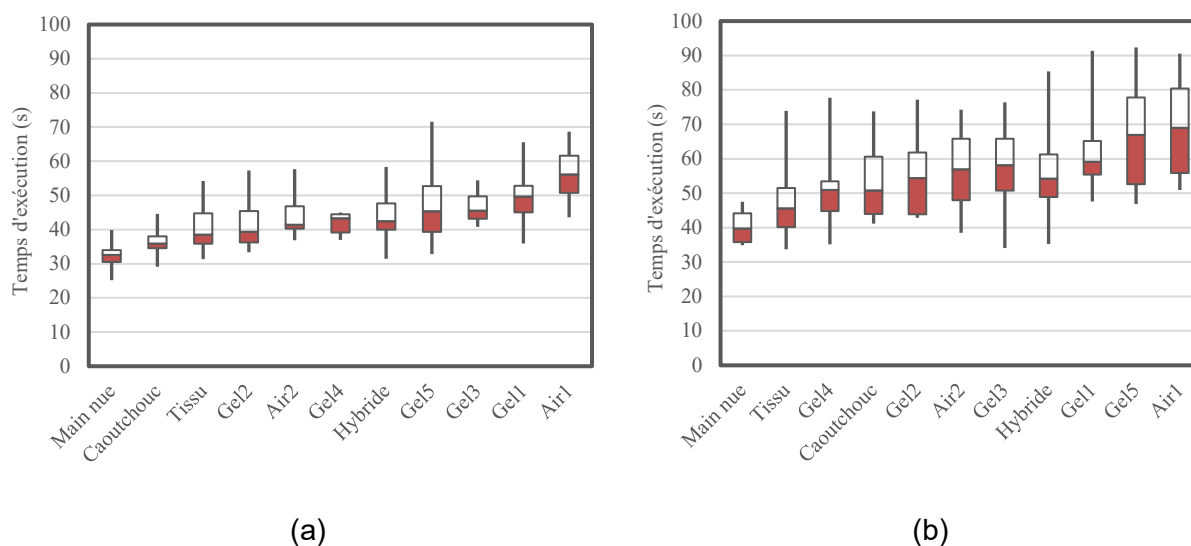


Figure 21. Temps d'exécution pour l'ensemble des participants (n=15) pour les tests de dextérité : (a) ASTM F2010; (b) Minnesota.

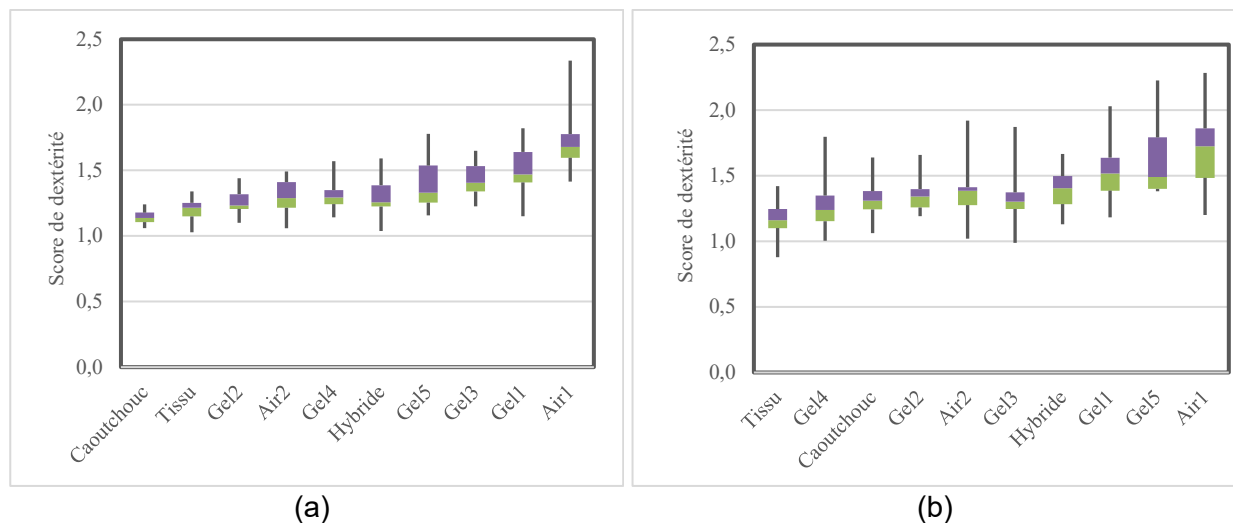


Figure 22. Score de dextérité pour l'ensemble des participants (n=15) pour les tests : (a) ASTM F2010; (b) Minnesota.

La figure 23a présente une comparaison des scores de dextérité obtenus selon les deux méthodes pour chacun des gants testés (en ordre décroissant de la moyenne des scores des deux tests), tandis que la figure 23b présente le taux de pièces échappées selon les deux tests. On constate que les tests ASTM et Minnesota donnent des scores de dextérité comparables, excepté pour les gants Gel5 et Caoutchouc. Dans le cas du gant Gel5, cette différence peut s'expliquer par la conception du gant (voir tableau 1), qui est constitué de deux épaisseurs de matériau isolant (polymère viscoélastique recouvert d'une mousse perforée), recouvert de cuir de porc rigide au niveau de la paume et des doigts (incluant le dessus des doigts). Cette conception en fait un gant relativement épais à la paume et aux doigts et relativement rigide, propriétés qui se traduisent par une plus grande difficulté à fléchir l'ensemble des doigts afin de saisir les disques du test Minnesota. En ce qui concerne le gant Caoutchouc, la différence peut s'expliquer par une plus grande adhérence du gant due en partie à la présence, au bout des doigts, de stries gravées dans le caoutchouc du gant. Cette adhérence favorise la prise des tiges en acier plutôt glissantes du test ASTM, au détriment du test Minnesota, dont les disques en plastique procurent déjà une adhérence suffisante. Par ailleurs, l'utilisation de ce gant avec les disques en plastique se traduit par une plus grande difficulté à retourner les disques, ceux-ci ayant tendance à rester collés au gant à cause d'une adhérence trop importante entre le gant et les disques.

En ce qui concerne le taux de pièces échappées, on constate que ce taux est plus élevé pour le test ASTM par rapport au test Minnesota, peu importe le gant testé. Cela s'explique par la faible dimension des tiges en acier du test ASTM ainsi que par leur manque d'adhérence par rapport aux disques en plastique du test Minnesota. Par ailleurs, c'est le gant Caoutchouc qui est associé au taux de pièces échappées le plus faible pour les deux tests, tandis que le gant Gel3 est associé au taux de pièces échappées le plus élevé, également pour les deux tests. La performance supérieure du gant Caoutchouc en ce qui concerne le taux de pièces échappées s'explique par la plus grande adhérence du gant Caoutchouc aux doigts par rapport aux autres gants. En ce qui concerne le gant Gel3, celui-ci est recouvert d'une peau de chèvre souple assez glissante, ce qui peut contribuer à une moins bonne prise sur les pièces à déplacer.

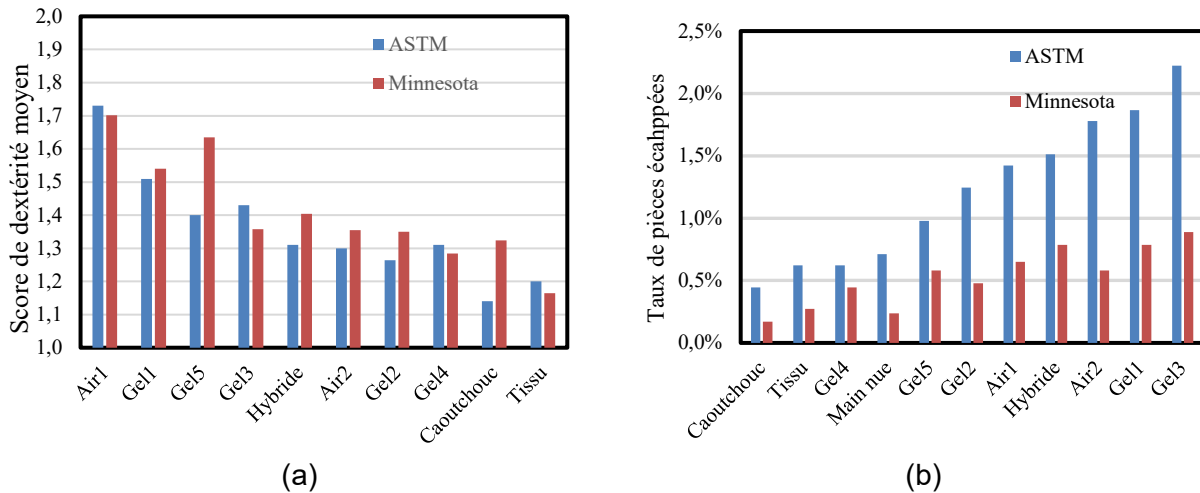


Figure 23. Comparaison des résultats aux tests ASTM F2010 et Minnesota : (a) score de dextérité; (b) taux de pièces échappées.

7.2.1 Analyse statistique

Une ANOVA à deux facteurs a été effectuée pour évaluer les effets principaux du type de gant et du type de test (ASTM c. Minnesota), ainsi que l'interaction entre les deux facteurs sur le score de dextérité manuelle. Les résultats montrent que le type de gant a un effet statistiquement significatif sur le score de dextérité ($p < 0,001$), alors que le type de test n'a pas d'effet significatif ($p = 0,876$). Les résultats montrent également un effet d'interaction significatif entre le type de gant et le type de test sur le score de dextérité ($p < 0,001$). Étant donné que la variable test n'a pas d'effet statistiquement significatif sur le score de dextérité et afin de comparer les sensibilités des deux tests de dextérité, deux analyses ANOVA indépendantes à un facteur ont été effectuées pour chacun des deux tests (ASTM et Minnesota) avec le type de gant comme variable indépendante. Ces analyses ont montré un effet statistiquement significatif de la variable gant sur le score de dextérité pour chacun des deux tests ($p < 0,001$).

Le tableau 9 présente les résultats du test à comparaisons multiples de Tukey pour le test de dextérité ASTM. Les différences significatives, associées à une valeur p inférieure à 0,05, sont mises en évidence en caractères gras. Par exemple, on note que le gant Caoutchouc a un score de dextérité significativement différent de tous les autres gants, excepté pour le gant Tissu, tandis que le gant Air1 a des différences statistiquement significatives avec tous les autres gants, excepté pour le gant Gel1. Sur les 45 différentes comparaisons de gant possibles, 23 présentent une différence significative, ce qui correspond à une sensibilité de test de 51 %.

Enfin, les gants ont été groupés selon leurs scores de dextérité et selon leurs différences significatives avec les autres gants. Les gants d'un même groupe ne présentent aucune différence significative entre eux, et un gant peut se retrouver dans plus d'un groupe. Les gants sont classés en ordre décroissant du score de dextérité. Ces résultats sont présentés au tableau 11 pour le test ASTM et au tableau 12 pour le test Minnesota. Par ailleurs, les 5 gants satisfaisant les critères d'atténuation des vibrations, selon la norme ISO 10819, sont surlignés en vert, en groupes distincts. Deux groupes distincts ont été observés parmi ces gants pour le test ASTM. Il s'agit du gant Air1 pour le groupe offrant la moins bonne dextérité et des gants Gel5, Hybride, Air2 et Gel2 pour le groupe offrant la meilleure dextérité. Pour le test Minnesota, on note également l'existence de deux groupes distincts, constitués du gant Air1 pour le groupe offrant la moins bonne dextérité et des gants Air2 et Gel2 pour le groupe offrant la meilleure dextérité. Les gants Gel5 et Hybride constituent un groupe à part (surligné en jaune), étant donné que le gant Gel5 se retrouve avec le gant Air1 dans le groupe offrant la moins bonne dextérité, et que le gant Hybride se retrouve avec les gants Air2 et Gel2 dans le groupe offrant la meilleure dextérité, malgré l'absence d'une différence significative entre les gants Gel5 et Hybride, formant ainsi un groupe intermédiaire.

En considérant tous les gants testés, on note l'obtention de six groupes avec le test de dextérité ASTM, tandis qu'avec le test de dextérité Minnesota, cinq groupes ont été obtenus. Ce classement permet de visualiser rapidement que pour le test ASTM, les gants Air1 et Gel1 ont mené aux scores de dextérité les plus élevés (associés à une moins bonne dextérité manuelle) tandis que les gants Tissu et Caoutchouc ont mené aux scores de dextérités les moins élevés (associés à une meilleure dextérité manuelle). En ce qui concerne le test Minnesota, les scores de dextérité les plus élevés ont été obtenus pour les gants Air1, Gel5 et Gel1, tandis que les scores de dextérité les moins élevés ont été obtenus pour les gants Caoutchouc, Gel4 et Tissu.

Tableau 11. Classement des gants en groupes selon les différences statistiquement significatives du score de dextérité pour le test ASTM F2010

| Gant | Regroupement selon le score de dextérité | | | | | |
|------------|--|------|------|------|------|------|
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
| Air1 | 1,73 | | | | | |
| Gel1 | 1,51 | 1,51 | | | | |
| Gel3 | | 1,43 | 1,43 | | | |
| Gel5 | | 1,40 | 1,40 | 1,40 | | |
| Gel4 | | | 1,31 | 1,31 | 1,31 | |
| Hybride | | | 1,31 | 1,31 | 1,31 | |
| Air2 | | | 1,30 | 1,30 | 1,30 | |
| Gel2 | | | | 1,26 | 1,26 | |
| Tissu | | | | | 1,20 | 1,20 |
| Caoutchouc | | | | | | 1,14 |

Tableau 12. Classement des gants en groupes selon les différences statistiquement significatives du score de dextérité pour le test Minnesota

| Gant | Regroupement selon le score de dextérité | | | | |
|------------|--|------|------|------|------|
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| Air1 | 1,70 | | | | |
| Gel5 | 1,64 | 1,64 | | | |
| Gel1 | 1,54 | 1,54 | 1,54 | | |
| Hybride | | 1,41 | 1,41 | 1,41 | |
| Gel3 | | | 1,36 | 1,36 | |
| Air2 | | | 1,36 | 1,36 | |
| Gel2 | | | 1,35 | 1,35 | |
| Caoutchouc | | | 1,32 | 1,32 | 1,32 |
| Gel4 | | | | 1,29 | 1,29 |
| Tissu | | | | | 1,16 |

8. ÉVALUATION DE L'INFLUENCE DES GANTS ANTIVIBRATIONS SUR LA FORCE DE PRÉHENSION

Ce chapitre concerne l'évaluation de l'effet du port de gants antivibrations sur l'activité musculaire de participants exerçant une force de préhension sur une poignée cylindrique. Une méthode basée sur l'électromyographie (EMG) de surface a été utilisée pour mesurer l'activité musculaire de muscles de l'avant-bras, lors de l'application d'une force de préhension de 25 ou 50 N, avec ou sans gant.

8.1 Méthode

L'effet des gants sur l'activité musculaire de muscles de l'avant-bras a été évalué en laboratoire pour dix gants différents, dont neuf gants AV et un gant en tissu (voir tableau 1, chapitre 4). Les participants potentiels ont été interrogés sur leurs antécédents de traumatisme à la main ou au poignet, et ceux qui avaient récemment subi une blessure ou un traumatisme ont été exclus de l'étude. Le recrutement s'est fait jusqu'à l'atteinte de l'échantillon visé ($n = 15$); leurs caractéristiques anthropométriques sont résumées au tableau 13. Tous les participants ont été informés du protocole expérimental et de ses risques et ont donné leur consentement écrit avant leur participation. Le protocole expérimental a été approuvé par le comité d'éthique de la recherche avec des êtres humains de l'Université Concordia.

Tableau 13. Propriétés anthropométriques des participants

| Paramètre | Minimum | Maximum | Moyenne | Écart-type |
|----------------------------------|----------|-----------|------------|------------|
| Longueur de la main (mm) | 182 | 211 | 193,7 | 7,5 |
| Circonférence de la paume (mm) | 186 | 230 | 212,6 | 12,2 |
| Grandeur de main (EN 420) | 8 | 10 | 8,9 | 0,7 |
| Longueur du pouce (mm) | 60 | 79 | 73,5 | 4,8 |
| Longueur de l'index (mm) | 71 | 88 | 79,5 | 4,8 |
| Longueur du majeur (mm) | 72 | 92 | 79,9 | 4,9 |

L'activation musculaire a été mesurée pour quatre muscles principaux de l'avant-bras lors de l'effort de préhension stationnaire, à savoir le grand palmaire (GP), le fléchisseur commun des doigts (FCD), le premier radial (PR) et l'extenseur commun des doigts (ECD). Des électrodes ont été fixées à la peau après le rasage et le nettoyage à l'alcool. Chaque électrode a été positionnée selon les suggestions de Basmajian et Blumenstein (1983). Brièvement, les électrodes ont été placées sur le GP et le FCD autour du point médian sur une ligne allant de la face latérale du tendon du biceps au pli du coude à l'os pisiforme, et de l'épicondyle interne au processus styloïde de l'ulna, respectivement. Les électrodes du muscle PR ont été positionnées au tiers de la ligne allant de l'extrémité latérale du pli du coude au milieu du poignet et celles du muscle ECD ont été placées au quart de la ligne allant de l'épicondyle latéral au processus styloïde du cubitus, l'avant-bras étant en pronation complète (Basmajian et Blumenstein, 1983). Par ailleurs, une électrode de référence a été placée sur la peau à la hauteur du tibia.

Une fois les électrodes fixées, le sujet s'est assis sur une chaise avec support dorsal et l'avant-bras positionné horizontalement (en semi-pronation) sur la surface d'une table, le poignet aligné avec le bord de la table. La table était réglable en hauteur de sorte qu'il était possible d'obtenir un angle du coude d'environ 120° et une petite abduction de l'épaule d'environ 15° . La figure 24 illustre le montage expérimental et la posture du sujet. Un dynamomètre, constitué d'une poignée cylindrique (diamètre de 40 mm) intégrant deux capteurs de force, a été utilisé pour mesurer l'effort de préhension des participants (Larivière *et al.*, 2004). La poignée était positionnée librement (sans fixation) sur la table afin de s'assurer que l'effort généré n'était qu'en préhension. Les mesures ont été effectuées pour deux amplitudes de force de préhension pure, mesurées par le dynamomètre : 25 et 50 N (facteur FORCE à deux niveaux). Le signal des capteurs de préhension était affiché sur un écran placé à la hauteur des yeux du participant, ce qui permettait à ce dernier d'appliquer la force de préhension requise à ± 5 N. L'ordre des conditions de gant et d'amplitude de force de préhension a été randomisé. Les conditions de gant incluaient les 10 gants testés plus une condition main nue de référence. Le participant devait maintenir la force de préhension pendant 5 secondes et chaque essai a été effectué 3 fois. Les participants ont bénéficié d'une période de repos de 30 secondes entre chaque essai et d'une minute de repos lorsque la condition de gant changeait.

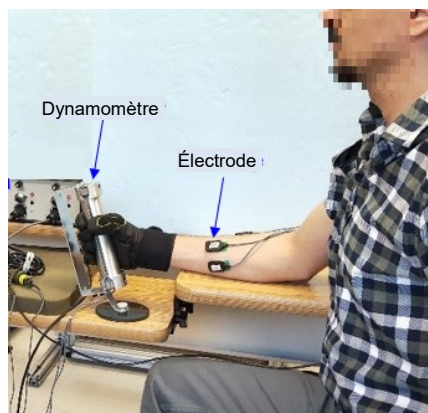


Figure 24. Dispositif expérimental et posture du participant.

Les signaux EMG ont été collectés avec un système BagnoliTM-16 (DS-B04; Delsys Inc., Wellesley, MA) et 4 électrodes différentielles de surface (Modèle DE-2.1, Delsys Inc., Wellesley, MA). La largeur de bande des signaux EMG variait de 20 ± 5 Hz à 450 ± 50 Hz. Les signaux EMG ont été convertis numériquement à une fréquence d'échantillonnage de 4096 Hz et stockés sur la plate-forme B&K Connect 24 bits (Brüel & Kjaer, Naerum, Denmark).

Le signal de force de préhension mesuré a été examiné pour vérifier la constance de l'effort de préhension pendant la durée de la mesure. Les données acquises lors d'un essai ont été rejetées si la force de préhension variait au-delà de 10 %. Afin d'assurer la qualité des résultats de l'EMG, seuls les deux essais (sur trois) les plus proches de la cible (25 ou 50 N) ont été utilisés pour une analyse plus approfondie. Les signaux EMG ont été préamplifiés (gain de 1000) pendant l'acquisition et traités par un filtre passe-bande (30-450 Hz), comme décrit dans Larivière *et al.* (2010). Les données ont été analysées pour déterminer les valeurs efficaces (RMS) pour chaque essai. Les valeurs efficaces moyennes obtenues pour chaque muscle pour un gant et une force de préhension donnés ont été normalisées par rapport à celles obtenues pour la condition main nue sous la même force de préhension, ce qui permet d'obtenir le taux d'utilisation musculaire (TUM, en %) par rapport à la condition main nue. Un TUM de 115 % indique donc que le gant

demande 15 % d'effort de plus que la condition à main nue. On obtient ainsi un facteur GANT à 10 niveaux.

Des ANOVA à deux facteurs (2 FORCE × 10 GANT) à mesures répétées sur les deux facteurs ont d'abord été conduites, notamment pour vérifier si les deux niveaux de force mènent à des résultats EMG équivalents. Par la suite, afin de simuler l'utilisation d'un protocole moins lourd et pour vérifier si le protocole avec une force de 50 N est plus sensible à l'effet GANT qu'avec une force de 25 N, des ANOVA à une voie ont été réalisées pour comparer les 10 gants, mais pour chaque force séparément (25 et 50 N).

De manière à permettre une interprétation plus claire de l'importance des effets détectés, la taille d'effet a été calculée à l'aide de la distance d de Cohen de types d_s (pour groupes indépendants) et d_{av} (pour mesures répétées). Les valeurs d_s et d_{av} ont été ajustées pour la grandeur des échantillons avec les formulations de Hedges g_s et g_{av} (Lakens, 2013). Ces valeurs g s'interprètent de la même façon que le d de Cohen : 0,2 est interprété comme un effet « faible », 0,5 « moyen » et 0,8 comme « fort ».

8.2 Résultats

Les ANOVA à deux facteurs (2 FORCE × 10 GANT) ont démontré aucun effet FORCE et aucune interaction FORCE × GANT (tableau 14). Ceci est illustré à la figure 25 pour les TUM du PR et de l'ECD, qui reflètent très bien les graphiques correspondant aux muscles GP et FDS, respectivement. Les tests à postériori entre les conditions de gants ont détecté 5 différences avec PR et 10 différences avec GP. Étant donné que seuls GP et FDS ont été sensibles à l'effet GANT, la moyenne des TUM de ces deux muscles a été calculée pour créer la combinaison PR-GP, ce qui a permis de détecter 16 différences (tableau 14). La taille d'effet correspondant aux différences significatives ($n = 31$ au total) a varié entre 0,52 et 1,60, avec un effet modéré ($0,50 \leq d \leq 0,80$) dans 35 % des cas ($n = 11$) et un effet fort ($d \geq 0,80$) dans 65 % des cas ($n = 20$).

Les deux ANOVA à un facteur (25 N et 50 N) ont également mené à des différences significatives pour PR, GP et PR-GP seulement (tableau 15). Par contre, les tests à postériori ont révélé un plus grand nombre de différences significatives avec les tests effectués à 50 N ($n = 35$) comparativement aux tests effectués à 25 N ($n = 21$). La taille d'effet a aussi été plus élevée pour les tests à 50 N (étendue : 0,72-2,04) comparativement aux tests à 25 N (étendue : 0,55-1,21). Comme dans la première analyse (ANOVA à deux facteurs), c'est la combinaison PR-GP qui a produit le plus grand nombre de différences. L'utilisation d'une cible à 50 N pour le maintien de la force de préhension, avec la combinaison de muscles PR-GP, a donc été la stratégie de mesure la plus sensible aux effets, avec 15 différences significatives (figure 26), accompagnées de valeurs de taille d'effet les plus élevées (étendue : 0,96-2,04). D'ailleurs, on peut remarquer les plus petits écarts-types lorsque la force de préhension est maintenue à 50 N, comparativement aux écarts-types obtenus lorsque la force de préhension est maintenue à 25 N (figure 25).

La figure 26 permet de visualiser, pour les efforts de 50 N, la plus grande sensibilité de la stratégie de mesure consistant à faire la moyenne des TUM des deux muscles les plus sensibles à l'effet gant (PR et GP) par rapport à l'utilisation d'un seul muscle (GP). Les différences significatives y sont également illustrées. Pour éviter la redondance, leur description détaillée et leur interprétation sont décrites dans la discussion.

Tableau 14. Synthèse des résultats statistiques portant sur la comparaison des taux d'utilisation musculaire (TUM) entre les différentes conditions de gant (n = 10) et de force (25 et 50 N)

| Muscle ^a | Étendue des TUM ^b (% main nue) | ANOVA ^c valeur <i>p</i> | | Test à postériori (Tukey) ^e | |
|---------------------|--|---------------------------------------|-------------|--|---|
| | | Effet GANT | Effet FORCE | n ^d | Différence significative entre les gants (<i>d</i> de Cohen) |
| PR | 41 (126 à 167) | < 0,001 | 0,686 | 5 | 1 < 9; 10 (<i>d</i> = 0,83; 1,20, respectivement) 2; 4; 6 < 10 (<i>d</i> = 0,91; 0,77; 0,62, respectivement) |
| ECD | 24 (117 à 142) | 0,295 | 0,342 | | NA ^f |
| GP | 48 (123 à 172) | < 0,001 | 0,794 | 10 | 1 < 3; 4; 5; 6; 7; 8; 9; 10 (<i>d</i> = 0,91; 0,71; 0,87; 0,80; 0,89; 0,77; 1,10; 1,26, respectivement) 2 < 10 (<i>d</i> = 0,82) 4 < 10 (<i>d</i> = 0,52) |
| FCD | 23 (131 à 154) | 0,797 | 0,316 | | NA |
| PR-GP | 45 (125 à 169) | < 0,001 | 0,914 | 16 | 1 < 3; 4; 5; 6; 7; 8; 9; 10 (<i>d</i> = 0,93; 0,75; 0,94; 0,82; 0,94; 0,91; 1,23; 1,60, respectivement) 2 < 9; 10 (<i>d</i> = 0,72; 1,08, respectivement) 3; 4; 5; 6; 7; 8 < 10 (<i>d</i> = 0,93; 0,81; 0,72; 0,69; 0,64; 0,60, respectivement) |

^a ECD : Extenseur commun des doigts; FCD : Fléchisseur commun des doigts; GP : Grand palmaire; PR : Premier radial; PR-GP : moyenne des TUM des muscles PR et GP.

^b Étendue des TUM à travers les 10 conditions de gants ($TUM_{max} - TUM_{min}$).

^c Aucune des interactions 2 FORCE × 10 GANT ont atteint le niveau de signification statistique.

^d Le nombre de différences significatives (tests à postériori) entre les conditions de gant a été compté pour donner un aperçu de la sensibilité des TUM à détecter des différences.

^e Les gants correspondant aux chiffres sont (1) Tissu, (2) Caoutchouc, (3) Gel4, (4) Gel2, (5) Air2, (6) Gel1, (7) Hybride, (8) Gel3, (9) Gel5, (10) Air1.

^f NA = non applicable.

Tableau 15. Synthèse des résultats statistiques portant sur la comparaison des taux d'utilisation musculaire (TUM) entre les différentes conditions de gants (n = 10)

| Muscles ^a | Étendue des TUM ^b (% main nue) | ANOVA – valeur <i>p</i> | Tests à postériori ^d | |
|----------------------|--|----------------------------|---------------------------------|--|
| | | Effet GANT | n ^c | Différences significatives entre les gants |
| Force = 25 N | | | | |
| PR | 34 (130 à 164) | 0,043 | 2 | 1 2 < 10 (<i>d</i> = 0,97; 0,62 respectivement) |
| ECD | 35 (119 à 154) | 0,142 | | NA ^e |
| GP | 42 (125 à 168) | <0,001 | 9 | 1 < 3 4 5 6 7 8 9 10 (<i>d</i> = 0,80; 0,62; 0,88; 0,61; 0,74; 0,59; 1,02; 0,92 respectivement) 2 < 10 (<i>d</i> = 0,63) |
| FCD | 29 (126 à 155) | 0,329 | | NA |
| PR-GP | 38 (128 à 166) | <0,001 | 10 | 1 < 3 5 6 7 8 9 10 (<i>d</i> = 0,72 0,80; 0,63; 0,73; 0,70; 0,95; 1,21 respectivement) 2 < 9 10 (<i>d</i> = 0,55; 0,78 respectivement) 4 < 10 (<i>d</i> = 0,55) |
| Force = 50 N | | | | |
| PR | 48 (123 à 171) | <0,001 | 10 | 1 < 5 7 8 9 10 (<i>d</i> = 0,87; 0,82; 0,83; 1,13; 1,36 respectivement) 2 < 9 10 (<i>d</i> = 1,08; 1,35 respectivement) 3 4 6 < 10 (<i>d</i> = 1,00; 0,85; 0,72 respectivement) |
| ECD | 14 (115 à 129) | 0,826 | | NA |
| GP | 54 (122 à 175) | <0,001 | 10 | 1 < 3 5 6 7 8 9 10 (<i>d</i> = 1,06; 0,88; 1,21; 1,03; 1,06; 1,19; 1,73 respectivement) 2 4 5 < 10 (<i>d</i> = 1,01; 0,79; 0,99 respectivement) |
| FCD | 33 (126 à 158) | 0,646 | | NA |
| PR-GP | 51 (122 à 173) | <0,001 | 15 | 1 < 3 4 5 6 7 8 9 10 (<i>d</i> = 1,27; 0,97; 1,15; 1,08; 1,12; 1,20; 1,61; 2,04 respectivement) 2 < 9 10 (<i>d</i> = 0,98; 1,46 respectivement) 3 4 5 6 8 < 10 (<i>d</i> = 1,40; 1,14; 1,16; 0,96; 0,86 respectivement) |

^a ECD : Extenseur commun des doigts; FCD : Fléchisseur commun des doigts; GP : Grand palmaire; PR : Premier radial; PR-GP : moyenne des scores des muscles PR et GP.

^b Étendue des TUM à travers les 10 conditions de gants (TUM_{max} – TUM_{min}).

^c Le nombre de différences significatives (tests à postériori) entre les conditions de gant a été compté pour donner un aperçu de la sensibilité des TUM à détecter des différences.

^d Les gants correspondant aux chiffres sont (1) Tissu, (2) Caoutchouc, (3) Gel4, (4) Gel2, (5) Air2, (6) Gel1, (7) Hybride, (8) Gel3, (9) Gel5, (10) Air1.

^e NA = non applicable.

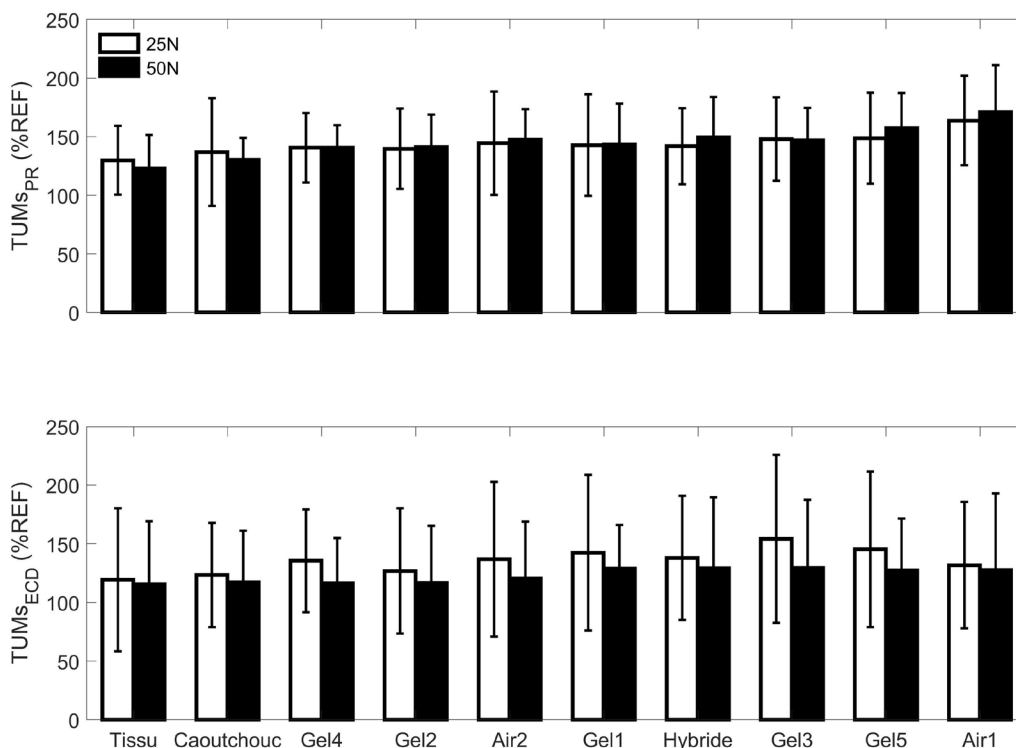


Figure 25. Taux d'utilisation musculaire (TUM), par rapport à la condition de référence à main nue (%REF), du premier radial (PR) et de l'extenseur commun des doigts (ECD) pour chacun des gants. Les gants ont été ordonnés à la lumière des résultats des tests de dextérité. Bien qu'il y ait une montée graduelle des TUM du PR à travers cette séquence de gants ($p > 0,001$), comme observée pour les tests de dextérité, ce n'est pas le cas pour l'ECD ($p = 0,295$). On remarque également que les écarts-types sont plus petits pour les efforts à 50 N comparativement aux efforts à 25 N. Des résultats similaires à ceux des muscles PR et ECD ont été obtenus pour les muscles GP ($p < 0,001$) et FCD ($p = 0,797$), respectivement.

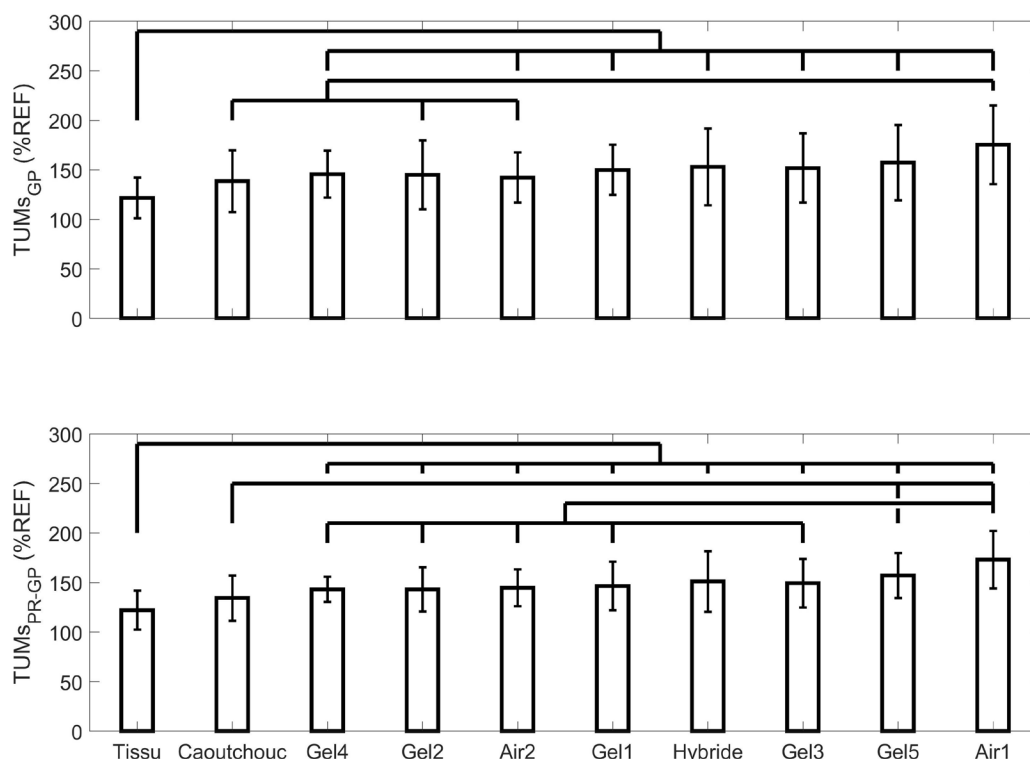


Figure 26. Taux d'utilisation musculaire (TUM) lors des efforts à 50 N, par rapport à la condition de référence à main nue (%REF), du grand palmaire (GP) et de la combinaison PR-GP (premier radial – grand palmaire) pour chacun des gants. Les gants ont été ordonnés à la lumière des résultats des tests de dextérité. Les résultats des tests à postériori sont représentés par les lignes horizontales dans le haut de chaque graphique, indiquant les différences significatives entre les gants. Bien que l'allure des résultats des deux graphiques soit presque identique, on remarque un plus grand nombre de différences significatives en combinant les deux muscles qui s'avèrent sensibles à l'effet GANT ($15 > 10$). D'ailleurs, les écarts-types sont plus petits pour la combinaison PR-GP que pour GP seul.

8.3 Discussion

Les résultats portant sur l'activation musculaire sont très clairs en ce qui a trait à la stratégie de mesure la plus sensible aux différences entre les gants, soit la stratégie combinant un effort de 50 N et la moyenne des TUM des deux muscles les plus sensibles à l'effet gant (PR et GP). Ces résultats sont cohérents avec nos ceux obtenues antérieurement, car le muscle premier radial (PR) était le plus sensible dans la première étude (Larivière *et al.*, 2004) et le grand palmaire (GP) dans la seconde (Larivière *et al.*, 2010). Ceci peut être expliqué par deux éléments associés à la fidélité des mesures EMG et par conséquent, à leur sensibilité aux différences entre les gants.

Une force de préhension de 25 ou 50 N représente environ un effort variant entre 5 et 20 % de la force maximale de préhension chez un échantillon de sujets composé d'hommes et de femmes (Mogk et Keir, 2003). Des efforts aussi petits ont l'avantage de ne pas fatiguer le sujet et ainsi de réaliser plusieurs essais/gants. Par contre, cela permet au système nerveux central de choisir parmi une multitude de manières pour réaliser une même tâche (Danion, Latash, Li et Zatsiorsky,

2000; Danion, Li, Zatsiorsky et Latash, 2002), c.-à-d. que différentes combinaisons de doigts/muscles peuvent contribuer à l'effort collectif pour atteindre la force prescrite, ce qui induit de la variabilité intra- et intersujets. Ce phénomène, appelé «variable load-sharing » et qui signifie la variation du partage de la charge, est plus susceptible de se produire à des niveaux de force inférieurs (Kouzaki, Shinohara et Fukunaga, 2000; Sirin et Patla, 1987). Il est donc possible que les efforts à 50 N aient permis de réduire l'influence de ce phénomène ou, en d'autres termes, de réduire la variabilité de l'activation musculaire, comme suggéré par les écarts-types moindres à 50 N qu'à 25 N pour un muscle donné (figure 25). Ainsi, il serait peut-être avantageux d'augmenter la force (p. ex. à 80 N) pour réduire davantage la variabilité dans l'activation musculaire. Cependant, il est possible que les doigts/muscles se partagent la tâche un peu différemment, ce qui est attendu pour cette tâche de préhension (Danion *et al.*, 2002; Mogk et Keir, 2003) et a également été observé pour les muscles du dos (Larivière et Arsenault, 2008; Larivière, Gagnon, Gravel et Arsenault, 2008). Il faudrait alors vérifier de nouveau (à une force de 80 N) si ce sont toujours les muscles GP et PR qui sont les plus sensibles à l'effet GANT. Une explication complémentaire viendrait du fait que faire la moyenne de l'activation EMG de différents muscles ayant la même fonction relativement à une tâche donnée a pour effet d'augmenter la fidélité du TUM moyen obtenu (Larivière, Arsenault, Gravel, Gagnon et Loisel, 2002; Larivière *et al.*, 2008), ce qui en retour aurait un effet bénéfique sur la sensibilité de cette mesure.

La stratégie de mesure la plus sensible (50 N - combinaison PR-GP) a permis d'identifier trois sous-groupes de gants qui s'avèrent être équivalents en matière d'exigence, comme mesurée avec l'activation musculaire. Le premier sous-groupe comprend les modèles Tissu (122 %RFE) et Caoutchouc (134 %RFE), soient les moins exigeants de tous les gants. Le deuxième sous-groupe comprend les modèles Gel4, Gel2, Air2, Gel1, Hybride et Gel3, qui entraînent une activation musculaire variant entre 143 et 151 %RFE. Finalement, le troisième sous-groupe comprend les modèles Gel5 (157 %RFE) et Air1 (173 %RFE), des gants entraînant une activation musculaire parmi les plus élevées. Le gant Tissu est significativement différent de tous à l'exception de Caoutchouc, alors que ce dernier est différent de Gel5 et Air1. D'ailleurs, les gants Gel5 et Air1 sont aussi différents des gants du deuxième sous-groupe. Par ailleurs, parmi les 5 gants qui satisfont les critères d'atténuation des vibrations de la norme ISO 10819 (Gel2, Gel5, Air1, Air2 et Hybride), les gants Gel2, Air2 et Hybride sont ceux qui sont les moins exigeants.

9. DISCUSSION GÉNÉRALE

9.1 Étude de corrélation

Afin d'analyser les interactions entre les différentes mesures qui ont été effectuées sur les gants, une matrice de corrélation entre ces mesures est présentée au tableau 16. Afin de simplifier la présentation du tableau, certaines mesures n'ont pas été retenues, car elles affichaient des coefficients de corrélation supérieurs à 0,95 avec une des mesures retenues. Il s'agit des rigidités K mesurées à 20 et à 30 Hz, ainsi que l'amortissement visqueux C mesuré à 30 Hz, avec la mesure $C_{20\text{Hz}}$, qui a été retenue, et de la transmissibilité globale à la paume sous le spectre M avec la mesure Paume_H . Les mesures retenues sont : (i) la moyenne du pourcentage d'activation musculaire des muscles PR et GP, par rapport à la main nue, pour appliquer une force de préhension de 50 N (PR-GP), (ii) les scores de dextérité des gants selon les tests ASTM et Minnesota (un score de dextérité plus élevé est associé à une moins bonne dextérité manuelle), (iii) la transmissibilité globale des vibrations (une transmissibilité plus élevée étant associée à une moins bonne performance à atténuer les vibrations) à l'index et au majeur pour le spectre M (respectivement Index_M et Majeur_M), (iv) la transmissibilité globale des vibrations à la paume, à l'index et au majeur pour le spectre H (respectivement Paume_H , Index_H et Majeur_H), (v) l'épaisseur du gant (représentant l'épaisseur du gant au niveau des doigts pour toutes les corrélations présentées, excepté la corrélation avec Paume_H , où l'épaisseur de la paume a été utilisée) et (vi) les propriétés mécaniques du matériau antivibration du gant telles que la rigidité de déformation quasi statique (K) et le coefficient d'amortissement visqueux à 20 Hz ($C_{20\text{Hz}}$). Pour le gant Hybride, les propriétés mécaniques mesurées aux doigts ont été utilisées, sauf pour la corrélation avec Paume_H , où celles mesurées à la paume ont été utilisées.

En se limitant aux coefficients de corrélation démontrant un effet statistiquement significatif, on constate une corrélation positive entre l'activation des muscles PR-GP et le test de dextérité Minnesota ($r = 0,899$), entre PR-GP et le test de dextérité ASTM ($r = 0,863$), ainsi qu'entre les deux tests de dextérité ($r = 0,836$). Les mesures PR-GP et ASTM sont également négativement corrélées avec la transmissibilité des vibrations à l'index sous le spectre M (Index_M), avec respectivement des coefficients de corrélations de $-0,654$ et $-0,695$. Par ailleurs, l'activation musculaire est positivement corrélée avec l'épaisseur du gant ($r = 0,740$). Les corrélations positives entre l'activation des muscles PR-GP et les tests ASTM et Minnesota pourraient être dues, du moins en partie, à l'épaisseur du gant, comme le suggère la corrélation positive entre l'épaisseur du gant et l'activation musculaire PR-GP. En effet, un gant plus épais serait également plus difficile à fléchir pour saisir la poignée du test d'effort musculaire ou pour manipuler les pièces lors des tests de dextérité. L'épaisseur du gant pourrait également avoir un rôle à jouer sur le niveau de sensibilité tactile des doigts, augmentant le temps d'exécution des tests de dextérité.

En ce qui concerne la transmissibilité globale des vibrations pour le spectre M , celle de l'index (Index_M) est positivement corrélée avec celle du majeur (Majeur_M ; $r = 0,716$). Pour le spectre H , la transmissibilité de la paume (Paume_H) est positivement corrélée avec celle de l'index (Index_H) et du majeur (Majeur_H), avec des corrélations respectives de $0,807$ et $0,667$, tandis qu'une corrélation positive est observée entre celles de l'index et du majeur ($r = 0,862$). Aucune corrélation statistiquement significative n'a été établie entre la transmissibilité des vibrations du spectre M et celle du spectre H , à part pour la paume, où la transmissibilité des deux spectres est

fortement corrélée ($r = 0,965$ avec $p < 0,001$; non présenté dans le tableau). L'épaisseur du gant est négativement corrélée avec la transmissibilité du spectre **H** pour chacun des endroits (Paume_H : $r = -0,779$; Index_H : $r = -0,794$; Majeur_H : $r = -0,712$) tandis que la rigidité quasi statique K est positivement corrélée avec la transmissibilité du spectre **H** pour la paume et l'index (Paume_H : $r = 0,839$; Index_H : $r = 0,677$). Finalement, l'amortissement visqueux à 20 Hz (C_20Hz) est positivement corrélé avec la transmissibilité des vibrations à la paume sous le spectre **H** ($r = 0,777$).

Par ailleurs, la transmissibilité à la paume pour le spectre **M** (non présenté dans le tableau) est corrélée négativement avec l'épaisseur au niveau de la paume ($r = -0,706$ et $p = 0,023$) et positivement avec la raideur K ($r = 0,761$ et $p = 0,011$) ainsi qu'avec l'amortissement C_20Hz ($r = 0,698$ et $p = 0,025$). Cependant, on note une forte corrélation ($r = 0,947$) entre la raideur K et l'amortissement C_20Hz des gants, on en déduit que de mesurer seulement la raideur quasi statique des matériaux antivibrations pourrait être suffisant pour discriminer entre les gants. Les corrélations obtenues entre la transmissibilité globale des spectres **M** et **H** et les propriétés physiques des gants (épaisseur et rigidité K) sont cohérentes avec ce qui a été observé précédemment. En effet, il a été constaté que les 5 gants rencontrant les critères d'atténuation de la norme ISO 10819:2013 atténuent les vibrations transmises à la paume à partir de 25-35 Hz, et celles transmises aux doigts à partir d'environ 200 Hz. Étant donné que le spectre **M** contient la gamme de fréquences 25-200 Hz et que le spectre **H** contient les fréquences de 200 à 1250 Hz, il semble normal que les corrélations significatives avec les propriétés physiques des gants soient limitées à la transmissibilité à la paume pour le spectre **M**, étant donné que peu ou pas d'atténuation soit obtenue en dessous de 200 Hz pour les doigts, là où se situe le spectre **M**.

Par ailleurs, les corrélations négatives de la transmissibilité associée au spectre **H** et de la transmissibilité de la paume pour le spectre **M**, avec l'épaisseur du gant, sont attribuables au fait qu'une épaisseur plus élevée du gant se traduit par une plus faible rigidité en compression, donc à une fréquence de résonance plus basse du système main-gant ou doigt-gant, offrant ainsi une meilleure atténuation des vibrations au-dessus de 25 Hz pour la paume ainsi qu'au-dessus de 200 Hz pour la paume et les doigts. Cet effet peut également être observé par les corrélations positives entre la rigidité K et la transmissibilité Paume_M, Paume_H et Index_H, où une plus faible rigidité est associée à une plus faible transmissibilité des vibrations.

Tableau 16. Corrélations entre les différentes mesures effectuées sur les gants (r : coefficient de corrélation de Pearson; p : valeur p).

| | | PR-GP | ASTM | Minnesota | Index_M | Majeur_M | Paume_H | Index_H | Majeur_H | Épaisseur | K |
|-----------|---|----------|---------|-----------|---------|----------|----------|----------|----------|-----------|----------|
| ASTM | r | 0,863** | — | | | | | | | | |
| | p | 0,001 | — | | | | | | | | |
| Minnesota | r | 0,899*** | 0,826** | — | | | | | | | |
| | p | <0,001 | 0,003 | — | | | | | | | |
| Index_M | r | -0,654* | -0,695* | -0,553 | — | | | | | | |
| | p | 0,040 | 0,026 | 0,097 | — | | | | | | |
| Majeur_M | r | -0,324 | -0,447 | -0,363 | 0,716* | — | | | | | |
| | p | 0,361 | 0,195 | 0,303 | 0,020 | — | | | | | |
| Paume_H | r | -0,580 | -0,262 | -0,404 | 0,400 | 0,266 | — | | | | |
| | p | 0,079 | 0,464 | 0,247 | 0,252 | 0,458 | — | | | | |
| Index_H | r | -0,483 | -0,329 | -0,341 | 0,287 | 0,090 | 0,807** | — | | | |
| | p | 0,157 | 0,353 | 0,335 | 0,422 | 0,806 | 0,005 | — | | | |
| Majeur_H | r | -0,515 | -0,290 | -0,351 | 0,198 | -0,093 | 0,667* | 0,862** | — | | |
| | p | 0,128 | 0,417 | 0,320 | 0,583 | 0,799 | 0,035 | 0,001 | — | | |
| Épaisseur | r | 0,740* | 0,565 | 0,572 | -0,484 | -0,338 | -0,779** | -0,794** | -0,712* | — | |
| | p | 0,014 | 0,089 | 0,084 | 0,157 | 0,339 | 0,008 | 0,006 | 0,021 | — | |
| K | r | -0,327 | -0,152 | -0,193 | 0,069 | -0,091 | 0,839** | 0,677* | 0,362 | -0,495 | — |
| | p | 0,356 | 0,676 | 0,593 | 0,849 | 0,802 | 0,002 | 0,032 | 0,304 | 0,146 | — |
| C_20Hz | r | -0,280 | 0,010 | -0,051 | -0,055 | -0,370 | 0,777** | 0,605 | 0,350 | -0,397 | 0,947*** |
| | p | 0,433 | 0,978 | 0,888 | 0,880 | 0,293 | 0,008 | 0,064 | 0,322 | 0,256 | <0,001 |

* p < 0,05, ** p < 0,01, *** p < 0,001

9.2 Performance globale des gants testés

Parmi les 5 gants satisfaisant les critères d'atténuation des vibrations de la norme ISO 10819:2013 (Gel2, Gel5, Air1, Air2 et Hybride), on constate que sous le spectre *H*, le gant Gel2 offre une meilleure atténuation des vibrations aux doigts (0,41 pour l'index et 0,55 pour le majeur), étant donné qu'il permet une meilleure atténuation au-dessus de 150 Hz (index) et 200 Hz (majeur). Cependant, pour le majeur, la transmissibilité du gant Gel2 est plus importante à sa fréquence de résonance (autour de 100 Hz) par rapport aux autres gants. Cette performance du gant Gel2 pourrait s'expliquer par l'utilisation d'un matériau isolant plus souple (mousse perforée), procurant une plus faible fréquence de résonance du système doigt-gant et main-gant. Ceci est en accord avec une étude de Dong *et al.* (2009) qui propose, entre autres, de diminuer la rigidité du gant pour diminuer la fréquence de résonance du système main-gant afin d'augmenter l'atténuation des vibrations. Par ailleurs, l'étude de corrélations montre des corrélations significatives entre l'épaisseur du gant et la majorité des mesures de transmissibilité (sauf pour Index_M et Majeur_M), ce qui suggère une meilleure atténuation des vibrations pour une épaisseur plus élevée du gant (donc plus faible rigidité). Cette association a été confirmée par les corrélations positives entre la mesure de la rigidité du matériau antivibration et les transmissibilités Paume_M, Paume_H et Index_H, où une plus faible rigidité est associée à une plus faible transmissibilité des vibrations.

Les gants AV peuvent avoir des performances différentes en termes d'atténuation des vibrations et d'exigence de l'effort de préhension. Par exemple, Welcome *et al.* (2012) ont suggéré qu'il est possible d'avoir un gant AV efficace à atténuer les vibrations sans trop augmenter l'effort de préhension. Dans la présente étude, les gants Air1 et Air2 sont tous les deux composés de pochettes d'air pour réduire la transmission des vibrations, ont des épaisseurs similaires et offrent des atténuations vibratoires comparables. Par contre, en termes d'activation musculaire PR-GP par rapport à la main nue, le gant Air1 est parmi les plus exigeants, tandis que le gant Air2 est parmi les moins exigeants. Par ailleurs, des 5 gants qui satisfont les critères d'atténuation des vibrations de la norme ISO 10819 (Gel2, Gel5, Air1, Air2 et Hybride), les gants Gel2, Air2 et Hybride sont ceux qui sont parmi les moins exigeants. Ces différences seraient attribuables à des matériaux de couverture (recouvrant le matériau antivibration à l'avant du gant) et de dos du gant différents. En effet, les gants moins exigeants Gel2, Air2 et Hybride ont un dos en tissu élastique et un matériau de couverture en tissu élastique ou en cuir souple, tandis que les gants plus exigeants Air1 et Gel5 ont un dos et un matériau de couverture en cuir rigide. L'augmentation de l'effort de préhension serait donc grandement attribuable à l'utilisation de matériaux rigides pour la couverture et le dos du gant, ce qui augmenterait la rigidité du gant en flexion. Cela est cohérent avec une étude précédente qui a démontré une forte corrélation entre l'activation musculaire lors d'un effort de préhension avec des gants de protection et des tests mécaniques évaluant la rigidité en flexion de ces gants (Larivière *et al.*, 2010).

D'ailleurs, dans la présente étude, la présence d'un matériau viscoélastique ou d'un gant AV, sur la force de contact, lors de l'application de forces de poussée et de préhension a montré des contributions supérieures des forces de préhension et de poussée pour le gant AV (respectivement de 20 % et 32 %) par rapport au matériau viscoélastique (11 % et 22 % respectivement) (voir chapitre 5). Ces augmentations supplémentaires dans le cas du gant AV sont cohérentes avec les résultats provenant de l'activation musculaire PR-GP, car le gant AV testé était composé, en plus du matériau viscoélastique, de matériaux de couverture et de dos relativement rigides. Par rapport au matériau viscoélastique enroulé autour de la poignée, des efforts supplémentaires étaient donc nécessaires pour déformer les matériaux relativement

rigides du gant afin d'agripper la poignée avec les forces de préhension et de poussée requises. Finalement, les corrélations positives obtenues entre l'activation musculaire PR-GP et les tests de dextérité manuelle Minnesota ($r = 0,899$) et ASTM ($r = 0,863$) pourraient être en partie attribuables à la rigidité en flexion de ces gants. En effet, la rigidité du gant en flexion pourrait influencer sur les temps d'exécution des tests de dextérité, les sujets devant déformer les gants pour saisir les pièces à déplacer. L'épaisseur du gant au niveau des doigts pourrait également avoir une influence sur les temps d'exécution des tests de dextérité, en modifiant la sensibilité tactile nécessaire à la manipulation des pièces.

9.3 Limites de l'étude et proposition d'une méthodologie pour l'évaluation multicritère des gants

Les principales limites de cette étude sont le nombre relativement restreint de gants testés (10 au total), qui pourrait ne pas représenter l'ensemble des gants antivibrations actuellement sur le marché, ainsi que le nombre restreint de sujets humains ayant participé à cette étude (15 sujets masculins). Malgré tout, il est possible, à la lumière des résultats obtenus, de suggérer une méthodologie générale permettant l'évaluation des gants AV selon des critères de transmissibilité des vibrations, de dextérité et de force de préhension, qui pourrait servir de base à une révision future de la norme ISO 10819 :2013 (ISO, 2013). En ce qui concerne la transmissibilité des vibrations, les résultats du chapitre 6 montrent bien que la transmissibilité aux doigts est différente de celle à la paume de la main. Quelques différences existent également entre la transmissibilité à l'index et celle au majeur. Pour ces raisons, nous recommandons d'ajouter à la norme ISO 10819 la nécessité de réaliser des mesures de transmissibilité des vibrations à l'index et au majeur, avec une méthodologie compatible avec celle présentée à la section 6.2.1, et de présenter ces résultats sous forme de valeurs globales de transmissibilité pondérée pour les spectres de vibration *M* et *H* (voir tableau 7). Pour l'aspect de dextérité des gants, la norme ISO 10819 devrait exiger d'évaluer les gants selon une des deux méthodes proposées au chapitre 7, c'est-à-dire la méthode Two-hand Turning & Placing Minnesota ou la méthode ASTM F2010, et de présenter ces résultats sous forme de score de dextérité moyen et de taux de pièces échappées (voir figure 23). En ce qui concerne l'influence des gants sur la force de préhension, nous recommandons d'utiliser la moyenne des taux d'utilisation musculaire (TUM) des muscles premier radial et grand palmaire (PR-GP) pour un effort de préhension de 50 N (chapitre 8), puisqu'il s'agit de la stratégie qui s'est avérée la plus sensible pour détecter des différences entre les gants, et d'ajouter cette exigence supplémentaire d'évaluation de l'effort de préhension à la norme ISO 10819. Il est suggéré de présenter les résultats sous forme de pourcentages de TUM par rapport à la main nue. Par ailleurs, pour l'ensemble des mesures de transmissibilité des vibrations, de dextérité et de force de préhension, nous recommandons d'utiliser un minimum de 15 participants pour tenir compte de la variabilité intersujets associée à ces mesures. Les résultats des mesures additionnelles de transmissibilité des vibrations aux doigts et des mesures de dextérité et de force de préhension pourraient, dans un premier temps, être présentés à titre informatif seulement, sans que cela ne constitue nécessairement des critères additionnels d'acceptation des gants antivibrations par la norme ISO 10819.

10. CONCLUSION

Cette étude visait à développer une méthodologie afin d'améliorer l'évaluation de la transmission des vibrations à la paume et aux doigts par les gants antivibrations, tout en tenant compte de l'effet du port de ces gants sur la force de préhension et la dextérité manuelle. Pour ce faire, 10 types de gants, provenant de différents fabricants, ont été sélectionnés et leurs propriétés mécaniques ont été caractérisées. Les gants sélectionnés comprenaient cinq gants avec des matériaux viscoélastiques (Gel1, ..., Gel5), deux gants avec des pochettes d'air (Air1 et Air2), un gant hybride avec des pochettes d'air au niveau de la paume et un matériau viscoélastique au niveau des doigts (Hybride), un gant en caoutchouc (Caoutchouc) et un gant en tissu (Tissu).

Afin d'évaluer l'influence du port de gants AV sur la force de contact s'exerçant à la surface de la main, un capteur de distribution de pression a été développé pour mesurer la force de contact à l'interface main-poignée ainsi qu'à l'interface main-gant. Le dispositif, basé sur une matrice de capteurs résistifs sensibles à la pression, a été validé en appliquant des pressions uniformes ainsi que des charges locales. Les résultats ont révélé une forte linéarité de la réponse du capteur selon la charge appliquée, avec des valeurs r^2 supérieures à 0,99, alors que l'hystérésis variait entre 8,0 et 9,6 %. Par la suite, des essais avec 5 sujets appliquant 9 combinaisons de force de préhension (10, 30 et 50 N) et de poussée (25, 50 et 75 N) sur une poignée cylindrique ayant un diamètre de 40 mm ont été réalisés avec le capteur de distribution de pression fixé à la surface de la main pour mesurer la force de contact. Trois conditions différentes ont été testées, chacune pour trois essais : main nue (MN), matériau viscoélastique enveloppant la poignée (MV) et main gantée avec un gant AV (MG). La variabilité intrasujet de la mesure de la force de contact a été évaluée à partir des coefficients de variation des trois essais de chaque condition. Les coefficients de variation se situaient entre 2,1 et 8,9 % pour la condition MN, entre 2,4 et 9,6 % pour la condition MV et entre 2,6 et 8,7 % pour la condition MG.

En ce qui concerne la variabilité intersujets de la force de contact des 5 participants, les coefficients de variation variaient de 3,4 à 9,0 % pour la condition MN, de 3,1 à 10,5 % pour la condition MV et de 7,9 à 17,4 % pour la condition MG. Les variations intersujets nettement plus élevées pour la condition de la main gantée (MG) ont été attribuées à la difficulté de bien positionner le capteur à l'intérieur du gant. Par ailleurs, en comparant les contributions des forces de préhension et de poussée sur la force de contact pour les trois conditions testées, ces contributions étaient, pour la condition MV, 11 et 22 % plus élevées par rapport à la condition MN, pour respectivement les contributions de la force de préhension et de la force de poussée, tandis que pour la condition MG, ces mêmes contributions étaient 20 et 32 % plus élevées par rapport à la condition MN. Les contributions plus élevées des forces de poussée et de préhension sur la force de contact pour la condition MG, par rapport à la condition MV, ont été attribuées au fait que le sujet doit déformer plus de matériaux (matériau viscoélastique et enveloppe externe du gant pour la condition MG), et ce, avec une amplitude plus importante (flexion du gant nécessaire pour la condition MG afin de saisir la poignée cylindrique).

Des essais préliminaires de la mesure de la transmissibilité des vibrations à l'aide d'accéléromètres triaxiaux miniatures fixés directement sur la paume de la main n'ont pas démontré d'avantages par rapport aux mesures de transmissibilité effectuées par l'adaptateur de paume de la norme ISO 10819, en plus de possiblement augmenter l'imprécision des mesures

dans le cas de la main nue. La transmissibilité des vibrations à la paume de la main a ensuite été évaluée selon les dispositions de la norme ISO 10819, ainsi qu'à l'index et au majeur pour les 10 gants sélectionnés, avec 15 participants. Cinq gants ont satisfait les critères d'atténuation globale des vibrations pour les spectres *M* (25-200 Hz) et *H* (200-1250 Hz) de la norme ISO 10819. Il s'agit des gants Air1, Air2, Gel2, Gel5 et Hybride. Pour ces 5 gants, l'atténuation des vibrations à la paume se manifestait au-dessus de 25 à 35 Hz, selon le gant testé. Ces gants avaient tous, à la paume, une transmissibilité des vibrations en fonction de la fréquence similaire, sauf pour le gant Gel5 qui affichait une moins bonne atténuation au-dessus de 150 Hz. Pour ce qui est de l'atténuation des vibrations transmises aux doigts, ces mêmes gants étaient efficaces à l'index et au majeur à partir d'environ 200 Hz. Le gant Gel2 s'est démarqué des autres gants pour les doigts, en offrant une meilleure atténuation au-dessus de 200 Hz. Par contre, le gant Gel2 était désavantagé par rapport à d'autres gants pour le majeur, en affichant une transmissibilité plus élevée entre 100 et 200 Hz.

La dextérité manuelle moyenne et grossière offerte par les gants a, par la suite, été évaluée selon deux tests de dextérité (ASTM et Minnesota), 11 conditions (10 gants sélectionnés et main nue) et 15 participants. Comme attendu, les temps d'exécution les plus courts ont été obtenus pour les essais à main nue. Par rapport à la main nue et selon le gant testé, le port d'un gant a augmenté les temps d'exécution de 14 à 73 % pour le test ASTM et de 16 à 70 % pour le test Minnesota. Les résultats montraient également que les temps d'exécution étaient généralement plus élevés avec le test Minnesota par rapport au test ASTM. Le test Minnesota présentait aussi une variabilité plus élevée que celle du test ASTM. Une ANOVA à deux facteurs a été effectuée pour évaluer les effets principaux du type de gant et du type de test (ASTM c. Minnesota), ainsi que l'interaction entre les deux facteurs sur la dextérité manuelle. Les résultats ont montré que le type de gant avait un effet statistiquement significatif sur la dextérité manuelle ($p < 0,001$), alors que le type de test n'avait pas d'effet significatif ($p = 0,876$). Étant donné que la variable type de test n'avait pas d'effet statistiquement significatif sur la dextérité, deux analyses ANOVA indépendantes à un facteur ont été effectuées pour chacun des deux tests avec le type de gant comme variable indépendante. Ces analyses ont montré un effet statistiquement significatif de la variable gant sur le score de dextérité pour chacun des deux tests ($p < 0,001$).

Des analyses utilisant le test à comparaisons multiples de Tukey ont par la suite été réalisées afin d'identifier les différences significatives de dextérité entre chaque type de gant. Sur les 45 différentes comparaisons de gant possibles, 23 présentaient une différence significative ($p < 0,05$) pour le test ASTM, ce qui correspond à une sensibilité de test de 51 %, tandis que pour le test Minnesota, 19 sur 45 combinaisons de gant présentaient une différence significative ($p < 0,05$), pour une sensibilité de test de 42 %. Le test de dextérité ASTM a donc présenté une sensibilité plus élevée pour discriminer entre les 10 gants de l'étude. Par ailleurs, parmi les 5 gants satisfaisant les critères d'atténuation des vibrations de la norme ISO 10819 (Gel2, Gel5, Air1, Air2 et Hybride), deux groupes distincts ont été observés pour le test ASTM. Il s'agit du gant Air1 pour le groupe offrant la moins bonne dextérité et des gants Gel5, Hybride, Air2 et Gel2 pour le groupe offrant la meilleure dextérité. Pour le test Minnesota, on note également l'existence de deux groupes distincts, constitués du gant Air1 pour le groupe offrant la moins bonne dextérité et des gants Air2 et Gel2 pour le groupe offrant la meilleure dextérité. Les gants Gel5 et Hybride constituaient un groupe à part, étant donné que le gant Gel5 se retrouvait avec le gant Air1 dans le groupe offrant la moins bonne dextérité, tandis que le gant Hybride se retrouvait avec les gants Air2 et Gel2 dans le groupe offrant la meilleure dextérité, malgré l'absence d'une différence significative entre les gants Gel5 et Hybride.

Afin d'établir une méthodologie visant à évaluer l'effet du port de gants AV sur la force de préhension, l'activation musculaire a été mesurée par électromyographie de surface pour quatre muscles de l'avant-bras, à savoir le grand palmaire (GP), le fléchisseur commun des doigts (FCD), le premier radial (PR) et l'extenseur commun des doigts (ECD). Ces mesures ont été effectuées pour 11 conditions de gant (main nue et les 10 gants sélectionnés) avec 15 participants exerçant des forces de préhension de 25 et 50 N sur une poignée cylindrique de 40 mm de diamètre. Les valeurs efficaces moyennes obtenues pour chaque muscle pour un gant et une force de préhension donnés ont été normalisées par rapport à celles obtenues pour la condition main nue sous la même force de préhension. La stratégie de mesure la plus sensible (préhension de 50 N – combinaison des muscles PR et GP) a permis d'identifier trois sous-groupes de gants qui s'avéraient être équivalents en matière d'exigence, comme mesurée avec l'activation musculaire. Le premier sous-groupe était constitué des gants Tissu (122 % de la main nue) et Caoutchouc (134 %), soient les moins exigeants de tous les gants. Le deuxième sous-groupe était formé des gants Gel4, Gel2, Air2, Gel1, Hybride et Gel3 qui ont généré une activation musculaire variant entre 143 et 151 % de la main nue. Finalement, le troisième sous-groupe était constitué des gants Gel5 (157 %) et Air1 (173 %), soient les plus exigeants. Le gant Tissu était significativement différent de tous à l'exception de Caoutchouc, alors que ce dernier était différent de Gel5 et Air1. D'ailleurs, les gants Gel5 et Air1 étaient aussi différents des gants du deuxième sous-groupe. Parmi les 5 gants qui satisfaisaient les critères d'atténuation des vibrations de la norme ISO 10819 (Gel2, Gel5, Air1, Air2 et Hybride), les gants Gel2, Air2 et Hybride sont ceux qui étaient les moins exigeants.

Des corrélations significatives entre l'épaisseur du gant et la majorité des mesures de transmissibilité ont suggéré une meilleure atténuation des vibrations pour une épaisseur plus élevée du gant (donc plus faible rigidité en compression). Cette association a été confirmée par des corrélations positives entre certaines transmissibilités et la rigidité du matériau antivibration, où une plus faible rigidité était associée à une plus faible transmissibilité des vibrations, en diminuant la fréquence de résonance du système main-gant. Par ailleurs, l'épaisseur du gant ainsi que l'utilisation de matériaux rigides pour la couverture et le dos des gants augmenteraient les efforts de préhension en augmentant, entre autres, la rigidité en flexion du gant. Cette rigidité contribuerait également à augmenter les temps d'exécution des tests de dextérité manuelle ASTM et Minnesota.

BIBLIOGRAPHIE

- Aldien, Y. S. (2005). *A study of hand-handle interactions and hand-arm biodynamic response to vibration*. (Thèse de doctorat, Concordia University, Montreal, QC).
- Aldien, Y., Welcome, D., Rakheja, S., Dong, R. et Boileau, P.-É. (2005). Contact pressure distribution at hand-handle interface: Role of hand forces and handle size. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35(3), 267-286. doi: 10.1016/j.ergon.2004.09.005
- American Society for Testing and Materials. (2000). *Standard test method for evaluation of glove effects on wearer hand dexterity using a modified pegboard test*. Norme ASTM F2010. West Conshohoken, NJ: ASTM.
- Amis, A. A. (1987). Variation of finger forces in maximal isometric grasp tests on a range of cylinder diameters. *Journal of Biomedical Engineering*, 9(4), 313-320. doi: 10.1016/0141-5425(87)90079-3
- Andruk, F. S., Shampine, J. C. et Reins, D. A. (1976). *Aluminized firemen's (fire proximity) handwear: A comparative study of dexterity characteristics* (Rapport n° AD-A027 211/2GA). Natick, MA: Navy Clothing and Textile Research Facility.
- Association française de normalisation. (2010). *Gants de protection : exigences générales et méthodes d'essai*. Norme AFNOR NF EN 420+A1-2010. La Plaine Saint-Denis, France: AFNOR.
- Banks, W. W. (1979). The effects of degraded visual and tactile information on diver work performance. *Human Factors*, 21(4), 409-415. doi: 10.1177/001872087902100403
- Basmajian, J. V. et Blusmenstein, R. (1983). Electrode placement in electromyographic biofeedback. Dans J. V. Basmajian (Édit.), *Biofeedback: Principles and practice for clinicians* (p. 363-378). Baltimore, MD: Williams and Wilkins.
- Bennett, G. (1981). *Hand-tool dexterity test*. New York, NY: The Psychological Corp.
- Bensel, C. K. (1993). The effects of various thicknesses of chemical protective gloves on manual dexterity. *Ergonomics*, 36(6), 687-696. doi: 10.1080/00140139308967930
- Bradley, J. V. (1969). Effect of gloves on control operation time. *Human Factors*, 11(1), 13-20. doi: 10.1177/001872086901100104
- Buhman, D. C., Cherry, J. A., Bronkema-Orr, L. et Bishu, R. (2000). Effects of glove, orientation, pressure, load, and handle on submaximal grasp force. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 25(3), 247-256. doi: 10.1016/S0169-8141(99)00015-3
- Chang, C.-H. et Shih, Y.-C. (2007). The effects of glove thickness and work load on female hand performance and fatigue during a infrequent high-intensity gripping task. *Applied Ergonomics*, 38(3), 317-324. doi: 10.1016/j.apergo.2006.04.024
- Danion, F., Latash, M. L., Li, Z. M. et Zatsiorsky, V. M. (2000). The effect of fatigue on multifinger co-ordination in force production tasks in humans. *The Journal of Physiology*, 523(2), 523-532. doi: 10.1111/j.1469-7793.2000.00523.x

- Danion, F., Li, S., Zatsiorsky, V. M. et Latash, M. L. (2002). Relations between surface EMG of extrinsic flexors and individual finger forces support the notion of muscle compartments. *European Journal of Applied Physiology*, 88(1-2), 185-188. doi: 10.1007/s00421-002-0700-7
- Dianat, I., Haslegrave, C. M. et Stedmon, A. W. (2012). Methodology for evaluating gloves in relation to the effects on hand performance capabilities: A literature review. *Ergonomics*, 55(11), 1429-1451. doi: 10.1080/00140139.2012.708058
- Dong, R. G., McDowell, T. W., Welcome, D. E., Warren, C., Wu, J. Z. et Rakheja, S. (2009). Analysis of anti-vibration gloves mechanism and evaluation methods. *Journal of Sound and Vibration*, 321(1-2), 435-453. doi: 10.1016/j.jsv.2008.09.044
- Dong, R. G., Rakheja, S., McDowell, T. W., Welcome, D. E., Wu, J. Z., Warren, C., . . . Schopper, A. W. (2005). A method for assessing the effectiveness of anti-vibration gloves using biodynamic responses of the hand–arm system. *Journal of Sound and Vibration*, 282(3-5), 1101-1118. doi: 10.1016/j.jsv.2004.03.069
- Dong, R. G., Rakheja, S., Smutz, W. P., Schopper, A., Welcome, D. et Wu, J. Z. (2002). Effectiveness of a new method (TEAT) to assess vibration transmissibility of gloves. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 30(1), 33-48. doi: 10.1016/S0169-8141(02)00076-8
- Dong, R. G., Welcome, D., McDowell, T. et Rakheja, S. (2005). Estimation of the transmissibility of anti-vibration gloves when used with specific tools. *Noise & Vibration Worldwide*, 36(9), 11-20. doi: 10.1260/095745605775220394
- Dong, R. G., Welcome, D. E., Xu, X. S., Warren, C., McDowell, T. W., Wu, J. Z. et Rakheja, S. (2012). Mechanical impedances distributed at the fingers and palm of the human hand in three orthogonal directions. *Journal of Sound and Vibration*, 331(5), 1191-1206. doi: 10.1016/j.jsv.2011.10.015
- Dong, R. G., Wu, J. Z., Welcome, D. E. et McDowell, T. W. (2008). A new approach to characterize grip force applied to a cylindrical handle. *Medical Engineering & Physics*, 30(1), 20-33. doi: 10.1016/j.medengphy.2007.01.002
- Duguay, P. et Massicotte, P. (2006). *Lésions professionnelles reliées aux vibrations mains-bras au Québec, 1993 à 2002. partie I : portrait général à partir des données informatiques de la CSSST* (Rapport n° R-446). Montréal, QC: IRSST.
- Färkkilä, M., Aatola, S., Starck, J., Korhonen, O. et Pyykkö, I. (1986). Hand-grip force in lumberjacks: Two-year follow-up. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 58(3), 203-208.
- Gauvin, C. et Lara, J. (2013). *Worker evaluation of manual dexterity, tactile sensitivity and comfort when wearing needlestick-resistant gloves: Exploratory study* (Rapport n° R-803). Montréal, QC: IRSST.
- Gauvin, C., Tellier, C., Daigle, R. et Petitjean-Roget, T. (2007). *Évaluation de tests de dextérité appliqués aux gants de protection* (Rapport n° R-491). Montréal, QC: IRSST.
- Golysheva, E. V., Babitsky, V. I. et Veprik, A. M. (2004). Vibration protection for an operator of a hand-held percussion machine. *Journal of Sound and Vibration*, 274(1-2), 351-367. doi: 10.1016/j.jsv.2003.05.019

- Hamouda, K., Rakheja, S., Dewangan, K. N. et Marcotte, P. (2018). Fingers' vibration transmission and grip strength preservation performance of vibration reducing gloves. *Applied Ergonomics*, 66, 121-138. doi: 10.1016/j.apergo.2017.08.005
- Hamouda, K., Rakheja, S., Marcotte, P. et Dewangan, K. N. (2017). Fingers vibration transmission performance of vibration reducing gloves. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 62, 55-69. doi: 10.1016/j.ergon.2016.11.012
- Hewitt, S., Dong, R. G., Welcome, D. E. et McDowell, T. W. (2014). Anti-vibration gloves? *Annals of Occupational Hygiene*, 59(2), 127-141. doi: 10.1093/annhyg/meu089
- Hines, M. et O'Conner, J. (1926). A measure of finger dexterity. *Personnel Journal*, 4, 379-382.
- Jung, M.-C. et Hallbeck, M. S. (2004). Quantification of the effects of instruction type, verbal encouragement, and visual feedback on static and peak handgrip strength. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 34(5), 367-374. doi: 10.1016/j.ergon.2004.03.008
- Jurgensen, C. E. (1943). Extension of the Minnesota Rate of Manipulation Test. *Journal of Applied Psychology*, 27(2), 164-169. doi: 10.1037/h0055771
- Komi, E. R., Roberts, J. R. et Rothberg, S. J. (2007). Evaluation of thin, flexible sensors for time-resolved grip force measurement. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*, 221(12), 1687-1699. doi: 10.1243/09544062JMES700
- Kouzaki, M., Shinohara, M. et Fukunaga, T. (2000). Decrease in maximal voluntary contraction by tonic vibration applied to a single synergist muscle in humans. *Journal of Applied Physiology*, 89(4), 1420-1424.
- Lakens, D. (2013). Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: A practical primer for t-tests and ANOVAs. *Frontiers in Psychology*, 4. doi: 10.3389/fpsyg.2013.00863
- Larivière, C. et Arsenault, A. B. (2008). On the use of EMG-ratios to assess the coordination of back muscles. *Clinical Biomechanics*, 23(10), 1209-1219. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2008.09.001
- Larivière, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D. et Loisel, P. (2002). Evaluation of measurement strategies to increase the reliability of EMG indices to assess back muscle fatigue and recovery. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(2), 91-102. doi: 10.1016/s1050-6411(02)00011-1
- Larivière, C., Gagnon, D., Gravel, D. et Arsenault, A. B. (2008). The assessment of back muscle capacity using intermittent static contractions. Part I: Validity and reliability of electromyographic indices of fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(6), 1006-1019. doi: 10.1016/j.jelekin.2007.03.012
- Larivière, C., Plamondon, A., Lara, J., Tellier, C., Boutin, J. et Dagenais, A. (2004). Biomechanical assessment of gloves: A study of the sensitivity and reliability of electromyographic parameters used to measure the activation and fatigue of different forearm muscles. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 34(2), 101-116. doi: 10.1016/j.ergon.2004.02.002

- Larivière, C., Tremblay, G., Nadeau, S., Harrabi, L., Dolez, P., Vu-Khanh, T. et Lara, J. (2010). Do mechanical tests of glove stiffness provide relevant information relative to their effects on the musculoskeletal system? A comparison with surface electromyography and psychophysical methods. *Applied Ergonomics*, 41(2), 326-334. doi: 10.1016/j.apergo.2009.08.002
- Lindell, H. (2011). Redesign of hand-held impact machines to reduce hand-arm vibration. *Canadian Acoustics*, 39(2), 80-81.
- Mahbub, M. H., Yokoyama, K., Laskar, M. S., Inoue, M., Takahashi, Y., Yamamoto, S. et Harada, N. (2007). Assessing the influence of antivibration glove on digital vascular responses to acute hand-arm vibration. *Journal of Occupational Health*, 49(3), 165-171. doi: 10.1539/joh.49.165
- Marcotte, P., Aldien, Y., Boileau, P.-É., Rakheja, S. et Boutin, J. (2005). Effect of handle size and hand-handle contact force on the biodynamic response of the hand-arm system under z-axis vibration. *Journal of Sound and Vibration*, 283(3-5), 1071-1091. doi: 10.1016/j.jsv.2004.06.007
- Marcotte, P., Boileau, P.-É., Rakheja, S., Aldien, Y. et Boutin, J. (2006). *Contrôle des vibrations main-bras engendrées par l'opération d'outils portatifs vibrants : considérations de l'interface humaine et comportement biodynamique* (Rapport n° R-467). Montréal, QC: IRSST.
- McGinnis, J. M., Bense, C. K. et Lockhart, J. M. (1973). *Dexterity afforded by CB protective gloves* (Rapport n° 73-35-PR). Natick, MA: United States Army Natick Laboratories.
- Misiewicz, P. A., Blackburn, K., Richards, T. E., Brighton, J. L. et Godwin, R. J. (2015). The evaluation and calibration of pressure mapping system for the measurement of the pressure distribution of agricultural tyres. *Biosystems Engineering*, 130, 81-91. doi: 10.1016/j.biosystemseng.2014.12.006
- Mogk, J. P. M. et Keir, P. J. (2003). The effects of posture on forearm muscle loading during gripping. *Ergonomics*, 46(9), 956-975. doi: 10.1080/0014013031000107595
- Moore, B. J., Solipuram, S. R. et Riley, M. W. (1995). The effects of latex examination gloves on hand function: A pilot study. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 39(10), 582-585. doi: 10.1177/154193129503901009
- Muralidhar, A. et Bishu, R. R. (1994). Glove evaluation: A lesson from impaired hand testing. Dans F. Aghazadeh (Édit.), *Advances in industrial ergonomics VI* (p. 619-625). Londres, Angleterre: Taylor & Francis.
- Muralidhar, A., Bishu, R. R. et Hallbeck, M. S. (1999). The development and evaluation of an ergonomic glove. *Applied Ergonomics*, 30(6), 555-563.

- Neiburger, E. J. (1992). Latex gloves and manual dexterity: A study of 50 Midwest dentists. *The New York State Dental Journal*, 58(1), 24-28.
- Organisation internationale de normalisation. (1996). *Vibrations et chocs mécaniques : vibrations main-bras : mesurage et évaluation du facteur de transmission des vibrations par les gants à la paume de la main*. Norme ISO 10819:1996. Genève, Suisse: ISO.
- Organisation internationale de normalisation. (2001). *Vibrations mécaniques : mesurage et évaluation de l'exposition des individus aux vibrations transmises par la main. Partie 1 : exigences générales*. Norme ISO 5349-1-2001. Genève, Suisse: ISO.
- Organisation internationale de normalisation. (2007). *Vibrations et chocs mécaniques : forces de couplage à l'interface homme-machine en cas de vibrations transmises par les mains*. Norme ISO 15230:2007. Genève, Suisse: ISO.
- Organisation internationale de normalisation. (2013). *Vibrations et chocs mécaniques : vibrations main-bras : mesurage et évaluation du facteur de transmission des vibrations par les gants à la paume de la main*. Norme ISO 10819:2013. Genève, Suisse: ISO.
- Organisation internationale de normalisation. (2017). *Vibrations mécaniques : mesurage et évaluation de l'exposition des individus aux vibrations transmises par la main : méthode supplémentaire pour l'évaluation du risque de troubles vasculaires*. Norme ISO/TR 18570-2017. Genève, Suisse: ISO.
- Pinto, I., Stacchini, N., Bovenzi, M., Paddan, G. S. et Griffin, M. J. (2001). *Protection effectiveness of anti-vibration gloves: Field evaluation and laboratory performance assessment*. Communication présentée à la 9th International Conference on Hand-arm Vibration (p. 387–96), Nancy, France.
- Plummer, R., Stobbe, T., Ronk, R., Myers, W., Kim, H. et Jaraiedi, M. (1985). Manual dexterity evaluation of gloves used in handling hazardous materials. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 29(8), 819-823. doi: 10.1177/154193128502900822
- Rakheja, S., Dong, R., Welcome, D. et Schopper, A. W. (2002). Estimation of tool-specific isolation performance of antivibration gloves. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 30(2), 71-87. doi: 10.1016/S0169-8141(02)00071-9
- Rakheja, S., Rajalingham, C. et Boileau, P.-É. (2002). Analysis of hand-transmitted vibration of a hand-held percussive tool. *European Journal of Mechanical and Environmental Engineering*, 47(3), 141-156.
- Robinette, K. M., Ervin, C. A. et Zehner, G. (1986). *Dexterity testing of chemical defense gloves* (Rapport n° AAMRL-TR-86-021). Wright-Patterson Air Force Base, OH: Armstrong Aerospace Medical Research Center Laboratory.
- Ross, J. et Ervin, C. A. (1987). *Chemical defense flight glove ensemble evaluation* (Rapport n° AAMRL-TR-86-021). Wright-Patterson Air Force Base, OH: Armstrong Aerospace Medical Research Center Laboratory.
- Rowley, K., Ajami, D., Gervais, D., Mooney, L., Solheim, A., Kudla, I. . . . Switzer-McIntyre, S. (2011). Glove use and education in workers with hand-arm vibration syndrome. *Canadian Acoustics*, 39(2), 116-117.

- Sawyer, J. et Bennett, A. (2006). Comparing the level of dexterity offered by latex and nitrile SafeSkin gloves. *The Annals of Occupational Hygiene*, 50(3), 289-296. doi: 10.1093/annhyg/mei066
- Scanlan, S., Roberts, W., McCallum, R. et Robinson, D. (2004). *A dexterity and tactility evaluation of the Australian nuclear biological chemical (NBC) glove* (Rapport n° DSTO-TN-0576). Canberra, Australie: Defense Science and Technology Organisation.
- Shaw, A. J., Davis, B. A., Collins, M. J. et Carney, L. G. (2009). A technique to measure eyelid pressure using piezoresistive sensors. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 56(10), 2512-2517. doi: 10.1109/TBME.2009.2022550
- Shibata, N. et Maeda, S. (2008). Vibration-isolating performance of cotton work gloves based on newly issued JIS T8114. *Industrial Health*, 46(5), 477-483.
- Silverstein, B. A., Fine, L. J. et Armstrong, T. J. (1987). Occupational factors and carpal tunnel syndrome. *American Journal of Industrial Medicine*, 11(3), 343-358.
- Sirin, A. V. et Patla, A. E. (1987). Myoelectric changes in the triceps surae muscles under sustained contractions: Evidence for synergism. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 56(2), 238-244. doi: 10.1007/bf00640651
- Tellier, C., Lara, J. et Daigle, R. (1999). *La sélection et le développement de gants de protection contre les lacérations dans le secteur de la fabrication des produits en métal* (Rapport n° R-234). Montréal, QC: IRSST.
- Tiffin, J. et Asher, E. J. (1948). The Purdue pegboard: Norms and studies of reliability and validity. *The Journal of Applied Psychology*, 32(3), 234-247.
- Turcot, A., Roy, S. et Simpson, A. (2007). *Lésions professionnelles reliées aux vibrations mains-bras au Québec, 1993 à 2002. Partie II : Analyse descriptive des dossiers d'indemnisation des travailleurs* (Rapport n° R-492). Montréal, QC: IRSST.
- Waddington, G., Diong, J. et Adams, R. (2006). Development of a hand dynamometer for the control of manually applied forces. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 29(4), 297-304. doi: 10.1016/j.jmpt.2006.03.007
- Weir, E. et Lander, L. (2005). Hand–arm vibration syndrome. *Canadian Medical Association Journal*, 172(8), 1001-1002. doi: 10.1503/cmaj.045314
- Welcome, D. E., Dong, R. G., Xu, X. S., Warren, C. et McDowell, T. W. (2012). An evaluation of the proposed revision of the anti-vibration glove test method defined in ISO 10819 (1996). *International Journal of Industrial Ergonomics*, 42(1), 143-155. doi: 10.1016/j.ergon.2011.09.003
- Welcome, D. E., Dong, R. G., Xu, X. S., Warren, C. et McDowell, T. W. (2014). The effects of vibration-reducing gloves on finger vibration. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 44(1), 45-59. doi: 10.1016/j.ergon.2013.10.003
- Welcome, D. E., Rakheja, S., Dong, R., Wu, J. Z. et Schopper, A. W. (2004). An investigation on the relationship between grip, push and contact forces applied to a tool handle. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 34(6), 507-518. doi: 10.1016/j.ergon.2004.06.005
- Wimer, B., McDowell, T. W., Xu, X. S., Welcome, D. E., Warren, C. et Dong, R. G. (2010). Effects of gloves on the total grip strength applied to cylindrical handles. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40(5), 574-583. doi: 10.1016/j.ergon.2010.05.004