

Contrôle des vibrations main-bras engendrées par l'opération d'outils portatifs vibrants

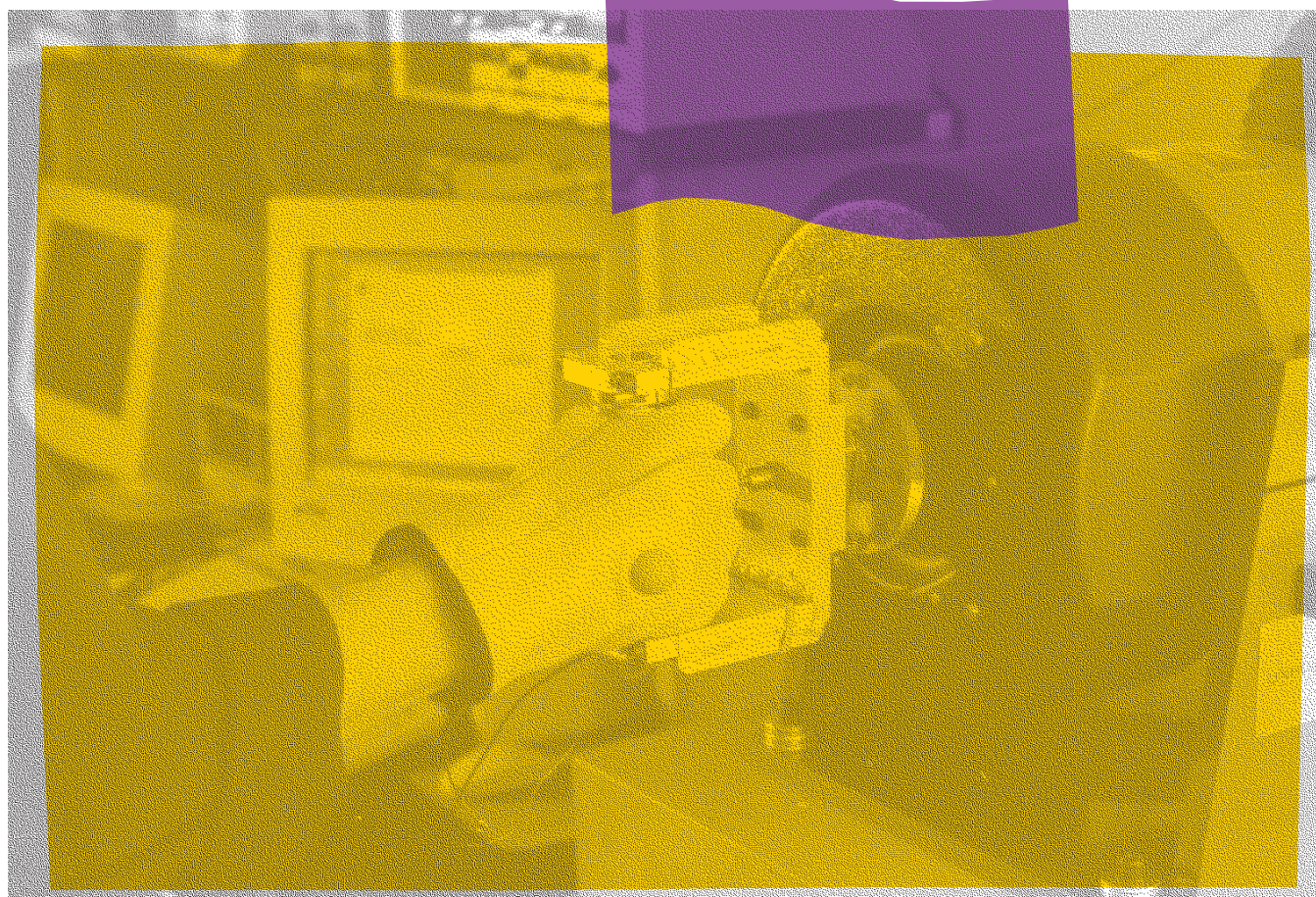
Considérations de l'interface
humaine et comportement
biodynamique

Pierre Marcotte
Paul-Émile Boileau
Subhash Rakheja
Yasser Aldien
Jérôme Boutin

ÉTUDES ET RECHERCHES

R-467

RAPPORT





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

NOS RECHERCHES *travaillent pour vous !*

MISSION

- ▶ Contribuer, par la recherche, à la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles ainsi qu'à la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes.
- ▶ Offrir les services de laboratoires et l'expertise nécessaires à l'action du réseau public de prévention en santé et en sécurité du travail.
- ▶ Assurer la diffusion des connaissances, jouer un rôle de référence scientifique et d'expert.

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

POUR EN SAVOIR PLUS...

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

Pour connaître l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement au magazine *Prévention au travail*, publié conjointement par l'Institut et la CSST.

Abonnement : 1-877-221-7046

Dépôt légal
Bibliothèque et Archives nationales
2006
ISBN 13 : 978-2-89631-055-5 (version imprimée)
ISBN 10 : 2-89631-055-X (version imprimée)
ISBN 13 : 978-2-89631-056-2 (PDF)
ISBN 10 : 2-89631-056-8 (PDF)
ISSN : 0820-8395

IRSST - Direction des communications
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec)
H3A 3C2
Téléphone : 514 288-1551
Télécopieur : 514 288-7636
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca
Institut de recherche Robert-Sauvé
en santé et en sécurité du travail,
août 2006

Contrôle des vibrations main-bras engendrées par l'opération d'outils portatifs vibrants

Considérations de l'interface humaine et comportement biodynamique

Pierre Marcoffe, Service de la recherche, IRSST

Paul-Émile Boileau, Direction scientifique, IRSST

Subhash Rakheja et Yasser Aldien,

Centre de recherche CONCAVE, Département de génie mécanique, Université Concordia

Jérôme Boutin, Service soutien à la recherche et à l'expertise, IRSST

ÉTUDES ET RECHERCHES

RAPPORT

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.

Cliquez recherche
www.irsst.qc.ca



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

Cette étude a été financée par l'IRSST. Les conclusions et recommandations sont celles des auteurs.

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.**

SOMMAIRE

Cette étude s'inscrit dans une démarche plus large visant à soutenir le développement de modèles simulant le comportement dynamique du système main-bras, lorsque soumis à des vibrations transmises par l'intermédiaire de la poignée d'outils. Les résultats rapportés dans cette étude portent sur la caractérisation des fonctions de réponse biodynamique du système main-bras, en tenant compte des variations dans les forces de couplage, les postures, les caractéristiques vibratoires et les configurations des poignées. Dans un premier temps, des mesures de la force statique, en utilisant 7 participants, ont permis d'établir des relations linéaires entre la force de contact et les forces de poussée et de préhension pour différents diamètres et formes de poignée. Il a été démontré que la force de contact est égale, en moyenne, à la force de poussée additionnée à trois fois la force de préhension. Par ailleurs, la contribution de la force de préhension à la force de contact diminue avec l'augmentation du diamètre de la poignée, passant de 3,4 à 2,7 pour un diamètre de poignée variant de 30 à 50 mm.

Par la suite, des mesures de l'impédance mécanique au point d'entrée du système main-bras ont été effectuées avec 7 participants, pour 9 différentes combinaisons de forces de poussée (25, 50 et 75 N) et de préhension (10, 30 et 50 N), en utilisant 3 poignées de forme cylindrique (diamètre de 30, 40 et 50 mm), 3 poignées de forme elliptique (30x38, 30x46 et 30x54 mm), 2 niveaux d'accélération pondérée ($a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$ et $a_{h,w} = 5,0 \text{ m/s}^2$), deux postures (coude en flexion et coude en extension), le tout pour deux axes de vibration (z_h et x_h). L'ensemble des mesures ont été effectuées dans la plage des fréquences allant de 8 à 1000 Hz. Les résultats obtenus montrent que l'impédance mécanique du système main-bras augmente de façon considérable avec une augmentation du diamètre de la poignée; l'effet étant plus prononcé à des fréquences supérieures à 200 Hz. Pour les poignées de forme cylindrique dont le diamètre est de 40 et 50 mm, le module de l'impédance mécanique maximum est deux fois plus élevé sous la combinaison la plus élevée des forces de poussée et de préhension. L'influence de la force de préhension sur le module de l'impédance mécanique est évidente entre 25 et 80 Hz ainsi qu'au-dessus de 200 Hz, tandis que l'influence de la force de poussée est plutôt limitée à la plage des fréquences comprises entre 30 et 200 Hz, l'effet étant moins prononcé au-dessus de 200 Hz.

L'influence de la posture a été évaluée selon les deux axes biodynamiques principaux : z_h et x_h . Pour l'axe z_h , la posture avec le bras allongé (coude en extension) procure une augmentation considérable de l'impédance mécanique du système main-bras en dessous de 30 Hz, comparativement à celle obtenue avec le coude en flexion, ce qui se traduit par une transmission de l'énergie vibratoire au système main-bras beaucoup plus importante aux basses fréquences. Par ailleurs, pour l'axe x_h , la posture avec le bras allongé engendre une augmentation de l'impédance mécanique du système main-bras en dessous de 15 Hz seulement, cette augmentation étant beaucoup plus limitée que celle observée avec cette même posture pour les vibrations appliquées selon l'axe z_h .

Finalement il a été démontré, pour l'ensemble des poignées étudiées, que le module de l'impédance mécanique est mieux corrélé avec la force de couplage (somme des forces de préhension et de poussée) en dessous de 200 Hz, et implique le couplage mécanique de

l'ensemble de la structure main-bras, tandis qu'au-dessus de 200 Hz, le module de l'impédance mécanique est mieux corrélé avec la force de contact (force à l'interface main-poignée), suggérant un couplage mécanique seulement des tissus de la main en contact direct avec la poignée.

REMERCIEMENTS

Les auteurs tiennent à remercier Pierre Drouin, de l'équipe Sécurité-ingénierie, pour avoir fabriqué les différentes poignées ainsi que les supports ayant servi aux expériences, Christian Sirard, de la même équipe, pour avoir dessiné les composantes, ainsi que Gilles Paradis, de l'équipe Service et expertises de laboratoire, pour la fabrication d'un amplificateur.

Des remerciements vont également aux participants, qui ont accepté de se prêter aux expériences, afin de faire avancer les connaissances dans le domaine des vibrations main-bras.

TABLE DES MATIÈRES

1.	INTRODUCTION	1
1.1	Problématique des vibrations transmises au système main-bras	1
1.2	Évaluation de l'exposition aux vibrations main-bras : limites de la norme ISO 5349 ..	2
1.3	Évaluation de l'énergie absorbée par le système main-bras	2
1.4	Influence de la direction et de la fréquence des vibrations	4
1.5	Influence des forces de préhension et de poussée exercées par l'opérateur	4
1.5.1	Définition des forces de couplage et de contact.....	5
1.6	Influence de l'amplitude des vibrations.....	6
1.7	Influence de la posture	7
1.8	Effet des périodes de repos	7
1.9	Influence des dimensions anthropomorphiques.....	7
1.10	Influence du type de poignée utilisée.....	8
1.11	Discussion	8
2.	OBJECTIFS DE L'ÉTUDE.....	11
3.	DÉVELOPPEMENT ET CARACTÉRISATION DES POIGNÉES INSTRUMENTÉES ..	13
4.	ÉVALUATION DE LA FORCE DE CONTACT.....	15
5.	ÉVALUATION DE L'IMPÉDANCE MÉCANIQUE DU SYSTÈME MAIN-BRAS.....	19
5.1	Description du système de mesure.....	19
5.2	Variabilité interindividuelle.....	21
5.3	Influence du diamètre et de la forme de la poignée	23
5.4	Influence des forces de couplage	25
5.4.1	Influence de la force de préhension	28
5.4.2	Influence de la force de poussée	28
5.5	Influence de l'amplitude des vibrations.....	29
5.6	Influence de la posture	31
5.6.1	Axe de vibration z_h	31
5.6.2	Axe de vibration x_h	36
6.	CORRÉLATION ENTRE LE MODULE DE L'IMPÉDANCE MÉCANIQUE ET LES FORCES DE COUPLAGE ET DE CONTACT.....	41
7.	CONCLUSION.....	43
7.1	Sommaire	43
7.2	Travaux futurs.....	44
8.	BIBLIOGRAPHIE.....	47
	ANNEXE A : DESSIN TECHNIQUE DE LA POIGNÉE DE 40 MM ET DU SUPPORT	51
	ANNEXE B : VALIDATION DES POIGNÉES INSTRUMENTÉES : ÉVALUATION DE LA MASSE APPARENTE D'UNE PETITE MASSE AJOUTÉE	53

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1. Poignées cylindriques : contributions des forces de préhension et de poussée à la force de contact	17
Tableau 2. Poignées cylindriques et elliptiques : sommaire des contributions des forces de préhension et de poussée à la force de contact	17

LISTE DES FIGURES

Figure 1. Systèmes de coordonnées biodynamique et basicentrique pour l'évaluation de l'exposition aux vibrations main-bras.....	3
Figure 2. Définition des forces statiques à l'interface main-poignée	5
Figure 3. Poignée instrumentée.....	13
Figure 4. De gauche à droite: poignées cylindriques de 50 mm, 40 mm et 30 mm; ajouts rectangulaires de 8 mm, 16 mm et 24 mm.....	14
Figure 5. Système de mesure de distribution de pression PLIANCE® de NOVEL.....	15
Figure 6. Schéma global du système de mesure	16
Figure 7. Définition de l'impédance mécanique au point d'entrée.....	19
Figure 8. Schéma de la chaîne de mesure	20
Figure 9. Impédance mécanique du système main-bras pour 7 participants: variabilité interindividuelle ($F_g = 30$ N, $F_p = 50$ N et $a_{h,w} = 2,5$ m/s ²), poignée de 30 mm	22
Figure 10. Impédance mécanique du système main-bras pour 7 participants: variabilité interindividuelle ($F_g = 30$ N, $F_p = 50$ N et $a_{h,w} = 2,5$ m/s ²), poignée de 40 mm	22
Figure 11. Impédance mécanique du système main-bras pour 7 participants: variabilité interindividuelle ($F_g = 30$ N, $F_p = 50$ N et $a_{h,w} = 2,5$ m/s ²), poignée de 50 mm	23
Figure 12. Coefficient de variation sur le module de l'impédance mécanique du système main-bras ($F_g = 30$ N, $F_p = 50$ N et $a_{h,w} = 2,5$ m/s ²) : (a) $a_{h,w} = 2,5$ m/s ² ; (b) $a_{h,w} = 5,0$ m/s ²	23
Figure 13. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence du diamètre de la poignée ($F_g = 30$ N, $F_p = 50$ N et $a_{h,w} = 2,5$ m/s ²) et comparaison avec la norme ISO 1006824	24
Figure 14. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence du diamètre et de la forme de la poignée ($F_g = 30$ N, $F_p = 50$ N et $a_{h,w} = 2,5$ m/s ²).....	24
Figure 15. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence des forces de couplage (poignée cylindrique de 30 mm et $a_{h,w} = 2,5$ m/s ²).....	26
Figure 16. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence des forces de couplage (poignée cylindrique de 40 mm et $a_{h,w} = 2,5$ m/s ²).....	26
Figure 17. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence des forces de couplage (poignée cylindrique de 50 mm et $a_{h,w} = 2,5$ m/s ²).....	27
Figure 18. Valeurs moyennes du module de l'impédance mécanique du système main-bras : influence des forces de couplage (poignées elliptiques et $a_{h,w} = 2,5$ m/s ²); (a) Poignée 30x38 mm; (b) Poignée 30x46 mm; (c) Poignée 30x54 mm.....	27
Figure 19. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de la force de préhension (poignée cylindrique de 40 mm, $F_p = 50$ N et $a_{h,w} = 2,5$ m/s ²).....	28
Figure 20. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de la force de poussée (poignée cylindrique de 40 mm, $F_g = 30$ N et $a_{h,w} = 2,5$ m/s ²).....	29
Figure 21. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de l'amplitude de vibration (poignée cylindrique de 30 mm, $F_g = 30$ N et $F_p = 50$ N).....	29
Figure 22. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de l'amplitude de vibration (poignée cylindrique de 40 mm, $F_g = 30$ N et $F_p = 50$ N).....	30
Figure 23. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de l'amplitude de vibration (poignée cylindrique de 50 mm, $F_g = 30$ N et $F_p = 50$ N).....	30
Figure 24. Schéma des postures selon l'axe z _h : (a) Coude à 90° (posture P1); (b) Coude à 180° (posture P2).....	32

Figure 25. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de la posture (poignée cylindrique de 40 mm, $F_g = 30$ N, $F_p = 50$ N et $a_{h,w} = 2,5$ m/s ²)	32
Figure 26. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de la posture et du diamètre de la poignée, ($F_g = 30$ N, $F_p = 50$ N et $a_{h,w} = 2,5$ m/s ²); (a) Posture <i>P1</i> ; (b) Posture <i>P2</i>	33
Figure 27. Module de l'impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de la posture et de la force de poussée, (poignée 40 mm, $F_g = 30$ N et $a_{h,w} = 2,5$ m/s ²); (a) Posture <i>P1</i> ; (b) Posture <i>P2</i>	34
Figure 28. Module de l'impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de la posture et de la force de préhension, (poignée 40 mm, $F_p = 50$ N et $a_{h,w} = 2,5$ m/s ²); (a) Posture <i>P1</i> ; (b) Posture <i>P2</i>	35
Figure 29. Module de l'impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de la posture et de l'amplitude de vibration, (poignée 40 mm, $F_g = 30$ N et $F_p = 50$ N); (a) Posture <i>P1</i> ; (b) Posture <i>P2</i>	35
Figure 30. Schéma des postures selon l'axe x_h : (a) Coude à 90° (posture <i>P1</i>); (b) Coude à 180° (posture <i>P2</i>)	37
Figure 31. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de la posture (poignée cylindrique de 40 mm, $F_g = 30$ N, $F_p = 50$ N et $a_{h,w} = 2,5$ m/s ²)	37
Figure 32. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de la posture et du diamètre de la poignée, ($F_g = 30$ N, $F_p = 50$ N et $a_{h,w} = 2,5$ m/s ²); (a) Posture <i>P1</i> ; (b) Posture <i>P2</i>	38
Figure 33. Module de l'impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de la posture et de la force de poussée, (poignée 40 mm, $F_g = 30$ N et $a_{h,w} = 2,5$ m/s ²); (a) Posture <i>P1</i> ; (b) Posture <i>P2</i>	39
Figure 34. Module de l'impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de la posture et de la force de préhension, (poignée 40 mm, $F_p = 50$ N et $a_{h,w} = 2,5$ m/s ²); (a) Posture <i>P1</i> ; (b) Posture <i>P2</i>	40
Figure 35. Module de l'impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de la posture et de l'amplitude de vibration, (poignée 40 mm, $F_g = 30$ N et $F_p = 50$ N); (a) Posture <i>P1</i> ; (b) Posture <i>P2</i>	40
Figure 36. Corrélation entre le module l'impédance mécanique et les forces de couplage et de contact ($a_{h,w} = 2,5$ m/s ²) : (a) Poignée de 30 mm; (b) Poignée de 40 mm; (c) Poignée de 50 mm	41
Figure 37. Corrélation entre le module l'impédance mécanique et les forces de couplage et de contact ($a_{h,w} = 2,5$ m/s ²) : (a) Poignée de 30x38 mm; (b) Poignée de 30x46 mm; (c) Poignée de 30x54 mm	42
Figure - B.1 Poignée de 30 mm avec masse ajoutée de 20 g (collet de serrage)	53
Figure - B.2 Poignée de 40 mm avec masse ajoutée de 21 g (collet de serrage)	54
Figure - B.3 Poignée de 50 mm avec masse ajoutée de 22 g (collet de serrage)	55

1. INTRODUCTION

1.1 Problématique des vibrations transmises au système main-bras

L'utilisation professionnelle d'outils à main vibrants expose les travailleurs à des problèmes de santé au niveau du système circulatoire et du système nerveux, ainsi qu'à des troubles musculo-squelettiques. L'atteinte vasculaire, appelée syndrome de Raynaud ou encore maladie des doigts blancs, se caractérise par des attaques de blanchiment de un ou plusieurs doigts, accompagnées par des sensations de picotement et d'engourdissement. Dépendamment du niveau d'exposition, de la durée d'exposition quotidienne ainsi que de la susceptibilité de chaque individu aux vibrations main-bras, les premiers symptômes du syndrome de Raynaud se manifestent généralement entre 4 et 10 ans après le début de l'exposition aux vibrations, quoique pour une exposition régulière et un niveau élevé de vibration, les symptômes peuvent apparaître en moins d'une année ou encore prendre plus de 20 ans avant de se manifester dans le cas d'une exposition plus limitée [1].

Les attaques de blanchiment surviennent généralement lors de l'exposition des doigts au froid et peuvent être, chez certains travailleurs, très douloureuses et incapacitantes. Au niveau physiologique, les mécanismes de la maladie ne sont pas clairement établis. Il semble que plusieurs facteurs contribuent au développement du syndrome de Raynaud. La contribution de ces différents facteurs au développement de la maladie chez un individu en particulier reste à déterminer. Dans certains cas, il semble y avoir obstruction ou diminution progressive du lumen de certaines artérioles [1], diminution de la circulation sanguine locale causée par la préhension de l'outil [2, 3], vasoconstriction excessive déclenchée par le système nerveux sympathique réagissant aux vibrations ou à l'exposition simultanée au bruit [2], ainsi que la destruction progressive du tissu conjonctif et son remplacement par du tissu fibreux [4].

Le syndrome de Raynaud est l'atteinte la plus incapacitante causée par l'exposition du système main-bras aux vibrations. Il existe cependant d'autres problèmes qui peuvent être générés ou amplifiés par l'exposition aux vibrations. L'atteinte neurologique, qui se caractérise par une diminution temporaire ou permanente de la sensation du toucher, peut dans certains cas nuire aux activités professionnelles du travailleur en diminuant sa dextérité. Il peut y avoir également atteinte au niveau des muscles des doigts et de la main, conduisant à une diminution de la force de préhension [5]. Les vibrations main-bras sont également soupçonnées de causer la dégénérescence de l'os semi-lunaire de la main et d'amplifier le syndrome du tunnel carpien [6]. De plus, l'utilisation d'outils à percussion produirait des ondes de choc se propageant le long des os, causant des contraintes élevées au niveau des articulations. Ceci expliquerait pourquoi les utilisateurs d'outils à percussion ont tendance à avoir plus de problèmes au niveau des os et des articulations du coude et de l'épaule que les utilisateurs d'outils rotatifs [7]. D'autre part, une étude récente démontre que l'exposition aux vibrations main-bras augmente de façon significative les chances de souffrir d'ostéoporose [8]. Étant donné la corrélation qui existe entre la dose vibratoire reçue par le travailleur et les atteintes causées à sa santé, une technique de mesure permettant de mesurer le degré d'exposition des travailleurs aux vibrations main-bras doit être utilisée afin de limiter l'exposition vibratoire à un niveau sécuritaire.

1.2 Évaluation de l'exposition aux vibrations main-bras : limites de la norme ISO 5349

La norme ISO 5349 [9], actuellement utilisée pour évaluer l'exposition aux vibrations du système main-bras est considérée, par plusieurs chercheurs, comme étant inadéquate pour estimer la dose vibratoire transmise aux travailleurs. Cette norme utilise, pour évaluer la dose vibratoire, l'accélération efficace pondérée en fréquence mesurée à l'interface main-poignée. Le filtre de pondération est basé sur le seuil de détection vibratoire des doigts et ne tient pas compte de la direction de vibration par rapport au système main-bras. La dose vibratoire calculée par le filtre de pondération est proportionnelle à la vitesse de vibration entre 16 et 1250 Hz, indépendamment de la fréquence. Il a cependant été démontré que les dommages causés par les vibrations sont fonction de l'énergie vibratoire absorbée par le système main-bras [10] et que cette absorption d'énergie dépend principalement de la direction et de la fréquence des vibrations [11], et dans une moindre mesure, de la force de préhension exercée par l'opérateur sur l'outil. De plus, Burström et al. [12] ont évalué les doses vibratoires générées par deux outils à main selon la norme ISO 5349 et selon la mesure de l'énergie vibratoire absorbée par le système main-bras. Ils ont démontré que la norme ISO 5349 surestime la dose vibratoire pour les fréquences inférieures à 50 Hz et sous-estime la dose vibratoire pour les fréquences supérieures à 200 Hz. Ces résultats suggèrent que la norme ISO 5349 pourrait ne pas estimer adéquatement le risque encouru par les travailleurs exposés aux vibrations main-bras.

1.3 Évaluation de l'énergie absorbée par le système main-bras

L'absorption de l'énergie vibratoire peut être évaluée selon deux méthodes différentes : la méthode directe et la méthode indirecte [13]. La méthode directe consiste à mesurer, à l'interface main-poignée, la force ainsi que la vitesse de vibration et de calculer le spectre de puissance entre ces deux quantités. Il est alors possible d'évaluer la puissance vibratoire transmise au système main-bras en prenant la partie réelle du spectre de puissance, ce qui correspond à l'énergie vibratoire dissipée par les tissus de la main et du bras [11]. La méthode directe est généralement réservée pour des mesures effectuées en laboratoire, étant donné la difficulté pour évaluer la force de vibration à l'interface main-machine.

À l'opposé, la méthode indirecte est plus facile à mettre en œuvre étant donné qu'elle ne nécessite pas la mesure de la force de vibration à l'interface main-machine, celle-ci étant calculée en utilisant l'impédance mécanique du système main-bras. L'énergie absorbée est alors égale à la partie réelle de l'impédance multipliée par le carré de la vitesse efficace, cette dernière quantité étant mesurée à l'interface main-poignée. Des courbes de l'impédance mécanique du système main-bras, selon trois directions orthogonales de vibration, ont été synthétisées par Gurram et al. [14] à partir de résultats provenant de la littérature (ces courbes d'impédance sont par ailleurs celles que l'on retrouve dans la norme ISO 10068 [15]). En utilisant ces courbes d'impédance, les auteurs ont généré un modèle biodynamique consistant en un système masse-ressort-amortisseur à quatre degrés de liberté pour chacune des trois directions de vibration. Un modèle non linéaire à quatre degrés de liberté, prenant en compte la force de préhension exercée par l'opérateur, a également été développé [16]. Un tel modèle serait utile au développement de mannequins simulant la réponse biodynamique du système main-bras et permettrait d'évaluer la

dose vibratoire émise par différents outils à main sans avoir à recourir à des sujets humains. Rakheja et al. [17] ont effectué une revue de la littérature concernant les différents modèles biodynamiques existants. Les auteurs en ont conclu qu'il n'existait pas à ce jour de modèles permettant de représenter correctement la réponse du système main-bras sur une large bande en fréquence, tout en ayant une faible déformation statique, conditions qui seraient essentielles au développement d'un mannequin simulant de façon satisfaisante le système main-bras.

Par ailleurs, un mannequin représentant le système main-bras sur une bande de fréquence étroite a été développé en utilisant un modèle biodynamique à un degré de liberté. Le mannequin a été utilisé pour évaluer la dose vibratoire émise par différents outils à percussion [18]. Une bonne corrélation a été obtenue entre les niveaux de vibration mesurés sur le mannequin et ceux mesurés sur des sujets humains. De plus, le mannequin procurait un degré de répétabilité des mesures plus élevé que celui obtenu avec des sujets humains.

Afin de minimiser l'énergie vibratoire absorbée par l'opérateur lors de l'utilisation d'outils à main, plusieurs recherches ont été consacrées à l'étude de différents paramètres sur l'absorption d'énergie par le système main-bras. L'influence de ces paramètres sera détaillée dans les sections qui suivent.

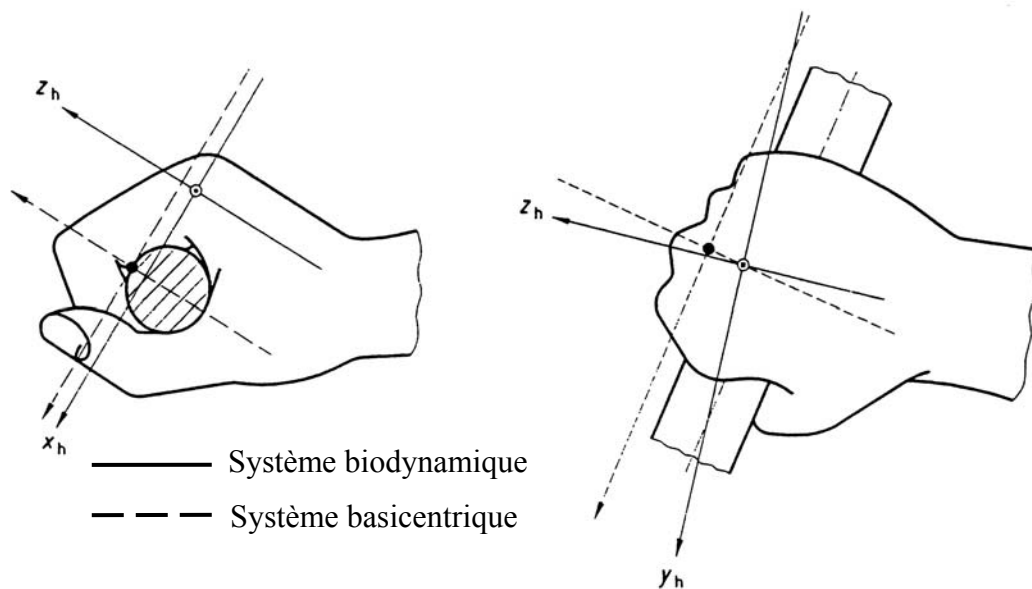


Figure 1. Systèmes de coordonnées biodynamique et basicentrique pour l'évaluation de l'exposition aux vibrations main-bras

Source : Norme ISO 5349-1 [9]

1.4 Influence de la direction et de la fréquence des vibrations

La direction dans laquelle les vibrations agissent est définie selon deux systèmes de coordonnées orthogonales : le système biodynamique et le système basicentrique. La Figure 1 illustre les deux systèmes de coordonnées. Le système basicentrique est celui qui est utilisé pour évaluer l'exposition aux vibrations, étant plus facile à mettre en œuvre. Son origine est située à l'interface main-poignée. Pour une main agrippant une poignée cylindrique, l'axe x_h est perpendiculaire à la paume de la main, l'axe y_h est parallèle à l'axe de la poignée tandis que l'axe z_h est perpendiculaire à l'axe de la poignée.

Burström [19] a exposé le système main-bras de 84 participants à différentes amplitudes vibratoires à large bande (vitesse de vibration constante en fréquence) selon les trois directions orthogonales x_h , y_h et z_h . Les résultats montrent que l'absorption de l'énergie totale entre 6,3 et 1200 Hz est deux à trois fois plus élevée dans la direction z_h que dans les autres directions, et que l'absorption de l'énergie selon y_h est légèrement supérieure à celle absorbée selon x_h . D'autre part, Burström et coll. [11] ont évalué l'énergie vibratoire absorbée en fonction de la fréquence et de la direction des vibrations pour 10 participants, en utilisant un balayage sinusoïdal entre 4 et 1000 Hz pour une vitesse de 14 mm/s et une force de préhension de 50 N. Ces résultats ont démontré que l'absorption d'énergie dans la direction x_h augmente avec la fréquence, tandis qu'en direction y_h , il y a augmentation avec la fréquence jusqu'à 20-30 Hz, puis stabilisation au-delà de cette fréquence. En direction z_h , l'absorption d'énergie est maximale à 4 Hz et atteint un minimum aux alentours de 100 Hz. Au-delà de cette fréquence, il y a augmentation de l'énergie absorbée avec la fréquence, de façon similaire à ce qui est observé selon l'axe x_h . De plus, une grande variabilité de l'énergie absorbée en fonction de la direction et de la fréquence a été constatée, celle-ci passant de 0,0001 à 0,5 Watts pour la bande de fréquence considérée. Dans un autre article, Burström et coll. [11] rapportent qu'en dessous de 70 Hz, la direction x_h est celle dans laquelle l'absorption d'énergie par le système main-bras est la moindre, tandis qu'au-dessus de 70 Hz, c'est dans la direction y_h que l'énergie absorbée est la moins importante.

D'autre part, Kihlberg [7] a démontré que les vibrations de basses fréquences (en dessous de 50 Hz) causent une surcharge sur les articulations du coude et de l'épaule comparativement aux vibrations de plus hautes fréquences (au-dessus de 100 Hz). De plus, il a été démontré que les doigts ont un comportement similaire à celui d'un corps rigide en dessous de 250 Hz, suggérant ainsi que l'absorption d'énergie par les doigts serait limitée aux fréquences supérieures à 250 Hz.

1.5 Influence des forces de préhension et de poussée exercées par l'opérateur

Plusieurs études ont confirmé l'influence de la force de préhension sur l'absorption d'énergie vibratoire. Une force de préhension plus élevée se traduit par une absorption d'énergie plus importante [11, 13]. Il a également été constaté que les opérateurs de scies à chaîne souffrant du syndrome de Raynaud utilisaient en moyenne une force de préhension plus élevée que les autres opérateurs non affectés par cette maladie [20]. D'autre part, Miyakita et coll. [2] ont démontré qu'une force de préhension élevée diminuait l'irrigation sanguine des doigts, ce qui en soi pourrait être un facteur contribuant au développement du syndrome de Raynaud. De plus,

l'exposition des muscles de l'avant-bras aux vibrations provoque un réflexe tonique augmentant la contraction musculaire, ce qui indirectement augmente la force de préhension exercée par l'opérateur sur l'outil [6]. Gurram et coll. [3] ont utilisé des mesures électromyographiques pour démontrer que, dépendamment de l'amplitude, de la fréquence et de la direction des vibrations, l'activité électrique du muscle fléchisseur commun superficiel des doigts était augmentée par un facteur allant de 1,5 à 6,0. Une autre étude [21] a mis en évidence le fait que les vibrations main-bras augmentent l'activité électrique du muscle cubital antérieur ainsi que des muscles triceps brachial et biceps brachial. Donc, il y a lieu de croire que les vibrations main-bras augmentent le risque de développer des troubles musculo-squelettiques chez les travailleurs. L'influence de la force de poussée a également été étudiée et son influence sur l'impédance mécanique du système main-bras est en général similaire à celle exercée par la force de préhension [22]. Le projet de norme ISO/CD 15230 [23] procure une définition détaillée des forces de préhension et de poussée.

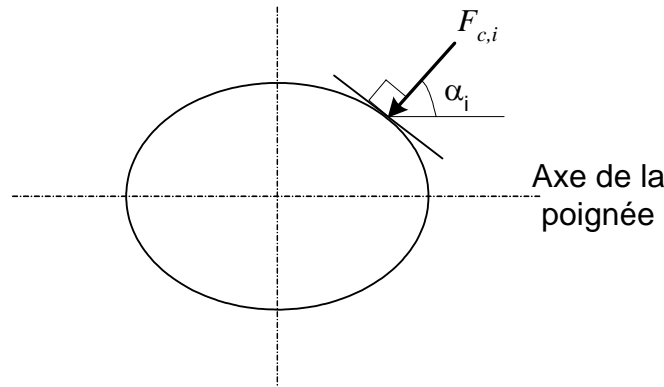


Figure 2. Définition des forces statiques à l'interface main-poignée

En se référant à la Figure 2 et en décomposant la force de contact à l'interface main-poignée en forces élémentaires $F_{c,i}$, faisant un angle α_i avec l'axe de la poignée, la force de poussée par rapport à l'axe de la poignée est définie par la relation suivante :

$$F_p = \sum_i F_{c,i} \cos \alpha_i \tag{1}$$

Tandis que la force de préhension est définie par la relation suivante :

$$F_g = \frac{1}{2} \sum_i F_{c,i} (|\cos \alpha_i| - \cos \alpha_i) \tag{2}$$

1.5.1 Définition des forces de couplage et de contact

Riedel [24] a démontré que la contribution de la force de poussée est similaire à celle de la force de préhension sur l'amplitude de l'accélération mesurée au niveau du poignet. Donc une force de couplage a été définie, qui consiste en une somme algébrique des forces de préhension et de poussée :

$$F_{couplage} = F_g + F_p \tag{3}$$

Cette force de couplage a été reliée à un facteur de couplage [24, 25], qui pourrait permettre de considérer la force de couplage dans l'évaluation de l'exposition vibratoire. Il y a cependant lieu de croire que l'absorption d'énergie vibratoire est plutôt reliée à la force de contact, qui elle est définie comme étant l'intégration de la pression exercée à l'interface main-poignée sur toute la surface de contact entre la main et la poignée. En se référant à la Figure 2, la force de contact F_c est définie par :

$$F_c = \sum_i F_{c,i} \quad (4)$$

Welcome et coll. [26] ont utilisé le système de mesure de distribution de pression EMED de Novel, pour mesurer cette force de contact en utilisant 12 participants agrippant une poignée cylindrique de 40 mm de diamètre, et ce, pour différentes forces de préhension et de poussée. Ils ont obtenu une relation linéaire entre la force de contact et la force de préhension ainsi qu'entre la force de contact et la force de poussée. Leurs résultats montrent que l'influence de la force de préhension sur la force de contact peut être de 2,9 à 3,4 fois plus élevée par rapport à la force de poussée.

1.6 Influence de l'amplitude des vibrations

L'énergie vibratoire transmise au système main-bras étant proportionnelle au carré de la vitesse de vibration, un doublement de l'amplitude des vibrations devrait en théorie augmenter l'absorption de l'énergie vibratoire par un facteur de quatre. Il a cependant été démontré, dans le cas d'une excitation à large bande, que la relation entre l'amplitude des vibrations et l'énergie absorbée n'est pas tout à fait quadratique, mais sensiblement inférieure pour les trois directions de mesures [22]. Ceci suggère que l'impédance mécanique du système main-bras est non linéaire puisque variant selon l'amplitude des vibrations. En effet, dans le cas d'un système linéaire, l'impédance mécanique serait indépendante de l'amplitude des vibrations. Lundström et coll. [27] ont utilisé un balayage sinusoïdal et trois différentes amplitudes vibratoires pour mesurer l'impédance mécanique dans la direction z_h pour une force de préhension de 50 N. Ils ont obtenu une diminution de l'impédance avec une augmentation de l'amplitude des vibrations aux fréquences inférieures à 300 Hz, tandis qu'entre 300 et 1500 Hz, l'effet opposé a été observé. Dans une autre étude, Burström [28] a mesuré l'impédance du système main-bras dans la direction x_h pour quatre amplitudes de vibration différentes avec une force de préhension de 25 N. Les résultats montrent qu'une augmentation de l'amplitude vibratoire cause une légère augmentation de l'impédance mécanique, avec un effet plus prononcé au-dessus de 200 Hz. Par ailleurs, Burström et coll. [29] ont constaté que l'amplitude des vibrations a un effet sur les forces de préhension et de poussée exercées par l'opérateur sur l'outil vibrant. En effet, pour 10 participants agrippant une poignée vibrante comme s'il s'agissait d'un guidon de vélo, ils ont constaté qu'une amplitude de vibration plus élevée engendrait des forces de préhension et de poussée plus élevées. Les auteurs en ont conclu qu'une augmentation de l'amplitude vibratoire provoque un réflexe musculaire tonique plus important.

1.7 Influence de la posture

Burström et coll. [11] ont démontré que la flexion du coude n'avait pas d'influence statistiquement significative sur l'absorption d'énergie en direction x_h , sauf à des fréquences inférieures à 50 Hz, où une augmentation de l'angle de flexion produisait une légère augmentation de l'énergie absorbée. L'effet de l'abduction du coude a également été considéré dans l'étude de Burström et un effet statistiquement significatif a été obtenu seulement pour les fréquences inférieures à 25 Hz. En effet, une légère augmentation de l'énergie absorbée entre 10 et 25 Hz a été constatée pour une abduction de 90 degrés comparativement à celle observée pour une abduction nulle, tandis qu'en dessous de 10 Hz, l'abduction de l'épaule a causé une diminution de l'énergie absorbée. Par la suite, Burström [22] a étudié l'effet de la posture sur l'impédance mécanique du système main-bras dans les trois directions x_h , y_h et z_h . Ces résultats ont démontré que l'abduction de l'épaule avait une influence minimale sur l'impédance mécanique du système main-bras, et ce, à des fréquences inférieures à 20 Hz seulement. Quant à la flexion du coude, un effet a été constaté seulement à des fréquences inférieures à 25 Hz, consistant en une diminution de l'impédance mécanique avec l'augmentation du fléchissement de l'avant-bras, pour une impédance maximale obtenue avec l'avant-bras non fléchi.

1.8 Effet des périodes de repos

L'effet de l'ajout de périodes de repos entre les périodes d'exposition aux vibrations a été considéré par Burström et coll. [30]. Ils ont soumis 10 participants à différentes amplitudes de vibration, avec une répartition de l'exposition allant de 1 à 5 intervalles, et ce, sur une période totale de 5 minutes. Leurs résultats montrent que l'ajout de périodes de repos, pour une même amplitude vibratoire et une période d'exposition équivalente, mène à une diminution de l'énergie absorbée par le système main-bras. Donc, il semble que les périodes de repos pourraient permettre un relâchement des muscles de l'avant-bras, diminuant ainsi l'énergie vibratoire absorbée par le système main-bras.

1.9 Influence des dimensions anthropomorphiques

Burström [19] a étudié l'influence des dimensions des mains et des bras de 84 participants sur l'absorption de l'énergie vibratoire. Les résultats obtenus suggèrent que seulement l'épaisseur de la main a une influence importante sur l'absorption d'énergie; une main plus épaisse menant à une absorption d'énergie plus importante. Par ailleurs, l'âge des participants ainsi que le volume de l'avant-bras semblaient avoir peu d'influence; les participants plus âgés ou ayant un volume de l'avant-bras plus grand ayant tendance à absorber légèrement plus d'énergie. Il a également été démontré dans cette étude que les hommes absorbent en moyenne entre 1,3 et 1,6 fois plus d'énergie que les femmes. Dans une autre étude impliquant 10 participants, Burström et coll. [11] ont démontré qu'en direction de l'axe x_h , l'absorption d'énergie à des fréquences inférieures à 50 Hz était fortement corrélée avec les volumes de la main, de l'avant-bras et du bras entier. Burström [28] a relié l'impédance mécanique du système main-bras à différents facteurs anthropomorphiques, et ce, pour une exposition vibratoire selon l'axe x_h . Une corrélation maximale a été observée entre le volume total du système main-bras et l'impédance mécanique à des fréquences inférieures à 15 Hz, tandis qu'à plus hautes fréquences, une corrélation maximale

a été observée avec diverses caractéristiques de la main (volume, épaisseur, largeur, force de préhension).

1.10 Influence du type de poignée utilisée

Les différentes études identifiées ci-dessus ont été effectuées sur des poignées cylindriques de différents diamètres ainsi que sur quelques poignées elliptiques. Il ne semble pas y avoir eu d'études portant sur l'influence du diamètre ainsi que du profil des poignées d'outils vibrants sur l'énergie absorbée par le système main-bras. En effet, il y a lieu de croire que ces paramètres ont un effet sur la force de contact entre la main et la poignée, ce qui influencerait l'absorption d'énergie. De plus, une mauvaise distribution de la force de contact serait reliée à l'obstruction des vaisseaux sanguins alimentant les doigts, ce qui pourrait contribuer au développement du syndrome de Raynaud [3]. Il existe cependant une étude portant sur l'évaluation subjective de différentes formes et textures de poignées sur une perceuse à percussion [31]. Il en ressort qu'une poignée elliptique de section transversale de 50 mm par 35 mm est un compromis acceptable pour la plupart des participants (12 hommes et 12 femmes). D'autre part, plusieurs matériaux avec différentes duretés ont été évalués comme revêtements de poignées. Il a été constaté qu'un matériau relativement mou, un caoutchouc mousse, permet de maximiser le confort perçu par les participants sans toutefois augmenter l'activité électrique du muscle fléchisseur commun superficiel des doigts. Il est également suggéré qu'un tel matériau recouvrant la poignée permettrait de minimiser l'absorption d'énergie par le système main-bras. Par ailleurs, Fellows et coll. [32] ont démontré qu'un revêtement en mousse appliqué à la surface de poignées d'outils de jardin permet d'obtenir une distribution de pression plus uniforme à l'interface main-poignée. De plus, les participants ont trouvé le revêtement de mousse plus confortable par rapport à un manche de bois. Cependant, les participants avaient tendance à appliquer une force de préhension plus élevée due à une sensation de perte de contrôle causée par le revêtement de mousse. Ces résultats suggéraient donc de minimiser l'épaisseur du revêtement en mousse pour éviter une augmentation de la force de préhension.

1.11 Discussion

Même si l'impédance mécanique du système main-bras ainsi que l'absorption de l'énergie vibratoire ont été étudiées par plusieurs équipes de recherche, d'importantes différences ont pu être identifiées entre les résultats rapportés. Par exemple, Burström [22] a conclu qu'à hautes fréquences, une augmentation de la force de poussée menait à une augmentation de l'impédance mécanique, tandis que Jandák [33] a rapporté que cet effet était négligeable. Par ailleurs, plusieurs études ont conclu à une importante influence des différents facteurs opérationnels (forces de couplage, posture, direction de vibration, etc.) sur l'absorption de l'énergie vibratoire par le système main-bras. Cependant, certaines de ces études mènent à des résultats contradictoires, même si la plupart de ces études ont été conduites par la même équipe de recherche [11, 19, 34-40]. Donc il y a lieu d'investiguer, de façon systématique, l'influence des différents facteurs opérationnels sur l'impédance mécanique du système main-bras ainsi que sur l'énergie vibratoire absorbée.

Par ailleurs, il existe peu d'études à s'être penchées sur la relation qui existe entre les forces de préhension et de poussée et la force de contact, ainsi que sur l'effet de la force de contact sur l'impédance mécanique du système main-bras. De plus il n'existe pas, à notre connaissance, d'études qui ont investigué l'effet du diamètre et du profil géométrique de la poignée sur l'impédance mécanique du système main-bras, d'où la nécessité de rechercher des données qui serviraient éventuellement à définir des modèles permettant de simuler de façon plus réaliste les interactions entre le système main-bras et l'outil de travail. Finalement, il est permis de croire qu'une meilleure connaissance de l'influence de différents paramètres sur l'impédance mécanique du système main-bras permettra de formuler des recommandations qui seront utiles pour identifier des moyens de diminuer l'exposition des travailleurs aux vibrations main-bras.

2. OBJECTIFS DE L'ÉTUDE

Cette étude s'inscrit dans une démarche plus large visant ultimement à développer des modèles analytiques d'outils combinant le système main-bras et intégrant des variations dans les forces de couplage, les postures de travail et les configurations de poignée, dans le but d'établir les bases devant servir à concevoir des outils à émission vibratoire réduite et à définir les conditions optimales d'opération. Pour ce faire, il importe de bien connaître comment le système main-bras se comporte dans des conditions simulant le plus possible celles qui sont susceptibles de se produire en conditions normales de travail, pour procurer des données sur lesquelles le développement de modèles peut être basé.

De façon plus spécifique, les objectifs visés par cette étude consistaient à :

- 1) Développer des poignées instrumentées de différentes formes et mettre au point les montages expérimentaux requis pour mesurer les profils de distribution de pression et l'impédance mécanique du système main-bras d'une population d'individus;
- 2) Définir les profils de distribution de pression statique d'une population d'individus sous différentes conditions impliquant des variations dans les forces de couplages, les postures de travail et différentes configurations de poignée;
- 3) Caractériser les fonctions de réponse biodynamique du système main-bras devant servir à l'élaboration des modèles en effectuant des mesures avec une population d'individus agrippant une poignée et en sélectionnant des conditions impliquant des variations dans les forces de couplages, les postures, les caractéristiques vibratoires et les configurations de poignée.

3. DÉVELOPPEMENT ET CARACTÉRISATION DES POIGNÉES INSTRUMENTÉES

Afin de caractériser l'impédance mécanique du système main-bras, des poignées instrumentées de forme cylindrique ayant des diamètres de 30, 40 et 50 mm ont été développées et fabriquées. Les poignées ont été instrumentées afin de permettre la mesure des forces statiques de préhension et de poussée, ainsi que l'impédance mécanique déterminée à partir de la force de poussée dynamique et de l'accélération mesurée sur la poignée. Par ailleurs, les poignées ont été conçues pour que leurs fréquences de résonances fondamentales respectives soient supérieures à 2000 Hz.

Chaque poignée est constituée de deux sections semi-circulaires en aluminium, reliées entre elles par deux capteurs de force Kistler 9212, permettant de mesurer la force de préhension. Un accéléromètre triaxial PCB SEN026 est rigidement fixé à l'une des deux sections de la poignée afin de mesurer l'accélération. La poignée est fixée sur un pot vibrant Unholtz-Dickie, ayant une capacité de force de 890 N, en utilisant un support en aluminium ainsi que deux capteurs de force Bruël & Kjær 8200 servant à mesurer les forces de poussée statique et dynamique. La Figure 3 illustre la poignée instrumentée ainsi que son support. De plus, un dessin technique représentant la poignée de 40 mm se trouve à l'annexe A.

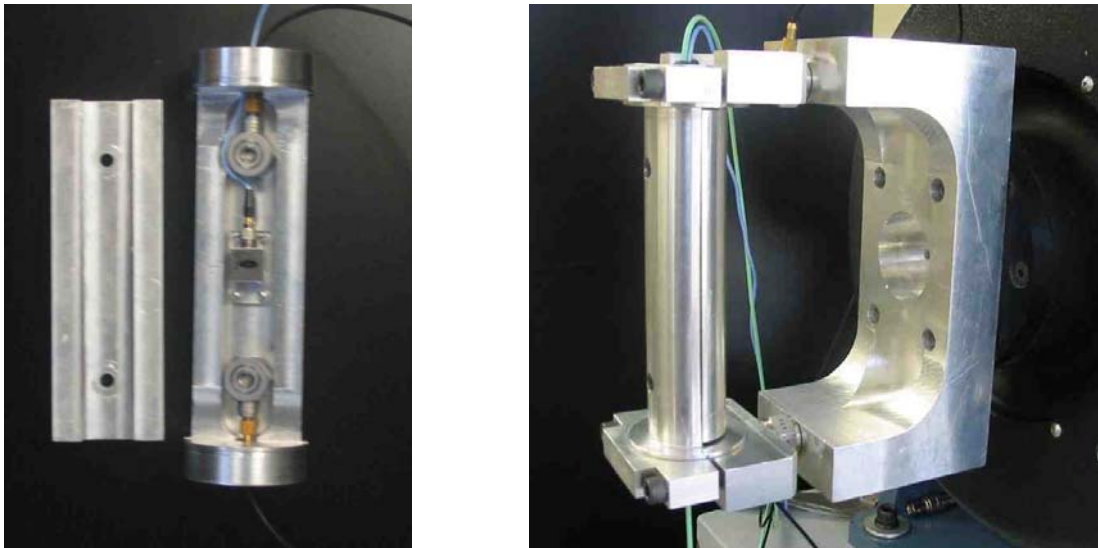


Figure 3. Poignée instrumentée

Afin de caractériser l'effet de la forme de la poignée sur l'impédance mécanique du système main-bras, des poignées elliptiques ont également été conçues en utilisant la poignée de 30 mm avec des ajouts rectangulaires dont l'épaisseur était fixée à 8, 16 et 24 mm, afin de simuler des poignées elliptiques de 30x38 mm, 30x46 mm et 30x54 mm, respectivement. La Figure 4 illustre l'ensemble des trois poignées cylindriques ainsi que les trois ajouts rectangulaires permettant de réaliser les poignées elliptiques.



**Figure 4. De gauche à droite : poignées cylindriques de 50 mm, 40 mm et 30 mm;
ajouts rectangulaires de 8 mm, 16 mm et 24 mm**

Par ailleurs, afin de valider le comportement dynamique de chacune des poignées, une petite masse de l'ordre de 20 grammes a été rigidement attachée à chacune des poignées et sa masse apparente mesurée. Les résultats de ces mesures apparaissent dans l'annexe B.

4. ÉVALUATION DE LA FORCE DE CONTACT

La force de contact est définie comme étant égale à la pression exercée à l'interface main-poignée, laquelle est intégrée sur toute la surface de contact de la main avec la poignée. Cette force est évaluée en utilisant un capteur de distribution de pression PLIANCE[®] de NOVEL, consistant en une matrice de 11 par 16 capteurs de pression, enroulée autour de chacune des poignées. Des photographies illustrant la matrice de distribution de pression à plat ainsi qu'enroulée autour d'une des poignées se trouvent dans la Figure 5.

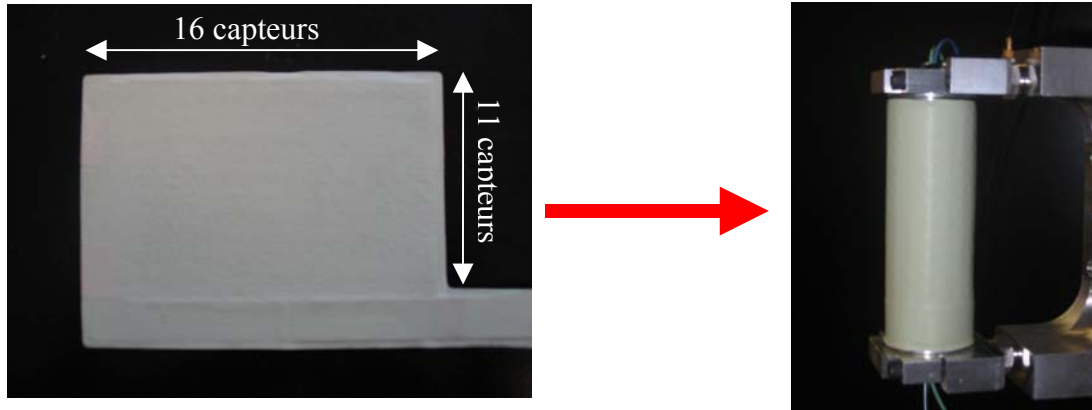


Figure 5. Système de mesure de distribution de pression PLIANCE[®] de NOVEL

La force de contact statique a été évaluée (sans vibrations, i.e. pot vibrant hors tension), en utilisant le système PLIANCE[®], 3 forces de préhension (10, 30 et 50 N) et 3 forces de poussée (25, 50 et 75 N) pour chacune des 6 poignées (3 cylindriques et 3 elliptiques) ainsi que pour chacun des 7 participants. Pour chaque essai, le participant devait maintenir les forces de préhension et de poussée égales aux valeurs indiquées. Un système de rétroaction, affichant au participant les forces de préhension et de poussée, permettait à celui-ci de maintenir constantes les forces appliquées. Après une période initiale d'ajustement, la force de contact était mesurée sur une période de 10 secondes. Les mesures ont été effectuées en utilisant la main droite, avec l'avant-bras à l'horizontale et le coude à 90°, le poignet étant en position neutre. Un schéma du système de mesure illustrant la posture des participants est présenté dans la Figure 6. Par ailleurs, afin d'éviter des problèmes de dérive, les capteurs de force étaient remis à zéro entre chacune des mesures. De plus, afin de s'assurer de la répétabilité des mesures, chaque essai a été répété jusqu'à ce que deux mesures similaires aient été obtenues. Tandis que les 16 rangées de la matrice de distribution de pression ont été utilisées pour la poignée de 50 mm, 2 rangées ainsi que 5 rangées de la matrice ont été masquées pour les poignées de 40 mm et 30 mm respectivement, afin d'éviter un chevauchement des capteurs. Pour les poignées elliptiques, 4 rangées de capteur ont été masquées pour la poignée 30x38 mm, 2 rangées ont été masquées pour la poignée 30x46 mm tandis que pour la poignée 30x54 mm, seulement 1 rangée a été masquée.

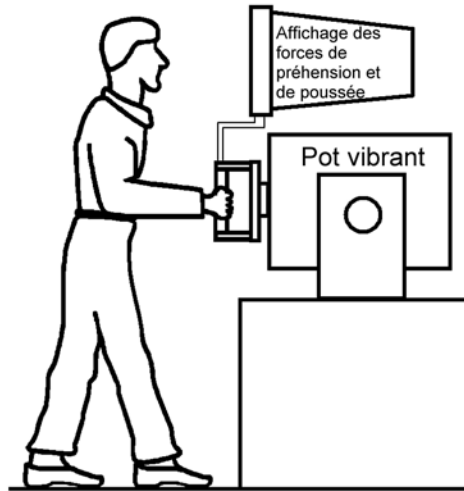


Figure 6. Schéma global du système de mesure

En assumant une relation linéaire entre la force de préhension F_g , la force de poussée F_p et la force de contact F_c , il est possible d'établir la relation suivante [41] :

$$F_c = \alpha + \beta F_g + \gamma F_p \quad (5)$$

Dans l'équation ci-dessus, le coefficient α est utilisé pour compenser la composante de la force de contact due à la présence du capteur de distribution de pression, tandis que β et γ sont des constantes de proportionnalité pour les forces de préhension et de poussée, respectivement. Les différentes constantes sont déterminées en effectuant une régression linéaire multiple sur les différentes forces mesurées. Par la suite, la composante de la force de contact causée par la présence du capteur de distribution de pression est enlevée en posant $\alpha = 0$. Les constantes ainsi obtenues, pour les trois poignées cylindriques et chacun des participants, apparaissent dans le Tableau 1. Ces résultats démontrent qu'en dépit d'une variation entre les participants, la constante de la force de poussée est proche de l'unité pour les trois poignées cylindriques, tandis que la constante de la force de préhension varie entre 2,69 et 3,40, diminuant avec une augmentation du diamètre de la poignée. Donc, en moyenne, il semble que la force de préhension contribue à la force de contact trois fois plus que la force de poussée. En effet, la force de poussée a une contribution directe à la force de contact, étant donné que celle-ci est appliquée par une petite surface de la main (base de la paume de la main) agissant en direction perpendiculaire à celle de la force. Quant à la force de préhension, la pression est appliquée de chaque côté de la poignée, apportant une contribution double à la force de contact, auquel il faut ajouter la composante perpendiculaire à l'axe de mesure de la force de préhension. Étant donné que la composante perpendiculaire n'est pas mesurée par les capteurs de force, la constante de la force de préhension β est donc plus élevée que la valeur théorique de 2,0. Par ailleurs, lorsque

le diamètre de la poignée augmente, la main du participant ne couvre plus autant la surface de la poignée, résultant en une contribution moindre de la force de préhension sur la force de contact.

Tableau 1. Poignées cylindriques : contributions des forces de préhension et de poussée à la force de contact

Participant	Poignée 30 mm		Poignée 40 mm		Poignée 50 mm	
	Constante β (préhension)	Constante γ (poussée)	Constante β (préhension)	Constante γ (poussée)	Constante β (préhension)	Constante γ (poussée)
A	3,47	0,88	2,71	1,08	2,62	1,05
B	3,88	1,20	2,98	0,90	2,80	0,96
C	3,54	1,03	3,13	1,17	2,85	1,16
D	3,10	0,95	2,35	1,10	2,59	1,12
E	3,38	0,92	2,74	1,02	2,55	1,05
F	3,24	0,87	3,09	0,88	2,84	0,90
G	3,17	0,92	2,76	0,83	2,55	0,94
Moyenne; écart-type	3,40 ; 0,26	0,97 ; 0,12	2,82 ; 0,27	1,00 ; 0,13	2,69 ; 0,14	1,03 ; 0,10

Tableau 2. Poignées cylindriques et elliptiques : sommaire des contributions des forces de préhension et de poussée à la force de contact

	Poignées cylindriques			Poignées elliptiques		
	30 mm	40 mm	50 mm	30x38 mm	30x46 mm	30x54 mm
Constante de préhension β (Moyenne; écart-type)	3,40; 0,26	2,82; 0,27	2,69; 0,14	3,12; 0,38	2,69; 0,32	2,40; 0,22
Constante de poussée γ (Moyenne; écart-type)	0,97; 0,12	1,00; 0,13	1,03; 0,10	1,29; 0,17	1,08; 0,09	0,90; 0,04

Par ailleurs, un sommaire des résultats obtenus pour les trois poignées cylindriques ainsi que pour les trois poignées elliptiques est présenté dans le Tableau 2. On note que les poignées elliptiques suivent la même tendance que les poignées circulaires, c'est-à-dire avec une constante de force de poussée γ près de 1,0 et une constante de force de préhension β se situant aux alentours de 3,0. Comme c'est le cas pour les poignées cylindriques, la constante β diminue avec une augmentation du périmètre de la poignée.

5. ÉVALUATION DE L'IMPÉDANCE MÉCANIQUE DU SYSTÈME MAIN-BRAS

La réponse biodynamique du système main-bras est généralement caractérisée en termes de l'impédance mécanique au point d'entrée (*driving-point mechanical impedance*). En se référant à la Figure 7 et considérant une force sinusoïdale F complexe (module et phase), appliquée au point p d'une structure S , l'impédance mécanique au point d'entrée est définie comme étant le rapport de la force à la vitesse sinusoïdale v résultante au point d'application de la force F et dans la même direction que celle-ci. Dans le domaine fréquentiel, l'impédance I est définie selon la relation suivante :

$$I(j\omega) = \frac{F(j\omega)}{v(j\omega)} \quad (6)$$

où ω est la fréquence angulaire et $j = \sqrt{-1}$. En pratique, une moyenne de plusieurs échantillons de signaux est réalisée afin de maximiser le rapport signal sur bruit. En conséquence, l'impédance mécanique est calculée selon la relation suivante :

$$I(j\omega) = \frac{G_{Fv}(j\omega)}{G_{vv}(j\omega)} \quad (7)$$

où G_{Fv} est le spectre croisé de la force et de la vitesse et G_{vv} est l'auto spectre de la vitesse.

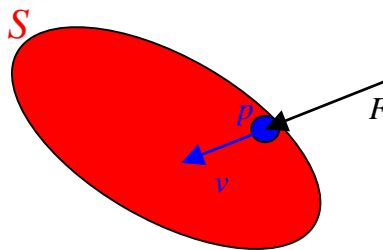


Figure 7. Définition de l'impédance mécanique au point d'entrée

5.1 Description du système de mesure

Un schéma de l'instrumentation utilisée pour mesurer l'impédance mécanique du système main-bras est présenté dans la Figure 8. Par ailleurs, un schéma global du système de mesure décrivant la posture des participants apparaît dans la Figure 6. Un système de rétroaction, composé de l'accéléromètre et du contrôleur, est utilisé pour compenser la réponse dynamique du système et fournir le spectre de l'accélération désirée sur la poignée. Par ailleurs, les signaux des deux capteurs de force de préhension sont additionnés (avec un connecteur BNC en « T » étant donné que les signaux sont sous forme de charge électrique) et il en est de même pour les signaux provenant des deux capteurs de force de poussée. Par la suite, le signal de la force de poussée ainsi que le signal de l'accélération de la poignée sont envoyés au système d'acquisition

multicanaux (analyseur *Pulse™* de *Bruël & Kjør*). Dans un premier temps, le signal de vitesse de la poignée est calculé en intégrant le signal d'accélération.

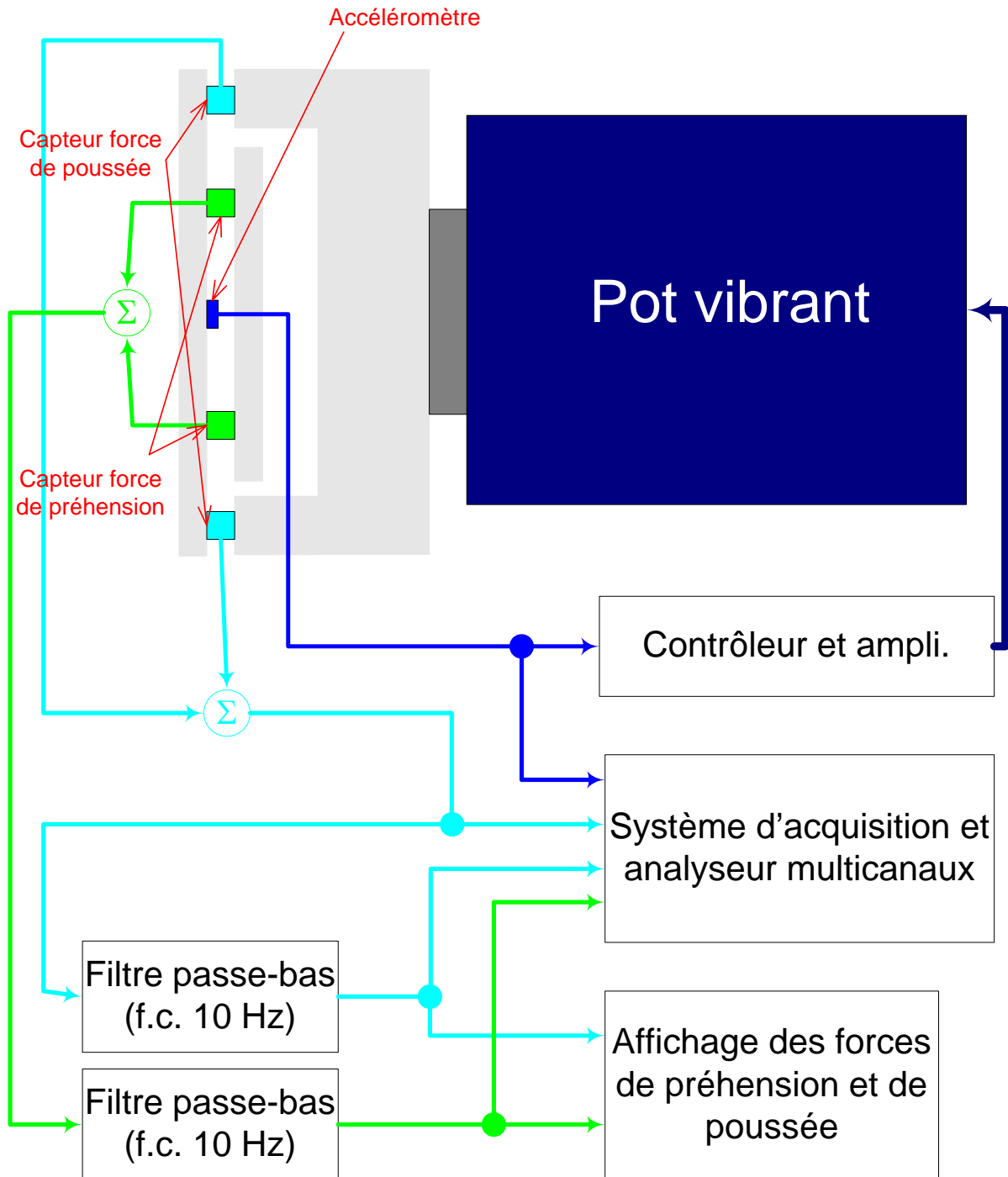


Figure 8. Schéma de la chaîne de mesure

Par la suite, l'impédance mécanique I du système main-bras est calculée en utilisant la formule suivante :

$$I(j\omega) = \left(\frac{G_{Fv}(j\omega)_C}{G_{vv}(j\omega)_C} \right) - \left(\frac{G_{Fv}(j\omega)_0}{G_{vv}(j\omega)_0} \right) \quad (8)$$

où $G_{Fv}(j\omega)$ est le spectre croisé de la force de poussée et de la vitesse, et $G_{vv}(j\omega)$ est l'auto spectre de la vitesse. L'indice C réfère à une mesure effectuée sur le système combinant la main et la poignée (mesure effectuée lorsque le participant tient la poignée) tandis que l'indice 0 réfère à une mesure effectuée sur la poignée à vide. Le participant doit maintenir les forces de poussée et de préhension statiques aux valeurs indiquées. Pour ce faire, les signaux des forces de poussée et de préhension sont filtrés à l'aide de filtres passe-bas (fréquence de coupure de 10 Hz) et sont ensuite affichés au participant à l'aide d'un écran LCD (voir Figure 8). Le participant doit maintenir la posture avec le coude à 90° , tel qu'illustré dans la Figure 6. Les mesures de l'impédance mécanique ont été effectuées dans la plage des fréquences entre 8 et 1000 Hz, sur une période d'échantillonnage de 7 secondes (moyenne de 25 échantillons avec un recouvrement de 75 %). De plus, afin d'assurer la répétabilité des mesures, chaque essai a été répété jusqu'à ce que deux mesures similaires aient été obtenues. L'intérêt de mesurer l'impédance mécanique du système main-bras est qu'elle permet d'évaluer l'énergie mécanique absorbée par le système main-bras. L'énergie absorbée est alors égale à la partie réelle de l'impédance mécanique multipliée par le carré de la vitesse efficace, cette dernière étant mesurée à l'interface main-poignée.

5.2 Variabilité interindividuelle

Les mesures de l'impédance mécanique ont été effectuées avec 7 participants, et les variations interindividuelles lorsque la force de préhension (F_g) est fixée à 30 N, la force de poussée (F_p) à 50 N et le niveau vibratoire global pondéré à $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$ sont présentées dans les figures 9, 10 et 11 pour les poignées de 30, 40 et 50 mm respectivement. Ces résultats suggèrent qu'en dépit d'importantes variations interindividuelles au niveau du module et de la phase de l'impédance mécanique du système main-bras, les données obtenues suivent une tendance bien définie. En effet, les modules mesurés avec les 7 participants et les 3 poignées cylindriques ont tous une réponse maximale dans la bande de fréquences de 30-40 Hz qui peut être attribuée à une résonance du système main-bras. Ce type de comportement, suggérant une résonance dans la bande de fréquences de 30-50 Hz, a été rapporté dans d'autres études [7], [22], [33], [42]-[43]. Le module de l'impédance mécanique tend à décroître ou à rester constant aux fréquences plus élevées et cette tendance semble plus prononcée pour les poignées de plus petites dimensions. Quoique cette tendance ait été observée dans quelques études [7], [33], d'autres études suggèrent plutôt un accroissement rapide du module avec la fréquence [14], [22], [44]-[45]. Même s'il n'existe pas, à notre connaissance, d'explications définitives de ces différentes tendances rapportées à plus hautes fréquences, il est suggéré que des différences dans la conception des poignées pourraient introduire des variations au niveau de la dynamique du système main-poignée et ces variations seraient plus importantes à des fréquences supérieures à 500 Hz.

La Figure 12 présente les coefficients de variations interindividuelles sur le module de l'impédance mécanique du système main-bras, tels que mesurés pour les 3 poignées cylindriques

(30, 40 et 50 mm), pour une force de préhension (F_g) de 30 N, une force de poussée (F_p) de 50 N et des niveaux vibratoires globaux pondérés de (a) $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$ et de (b) $a_{h,w} = 5,0 \text{ m/s}^2$. Les coefficients de variation pour les autres combinaisons de forces de poussée et de préhension montrent des tendances similaires. Les résultats montrent une variabilité maximale dans la plage des fréquences entre 30 et 100 Hz pour les 3 poignées et les deux niveaux vibratoires, avec un coefficient de variation maximum de 28 %.

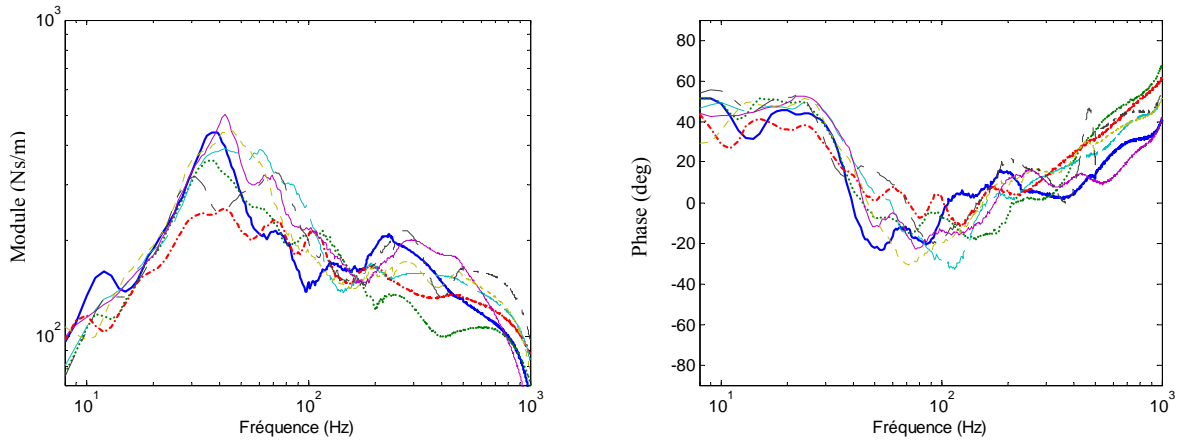


Figure 9. Impédance mécanique du système main-bras pour 7 participants : variabilité interindividuelle ($F_g = 30 \text{ N}$, $F_p = 50 \text{ N}$ et $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$), poignée de 30 mm

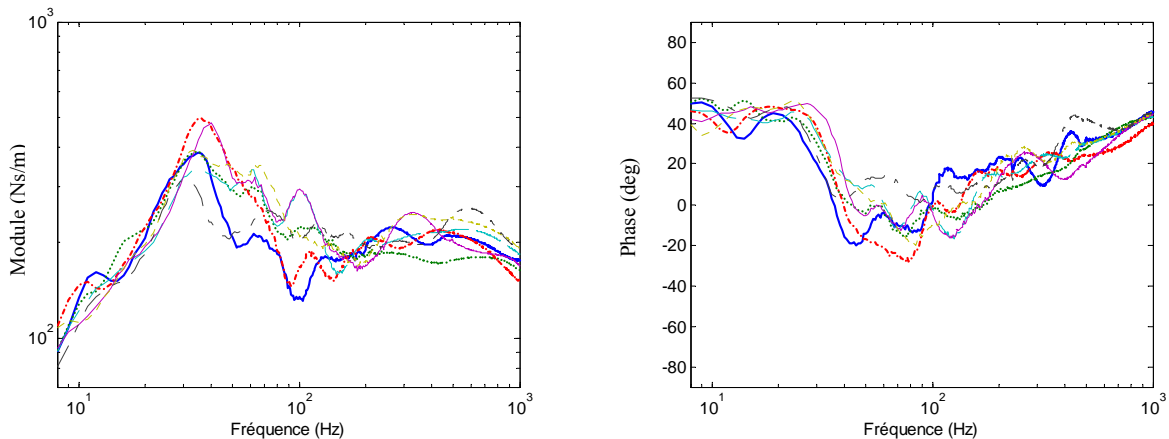


Figure 10. Impédance mécanique du système main-bras pour 7 participants : variabilité interindividuelle ($F_g = 30 \text{ N}$, $F_p = 50 \text{ N}$ et $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$), poignée de 40 mm

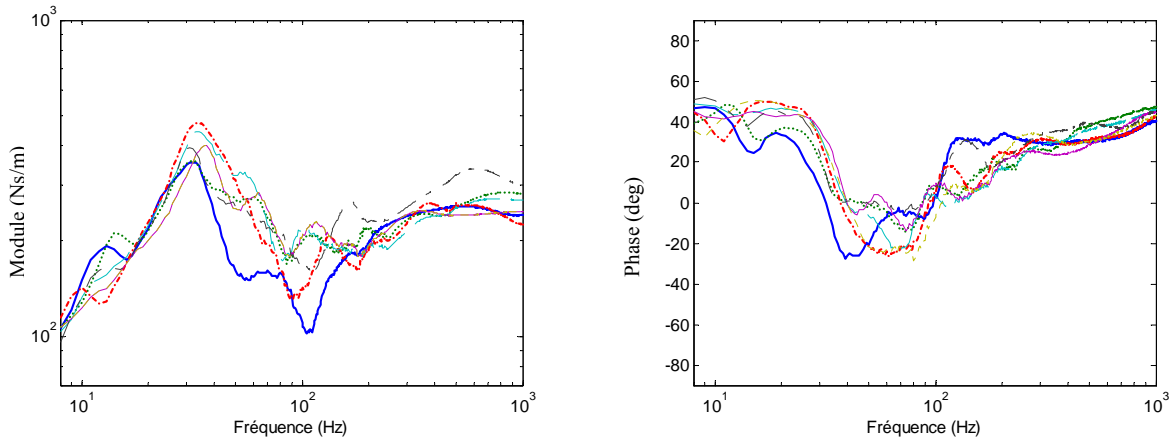


Figure 11. Impédance mécanique du système main-bras pour 7 participants : variabilité interindividuelle ($F_g = 30\text{ N}$, $F_p = 50\text{ N}$ et $a_{h,w} = 2,5\text{ m/s}^2$), poignée de 50 mm

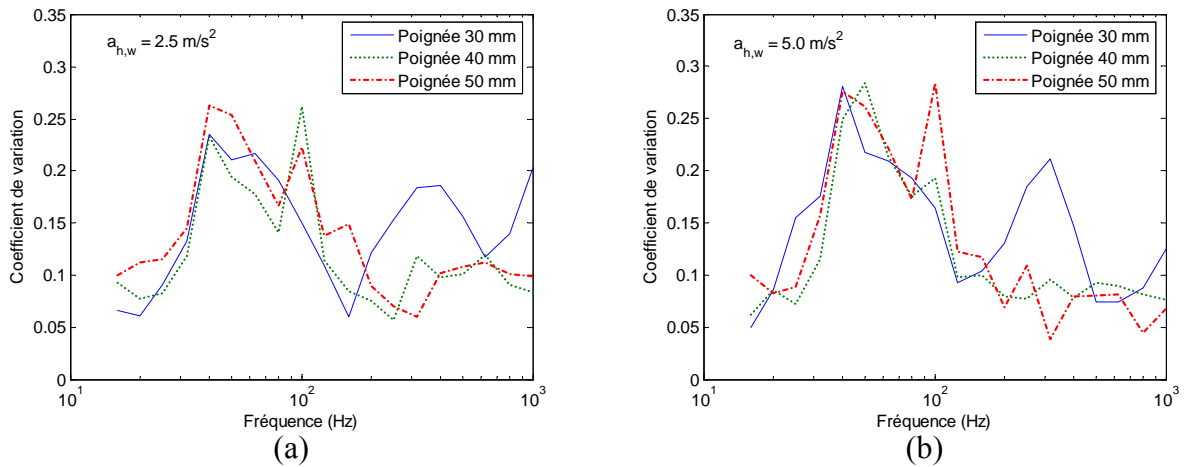


Figure 12. Coefficient de variation sur le module de l'impédance mécanique du système main-bras ($F_g = 30\text{ N}$, $F_p = 50\text{ N}$ et $a_{h,w} = 2,5\text{ m/s}^2$) : (a) $a_{h,w} = 2,5\text{ m/s}^2$; (b) $a_{h,w} = 5,0\text{ m/s}^2$

5.3 Influence du diamètre et de la forme de la poignée

L'influence du diamètre et de la forme de la poignée (circulaire versus elliptique) sur l'impédance mécanique du système main-bras a été évaluée en utilisant 3 poignées circulaires dont le diamètre était de 30, 40 et 50 mm ainsi que 3 poignées elliptiques de 30x38, 30x46 et 30x54 mm (voir Figure 4). L'impédance mécanique moyenne du système main-bras des 7 participants, mesurée avec les 3 poignées circulaires, pour une force de préhension de 30 N, une force de poussée de 50 N et un niveau vibratoire pondéré de $a_{h,w} = 2,5\text{ m/s}^2$ est présentée dans la Figure 13. Se trouvent également sur cette figure, les valeurs limites (inférieures et supérieures) ainsi que les valeurs moyennes de l'impédance mécanique du système main-bras telles que décrites dans la norme ISO 10068 [15]. Ces valeurs normalisées sont applicables pour

des poignées dont le diamètre varie entre 19 et 45 mm et pour des forces de préhension se situant entre 25 et 50 N et des forces de poussée inférieures ou égales à 50 N. Les résultats présentés dans la Figure 13 montrent que l'impédance mécanique du système main-bras varie considérablement avec le diamètre de la poignée. De plus, ces courbes de l'impédance mécanique se situent à l'intérieur des limites définies dans la norme ISO 10068, excepté dans deux bandes de fréquence : près de la fréquence de résonance du système main-bras pour le module et la phase, ainsi qu'au-dessus de 300 Hz pour la poignée de 30 mm, pour le module seulement. La forme de la courbe du module de l'impédance mécanique est également très différente de la valeur moyenne du module proposé dans la norme ISO 10068 à des fréquences inférieures à 100 Hz.

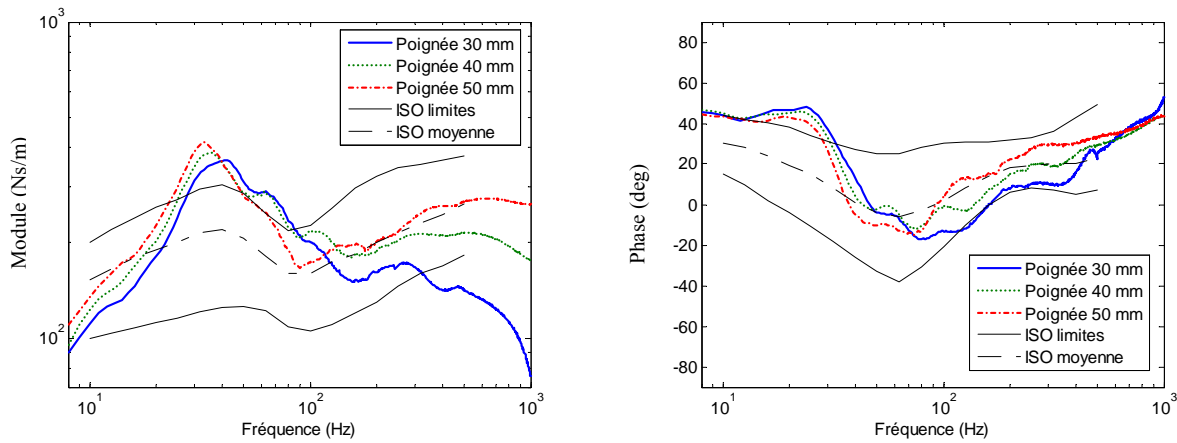


Figure 13. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence du diamètre de la poignée ($F_g = 30\text{ N}$, $F_p = 50\text{ N}$ et $a_{h,w} = 2,5\text{ m/s}^2$) et comparaison avec la norme ISO 10068

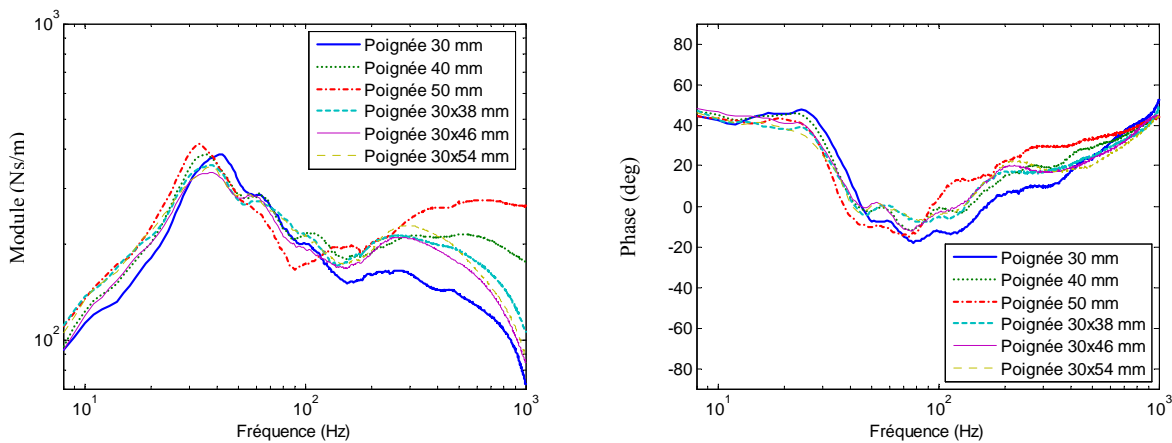


Figure 14. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence du diamètre et de la forme de la poignée ($F_g = 30\text{ N}$, $F_p = 50\text{ N}$ et $a_{h,w} = 2,5\text{ m/s}^2$)

L'impédance mécanique du système main-bras pour les 3 poignées cylindriques (30, 40 et 50 mm) ainsi que pour les 3 poignées elliptiques (30x38, 30x46 et 30x54 mm) est présentée dans la Figure 14. Le module de l'impédance mécanique des poignées elliptiques suit une tendance similaire à celle des poignées cylindriques de 40 et 50 mm jusqu'à 300 Hz, tandis qu'au-dessus de cette fréquence, les poignées elliptiques tendent à suivre la tendance de la poignée cylindrique de 30 mm. Ces résultats montrent que le diamètre ainsi que la forme de la poignée ont une influence importante sur l'impédance mécanique du système main-bras.

5.4 Influence des forces de couplage

Les contributions de la force de préhension ainsi que de la force de poussée sur l'impédance mécanique du système main-bras ont été évaluées en fonction du diamètre et de la forme de la poignée. L'impédance mécanique moyenne mesurée avec les 7 participants et les 3 poignées circulaires de 30, 40 et 50 mm pour le niveau vibratoire pondéré de $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$ est présentée dans les figures 14, 15 et 16 respectivement pour les 9 différentes combinaisons de force de préhension (10, 30 et 50 N) et de poussée (25, 50 et 75 N). Par ailleurs, la Figure 18 présente le module moyen de l'impédance mécanique du système main-bras des 7 participants pour le niveau vibratoire pondéré de $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$ et pour les poignées elliptiques de (a) 30x38 mm, (b) 30x46 mm et (c) 30x54 mm, en fonction des 9 combinaisons de force de préhension et de poussée. La combinaison de la force de préhension « XX » et de la force de poussée « YY » est indiquée par « XXg YYp » sur l'ensemble des figures.

De façon générale, au-dessus de 20 Hz, le module de l'impédance mécanique augmente à la fois avec la force de préhension et la force de poussée, et l'effet est plus prononcé près de la fréquence de résonance du système main-bras (30-40 Hz). Par ailleurs, le module maximum, obtenu à la fréquence de résonance, tend à être beaucoup plus élevé pour les combinaisons de force de poussée et de préhension les plus élevées. Pour les poignées cylindriques de 40 et 50 mm, la valeur maximale du module de l'impédance mécanique est deux fois plus élevée sous la combinaison des forces de préhension et de poussée la plus élevée (« 50g 75p »), comparativement à celle obtenue pour la combinaison la moins élevée (« 10g 25p »). Ces résultats suggèrent que les forces de couplage exercées par la main sur la poignée ont une influence considérable sur la réponse biodynamique du système main-bras.

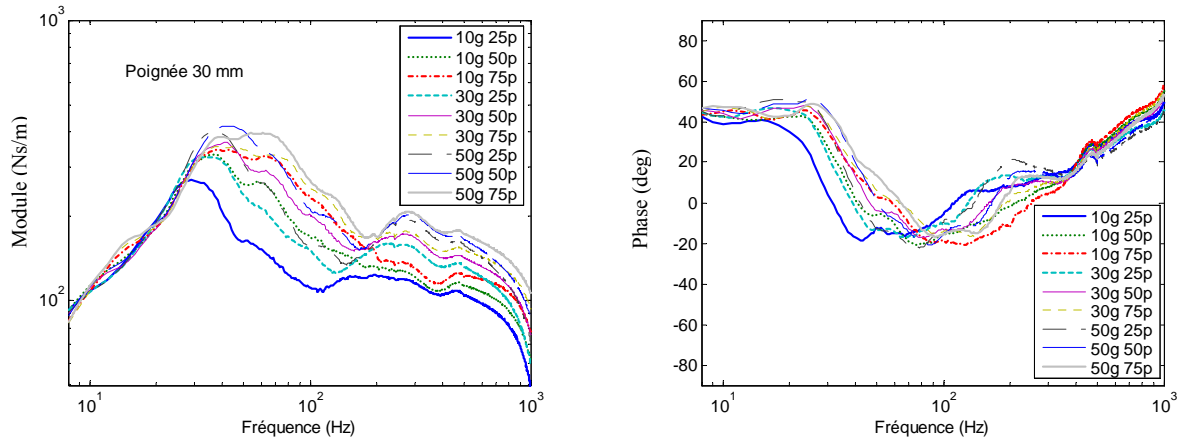


Figure 15. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence des forces de couplage (poignée cylindrique de 30 mm et $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$)

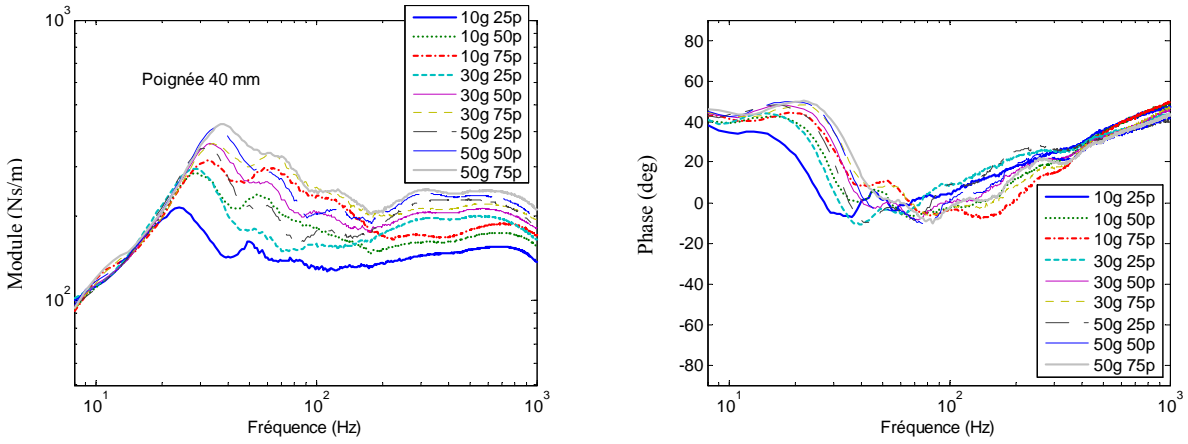


Figure 16. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence des forces de couplage (poignée cylindrique de 40 mm et $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$)

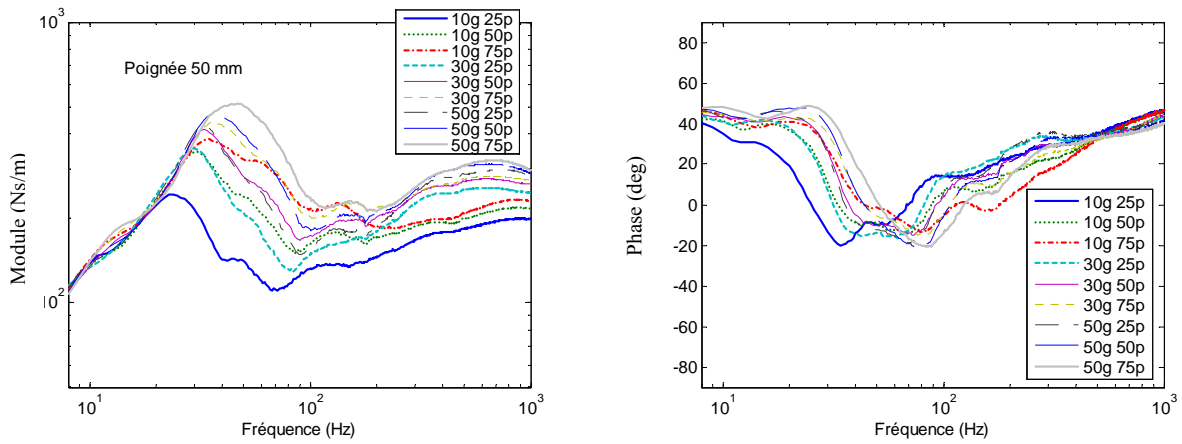


Figure 17. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence des forces de couplage (poignée cylindrique de 50 mm et $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$)

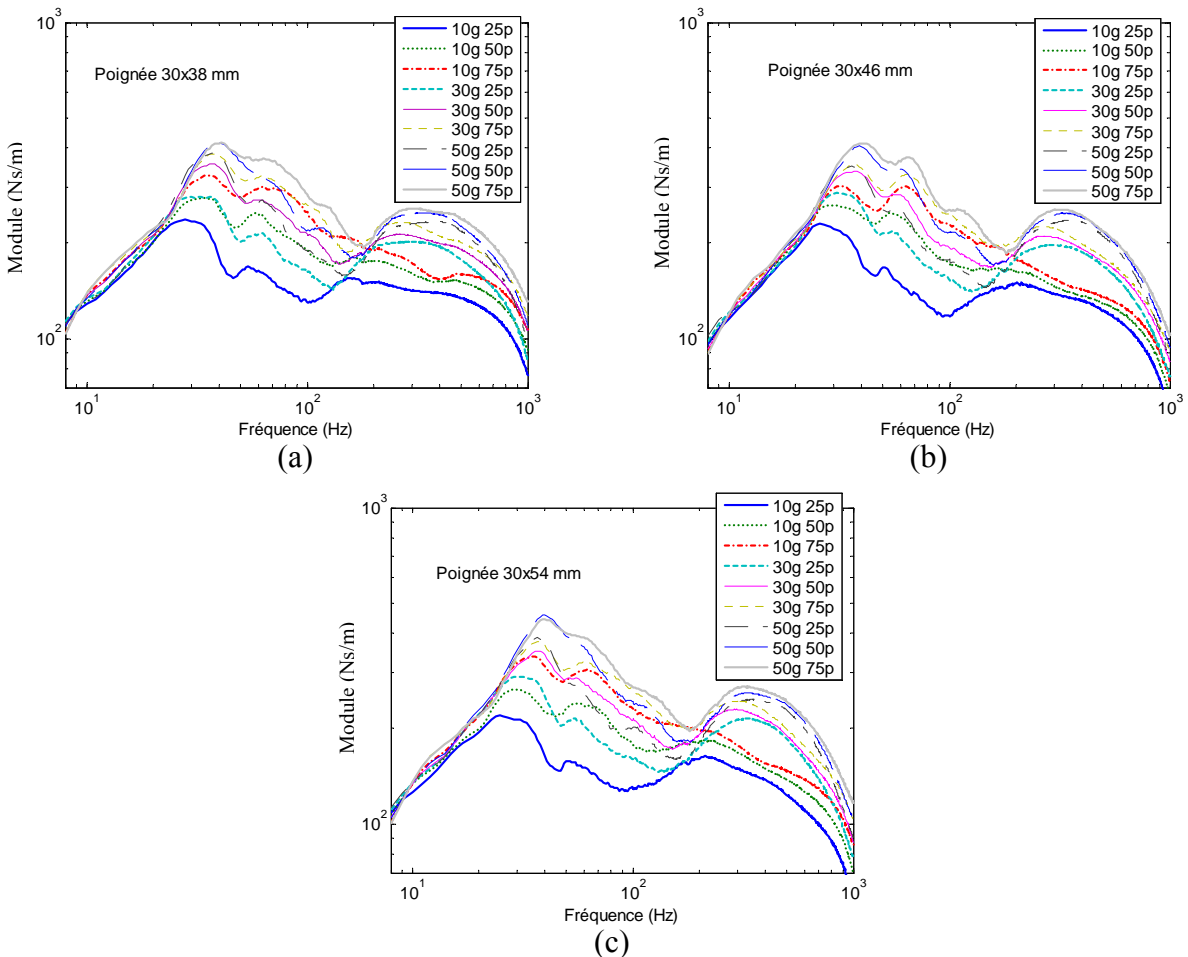


Figure 18. Valeurs moyennes du module de l'impédance mécanique du système main-bras : influence des forces de couplage (poignées elliptiques et $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$); (a) Poignée 30x38 mm; (b) Poignée 30x46 mm; (c) Poignée 30x54 mm

5.4.1 Influence de la force de préhension

L'influence de la force de préhension, sur l'impédance mécanique moyenne du système main-bras des 7 participants, est illustrée dans la Figure 19 pour une force de poussée de 50 N, une poignée cylindrique de 40 mm et un niveau vibratoire pondéré de $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$. L'augmentation du module de l'impédance mécanique avec l'augmentation de la force de préhension est clairement évidente entre 25 et 80 Hz ainsi qu'au-dessus de 200 Hz. Cette tendance a aussi été observée avec les autres poignées à l'étude. Les résultats suggèrent également une légère augmentation de la fréquence de résonance du système main-bras avec l'augmentation de la force de préhension, suggérant que la rigidité du système main-bras augmente pour une force de préhension plus élevée. Par ailleurs, l'effet de la force de préhension sur la phase de l'impédance mécanique semble peu important.

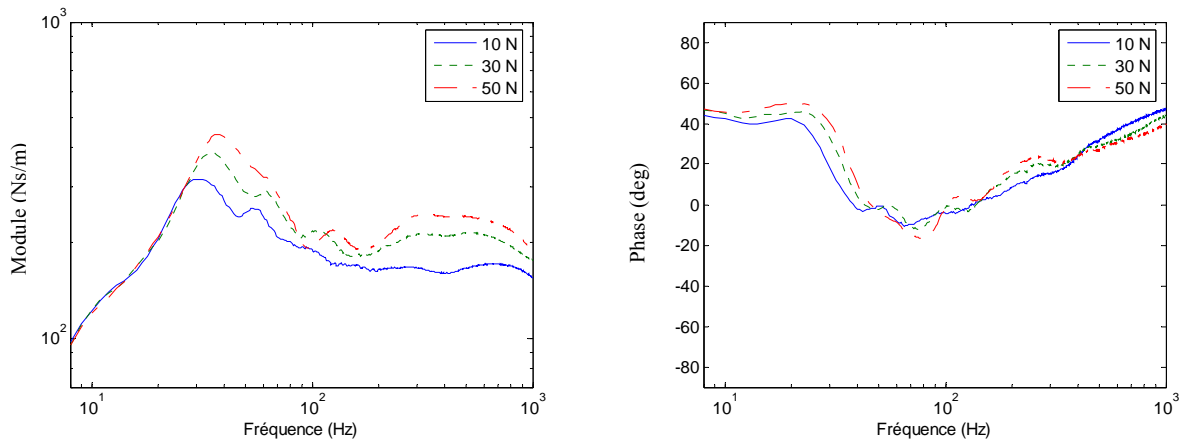


Figure 19. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de la force de préhension (poignée cylindrique de 40 mm, $F_p = 50 \text{ N}$ et $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$)

5.4.2 Influence de la force de poussée

L'influence de la force de poussée sur l'impédance mécanique moyenne du système main-bras des 7 participants est illustrée dans la Figure 20 lorsque la force de préhension est de 30 N, la poignée cylindrique de 40 mm et le niveau vibratoire pondéré de $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$. Une augmentation de la force de poussée procure une augmentation du module de l'impédance mécanique du système main-bras de façon considérable entre 30 et 200 Hz. Cet effet est beaucoup moins prononcé au-dessus de 200 Hz. Cette tendance a aussi été observée avec les autres poignées à l'étude. Par ailleurs, l'effet de la force de poussée sur la phase de l'impédance mécanique semble être minime, quoique l'effet semble plus prononcé que dans le cas de la force de préhension.

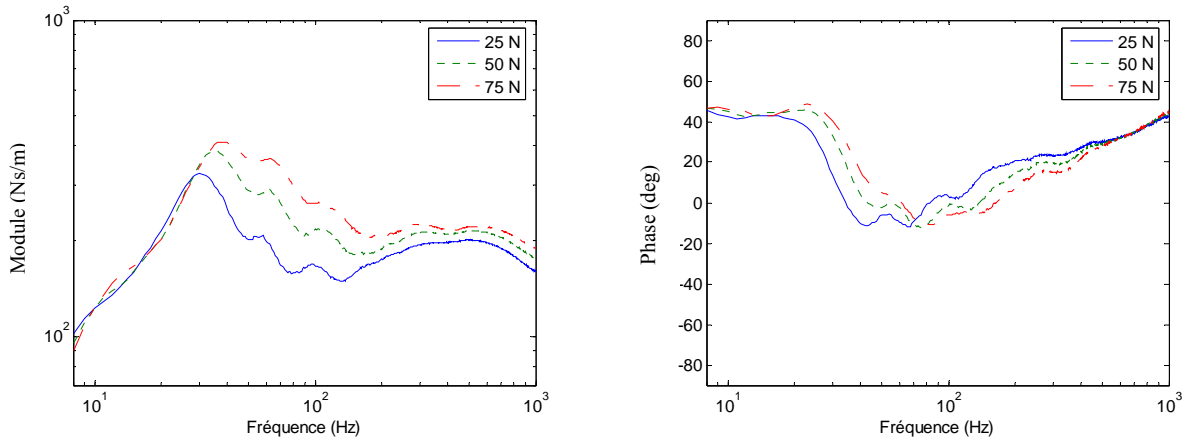


Figure 20. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de la force de poussée (poignée cylindrique de 40 mm, $F_g = 30$ N et $a_{h,w} = 2,5$ m/s²)

5.5 Influence de l'amplitude des vibrations

L'influence de l'amplitude des vibrations sur l'impédance mécanique moyenne des 7 participants, pour la force de préhension de 30 N et la force de poussée de 50 N et les 2 amplitudes vibratoires ($a_{h,w} = 2,5$ m/s² et $a_{h,w} = 5,0$ m/s²) est illustrée dans les figures 21, 22 et 23 pour les poignées cylindriques de 30 mm, 40 mm et 50 mm, respectivement. Les résultats montrent un effet relativement minime de l'amplitude vibratoire sur le module de l'impédance mécanique et un effet négligeable sur la phase. L'influence sur le module devient négligeable au-dessus de 100 Hz, plus particulièrement pour les poignées de 40 et 50 mm. Ces effets suggèrent que l'impédance mécanique du système main-bras varie de façon non linéaire avec l'amplitude vibratoire, même si cet effet est relativement petit.

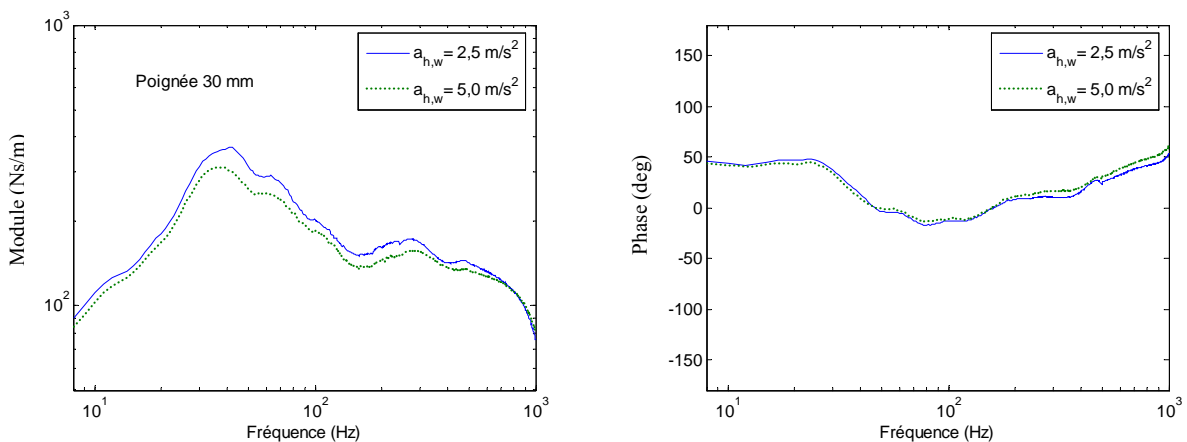


Figure 21. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de l'amplitude de vibration (poignée cylindrique de 30 mm, $F_g = 30$ N et $F_p = 50$ N)

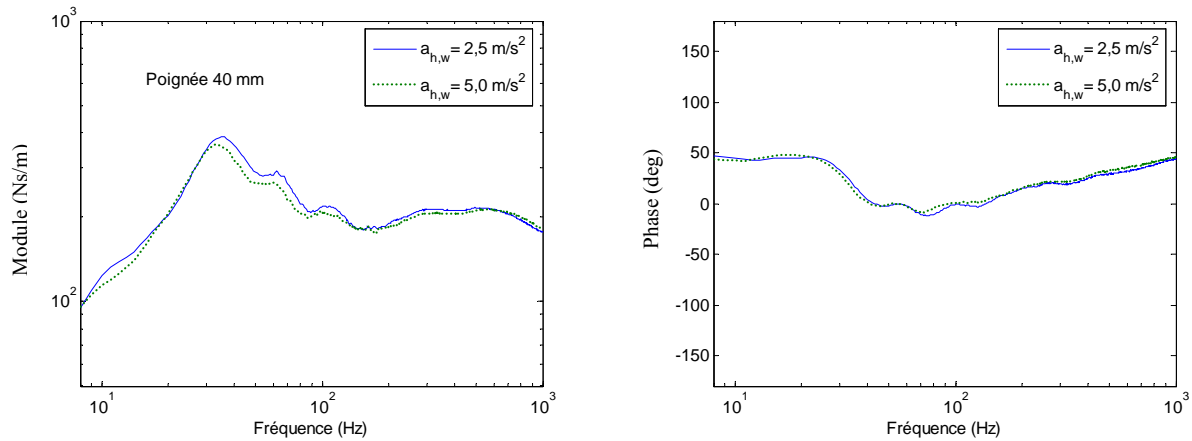


Figure 22. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de l'amplitude de vibration (poignée cylindrique de 40 mm, $F_g = 30$ N et $F_p = 50$ N)

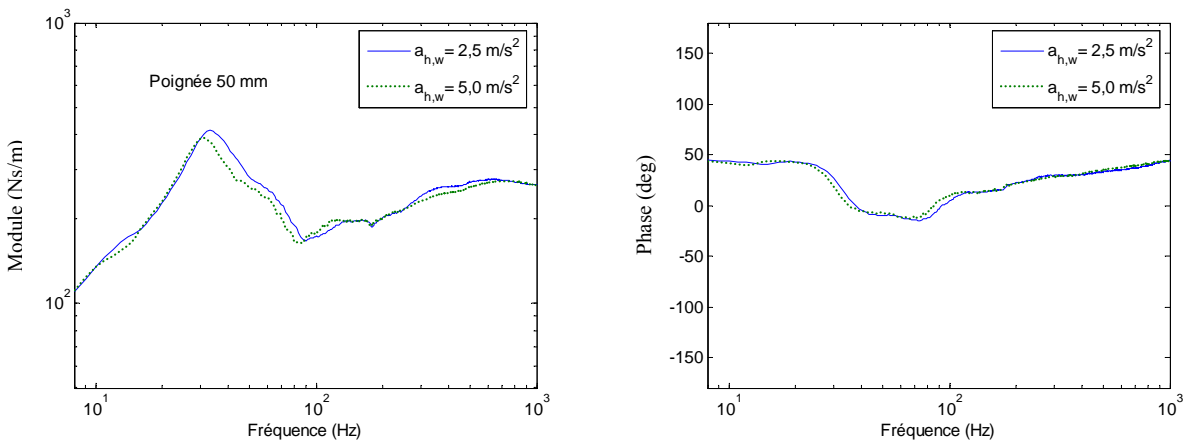


Figure 23. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de l'amplitude de vibration (poignée cylindrique de 50 mm, $F_g = 30$ N et $F_p = 50$ N)

Par ailleurs, une analyse de la signification statistique de l'influence des différents paramètres considérés dans cette étude (amplitude de vibration, diamètre de la poignée, forces de poussée et de préhension) sur le module de l'impédance mécanique du système main-bras, selon l'axe z_h , est rapportée dans un article de Marcotte et coll. [41] (analyse multifactorielle ANOVA, avec une valeur de p plus petite que 0,05 pour avoir un effet statistiquement significatif). De plus, une analyse statistique de l'influence de ces différents paramètres sur l'absorption de l'énergie vibratoire par le système main-bras est rapportée dans un article d'Aldien et coll. [46]. L'analyse de la signification statistique des différents paramètres, sur le module de l'impédance mécanique, a été effectuée à des fréquences discrètes de 8, 16, 20, 25, 40, 63, 100, 160, 250, 400, 630, 800 et

1000 Hz. Ces résultats démontrent que l'amplitude vibratoire a un effet statistiquement significatif sur le module de l'impédance mécanique pour les fréquences discrètes de 16, 40, 63, 250 et 400 Hz, tandis que le diamètre de la poignée a un effet statistiquement significatif pour toutes les fréquences discrètes considérées, sauf celles de 40 et 63 Hz. Par ailleurs, la force de préhension a un effet statistiquement significatif pour toutes les fréquences discrètes considérées, excepté aux fréquences de 8, 16 et 20 Hz. Finalement, la force de poussée a un effet statistiquement significatif pour toutes les fréquences discrètes considérées, sauf celles de 16 et 25 Hz.

5.6 Influence de la posture

L'influence de la posture a été évaluée selon les deux principaux axes biodynamiques du système main-bras : l'axe x_h et l'axe z_h (voir Figure 1). Les données se rapportant à l'axe z_h seront présentées en premier, suivies de celles se rapportant à l'axe x_h . Pour chacun des deux axes, deux postures ont été investiguées : avant-bras fléchi (coude formant un angle de 90°) et avant-bras en extension (coude formant un angle de 180°).

5.6.1 Axe de vibration z_h

Les deux postures testées, selon l'axe biodynamique z_h , sont illustrées dans la Figure 24. La posture *P1* représente le coude fléchi à 90° , tandis que la posture *P2* représente le bras en extension, avec le coude à 180° . La Figure 25 présente l'impédance mécanique moyenne du système main-bras des 7 participants sur une poignée de 40 mm, pour les deux postures *P1* et *P2*, une force de préhension de 30 N, une force de poussée de 50 N, et une amplitude vibratoire $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$. Une analyse de la signification statistique de l'influence des différents paramètres considérés dans cette étude (amplitude de vibration, diamètre de la poignée, forces de poussée et de préhension) sur le module de l'impédance mécanique du système main-bras, selon l'axe z_h , et pour les deux postures considérées est présentée dans un article d'Aldien et coll. [47] (analyse multifactorielle ANOVA, avec une valeur de p plus petite que 0,05 pour avoir un effet statistiquement significatif). L'analyse de la signification statistique des différents paramètres a été effectuée à des fréquences discrètes de 8, 16, 25, 40, 63, 100, 160, 250, 400, 630, 800 et 1000 Hz, pour les deux postures considérées *P1* et *P2*. Ces résultats démontrent que l'amplitude des vibrations a un effet statistiquement significatif aux fréquences discrètes de 40, 63, 250 et 400 Hz pour les deux postures *P1* et *P2*, et aux fréquences discrètes de 8, 25 et 160 Hz pour la posture *P2* seulement. Par ailleurs, le diamètre de la poignée a un effet statistiquement significatif à toutes les fréquences discrètes considérées, à l'exception de 40, 63 et 100 Hz pour la posture *P1* et 250 Hz pour la posture *P2*. La force de préhension a un effet statistiquement significatif pour les deux postures *P1* et *P2* à toutes les fréquences discrètes considérées, excepté aux fréquences discrètes de 8 et 16 Hz, pour la posture *P1*. Finalement, la force de poussée a un effet statistiquement significatif pour les deux postures *P1* et *P2* à toutes les fréquences discrètes considérées, excepté aux fréquences discrètes de 16 et 25 Hz, pour la posture *P1*.

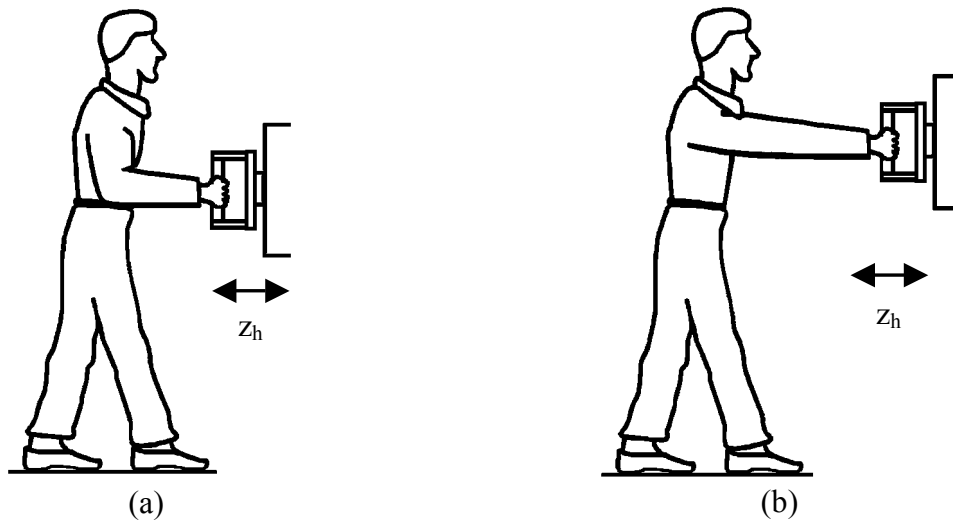


Figure 24. Schéma des postures selon l'axe z_h : (a) Coude à 90° (posture $P1$); (b) Coude à 180° (posture $P2$)

La Figure 25 montre que la posture $P2$ mène à une impédance mécanique beaucoup plus élevée en basses fréquences (< 30 Hz) par rapport à la posture $P1$. À très basses fréquences (8-12 Hz), cette posture ($P2$) engendre un comportement dynamique de type amortisseur, ce qui est évident en notant que la phase est près de zéro. Cependant, entre 30 et 150 Hz, la posture $P1$ procure un module de l'impédance mécanique plus élevé par rapport à la posture $P2$, alors qu'au-dessus de 150 Hz, c'est la posture $P2$ qui mène à un module plus grand. Pour cette combinaison particulière de forces de couplage, la résonance du système main-bras se trouve à environ 20 Hz pour la posture $P2$, tandis qu'elle se trouve à environ 33 Hz pour la posture $P1$. Ce fait suggère que l'extension du bras à 180° augmente la masse apparente du système main-bras, ce qui a comme effet de diminuer sa fréquence de résonance.

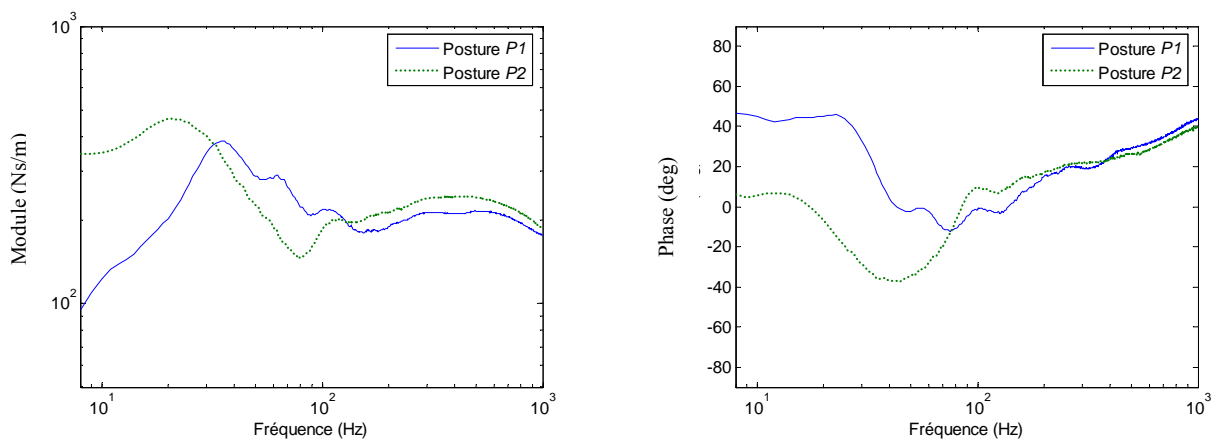


Figure 25. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de la posture (poignée cylindrique de 40 mm, $F_g = 30$ N, $F_p = 50$ N et $a_{h,w} = 2,5$ m/s²)

Cette augmentation de l'impédance mécanique en basses fréquences, couplée à une phase presque nulle (maximisation de l'énergie absorbée), contribue à augmenter de façon importante l'absorption d'énergie par le système main-bras en dessous de 30 Hz pour la posture *P2*. Ce fait a été validé par les participants, qui ont ressenti des amplitudes vibratoires basses fréquences plus élevées au niveau du haut du corps, ainsi qu'au niveau du cou et de la tête pour la posture *P2*, comparativement à la posture *P1*. Par ailleurs, on note qu'au-dessus de 100 Hz, l'effet de la posture sur l'impédance mécanique est beaucoup moins prononcé qu'en basses fréquences.

L'influence de la posture, sur l'impédance mécanique moyenne du système main-bras des 7 participants est illustrée dans la Figure 26 en fonction du diamètre de la poignée lorsque la force de préhension est de 30 N, la force de poussée de 50 N et l'amplitude vibratoire de $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$. En basses fréquences, le module de l'impédance mécanique augmente avec l'augmentation du diamètre de la poignée pour la posture *P1*, tandis que l'effet contraire est constaté pour la posture *P2*. Par ailleurs, au-dessus de 200 Hz, l'effet de la posture sur l'impédance mécanique s'atténue et une réponse biodynamique similaire, en fonction du diamètre de la poignée est obtenue pour les deux postures.

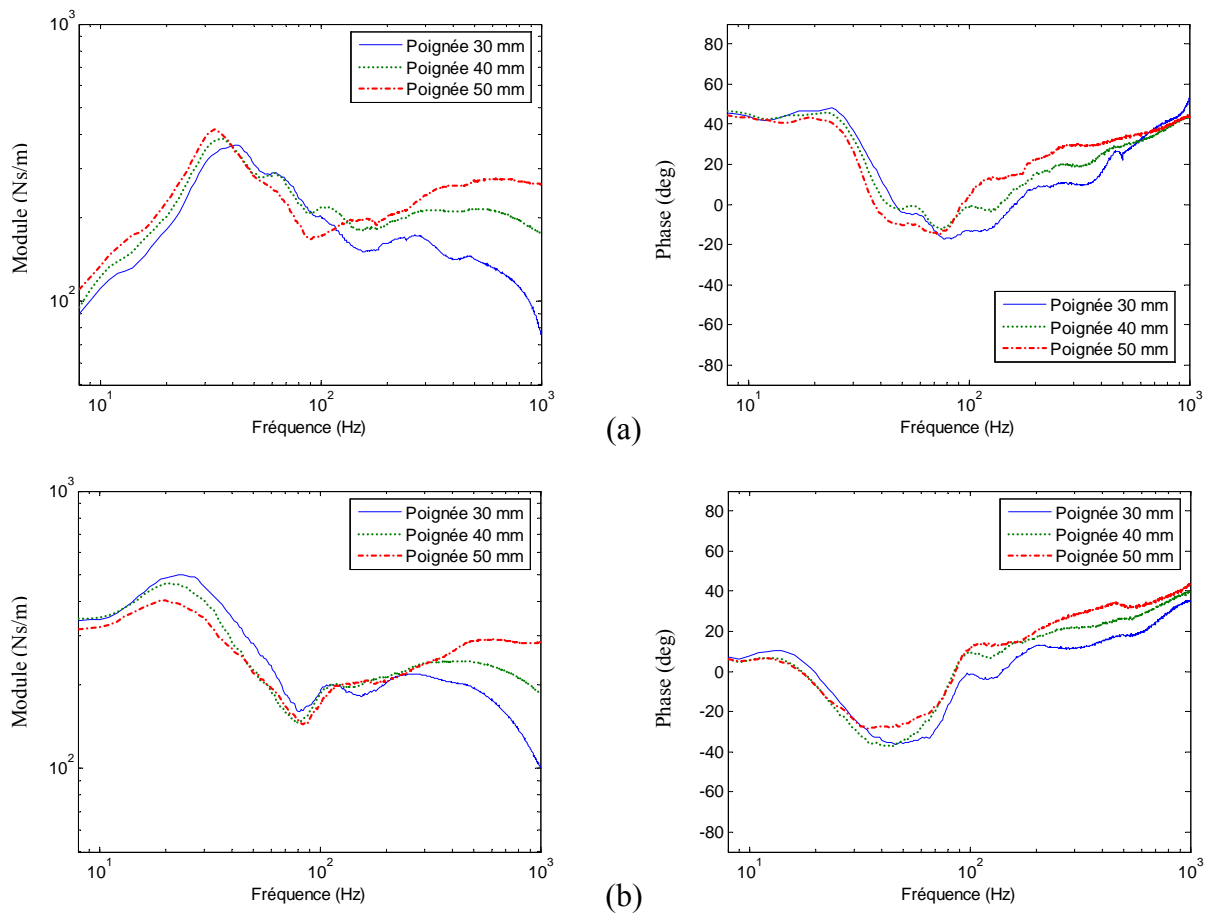


Figure 26. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de la posture et du diamètre de la poignée, ($F_g = 30 \text{ N}$, $F_p = 50 \text{ N}$ et $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$); (a) Posture *P1*; (b) Posture *P2*

La variation du module de l'impédance mécanique moyenne des 7 participants est illustrée dans la Figure 27, en fonction de la force de poussée pour les deux postures, lorsque la force de préhension est de 30 N, le diamètre de la poignée de 40 mm et l'amplitude vibratoire de $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$. Quoique l'effet de la force de poussée semble négligeable pour la posture *P1* en basses fréquences ($< 30 \text{ Hz}$), la force de poussée semble influencer de façon notable le module de l'impédance mécanique en basses fréquences pour la posture *P2*. Par ailleurs, pour les deux postures, l'augmentation de la force de poussée conduit à une légère augmentation de la fréquence de résonance du système main-bras, ce qui suggère une augmentation de la rigidité du système main-bras pour l'application de forces de poussée plus élevées. Au-dessus de 200 Hz, l'effet de la force de poussée sur le module de l'impédance mécanique devient négligeable pour les deux postures.

L'influence de la force de préhension, sur le module de l'impédance mécanique moyenne des 7 participants, est illustrée dans la Figure 28 lorsque la force de poussée est de 50 N, le diamètre de la poignée de 40 mm et l'amplitude vibratoire de $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$. Tandis que l'effet de la force de préhension est négligeable en dessous de 30 Hz pour la posture *P1*, l'augmentation de la force de préhension se traduit par une légère augmentation du module de l'impédance mécanique en basses fréquences pour la posture *P2*.

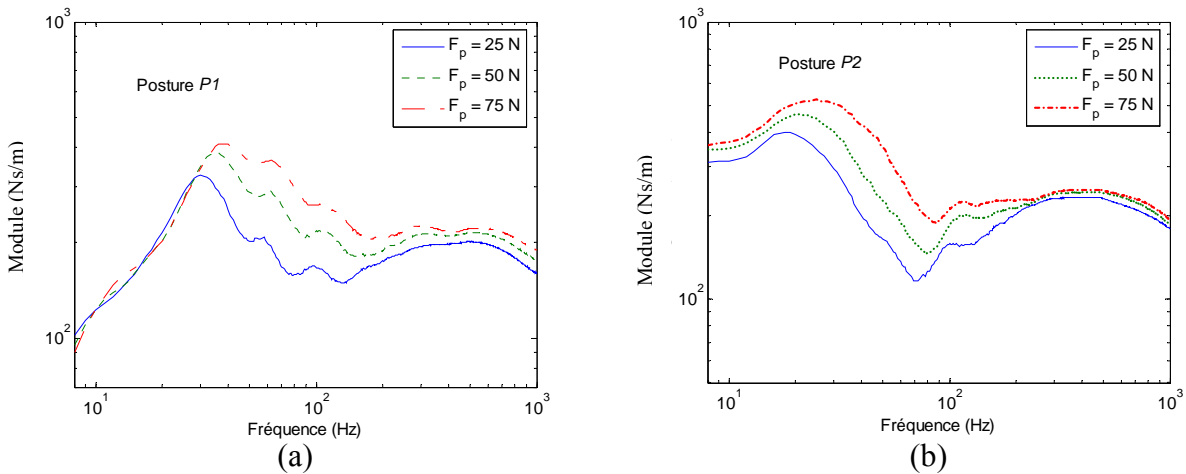


Figure 27. Module de l'impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de la posture et de la force de poussée, (poignée 40 mm, $F_g = 30 \text{ N}$ et $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$); (a) Posture *P1*; (b) Posture *P2*

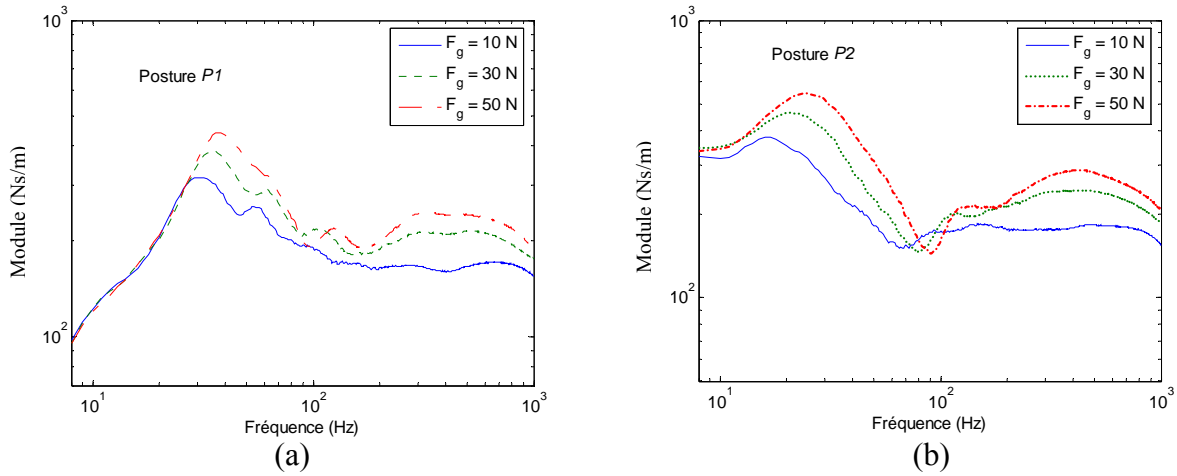


Figure 28. Module de l'impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de la posture et de la force de préhension, (poignée 40 mm, $F_p = 50$ N et $a_{h,w} = 2,5$ m/s²); (a) Posture P1; (b) Posture P2

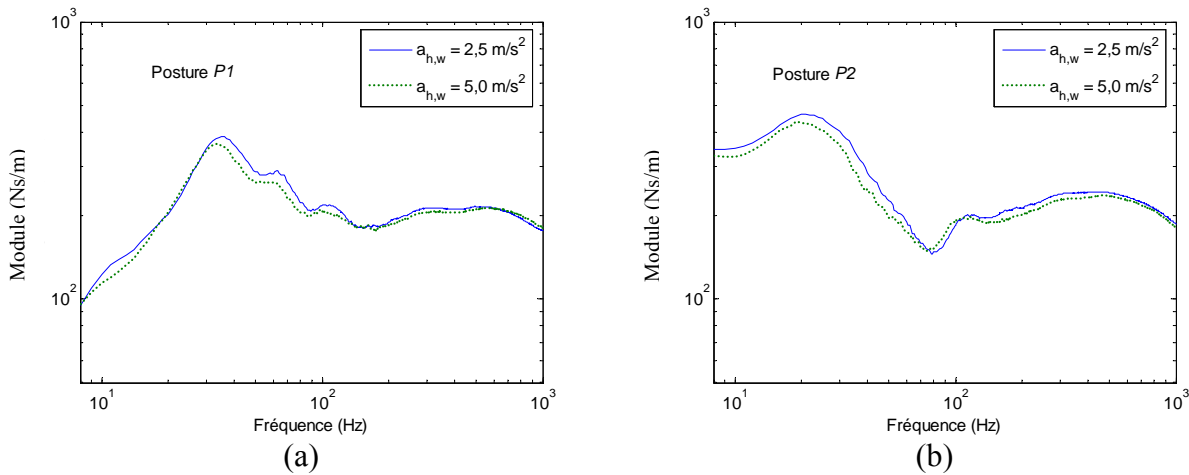


Figure 29. Module de l'impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de la posture et de l'amplitude de vibration, (poignée 40 mm, $F_g = 30$ N et $F_p = 50$ N); (a) Posture P1; (b) Posture P2

Par ailleurs, pour les fréquences plus élevées, l'augmentation de la force de préhension engendre une augmentation significative du module de l'impédance mécanique, et ce, de façon similaire pour les deux postures. De plus, pour les deux postures, une force de préhension plus élevée procure une augmentation de la fréquence de résonance du système main-bras, ce qui signifie une augmentation de la rigidité du système.

L'influence de l'amplitude vibratoire sur le module de l'impédance mécanique moyenne des 7 participants est illustrée dans la Figure 29, en fonction des deux postures P1 et P2 pour une

force de préhension de 30 N, une force de poussée de 50 N et une poignée dont le diamètre est de 40 mm. Les résultats montrent un effet peu prononcé de l'amplitude vibratoire sur le module de l'impédance mécanique. L'effet devient négligeable au-dessus de 100 Hz, peu importe la posture considérée. Ces effets suggèrent que l'impédance mécanique du système main-bras varie de façon non linéaire avec l'amplitude vibratoire, même si cet effet est relativement petit.

5.6.2 Axe de vibration x_h

Les deux postures testées, selon l'axe biodynamique x_h , sont illustrées dans la Figure 30. La posture *P1* représente le coude fléchi à 90°, tandis que la posture *P2* représente le bras en extension, avec le coude à 180°. La Figure 31 présente l'impédance mécanique moyenne du système main-bras des 7 participants, pour les deux postures *P1* et *P2*, lorsque la force de préhension est de 30 N, la force de poussée de 50 N et l'amplitude vibratoire de $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$. Une analyse de la signification statistique de l'influence des différents paramètres considérés dans cette étude (amplitude de vibration, posture, diamètre de la poignée, forces de poussée et de préhension) sur le module l'impédance mécanique du système main-bras en direction x_h , est donnée dans un article d'Aldien et coll. [48] (analyse multifactorielle ANOVA, avec une valeur de p plus petite que 0,05 pour avoir un effet statistiquement significatif). L'analyse de la signification statistique des différents paramètres a été effectuée à des fréquences discrètes de 10, 25, 32, 40, 63, 80, 100, 160, 200, 400, 500, 630, 800 et 1000 Hz. Ces résultats démontrent que la force de préhension a un effet statistiquement significatif à toutes les fréquences discrètes considérées. Quant à la force de poussée, elle a un effet statistiquement significatif à toutes les fréquences considérées, sauf à 32, 630, 800 et 1000 Hz. Le diamètre de la poignée a également un effet statistiquement significatif à toutes les fréquences discrètes considérées, sauf à 32 Hz. Par ailleurs, l'amplitude vibratoire a un effet statistiquement significatif aux fréquences discrètes de 63, 160 et 200 Hz seulement. Finalement, la posture a un effet statistiquement significatif aux fréquences discrètes de 10, 25, 32, 200, 400, 500, 630 et 1000 Hz.

La Figure 31 montre que l'influence de la posture sur l'impédance mécanique du système main-bras est négligeable au-dessus de 30 Hz. Cependant, la posture impliquant le bras en extension (posture *P2*) produit un module plus élevé en dessous de 15 Hz, tout en étant légèrement moins élevé par rapport à la posture *P1* entre 15 et 30 Hz. Par ailleurs, la phase est moins élevée pour la posture *P2* en dessous de 30 Hz, ce qui résulte globalement en une plus grande absorption d'énergie pour la posture *P2* en basses fréquences (l'énergie absorbée est proportionnelle au module de l'impédance mécanique multiplié par le cosinus de l'angle de phase). Cependant, l'effet de la posture sur l'impédance mécanique du système main-bras selon l'axe x_h est beaucoup moins prononcé que selon l'axe z_h (voir Figure 25) et cet effet est plus limité aux basses fréquences (en dessous de 30 Hz). Cette différence reliée aux axes de vibration est surtout attribuable à la direction des forces de couplages (forces de préhension et de poussée) qui s'exercent dans la même direction que les vibrations pour l'axe z_h , mais s'exercent perpendiculairement à la direction des vibrations pour l'axe x_h .

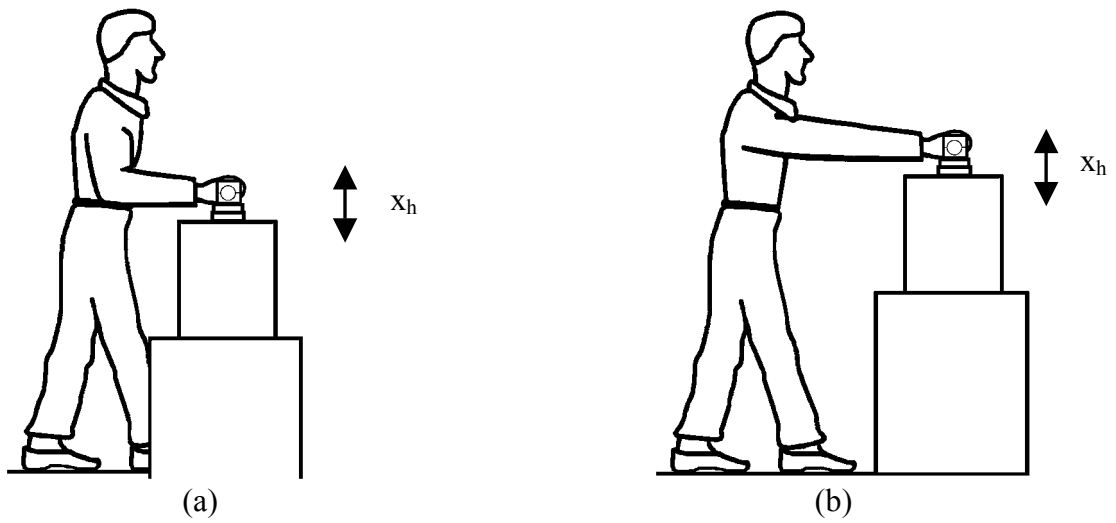


Figure 30. Schéma des postures selon l'axe x_h : (a) Coude à 90° (posture $P1$); (b) Coude à 180° (posture $P2$)

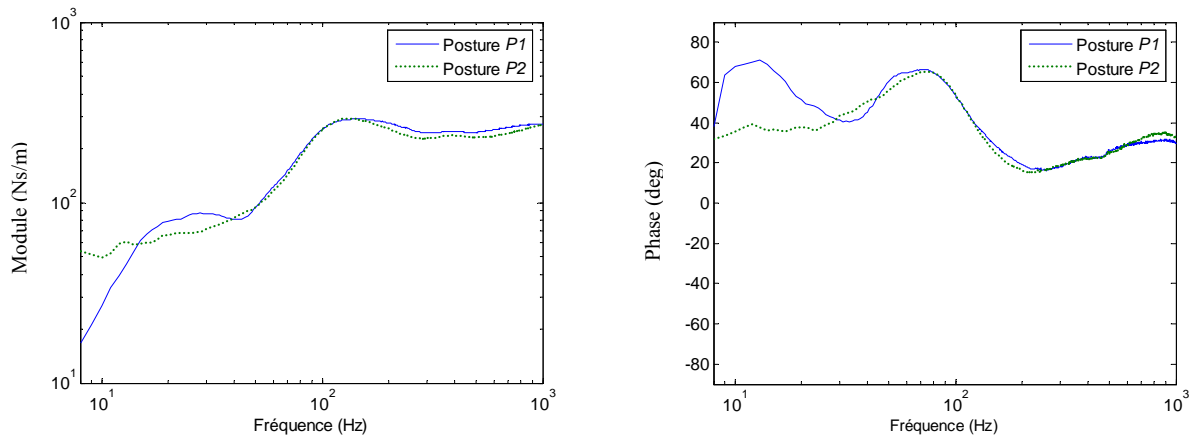


Figure 31. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de la posture (poignée cylindrique de 40 mm, $F_g = 30$ N, $F_p = 50$ N et $a_{h,w} = 2,5$ m/s²)

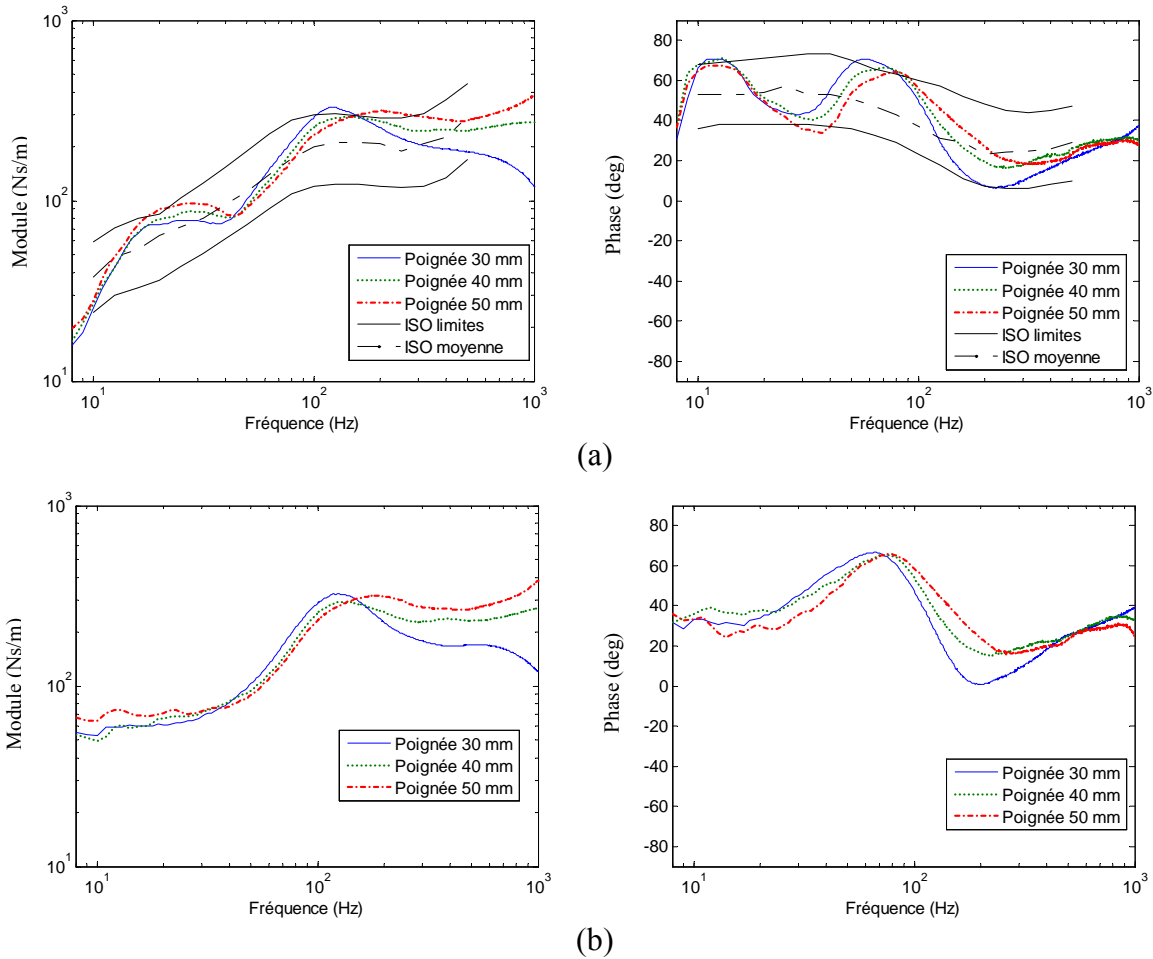


Figure 32. Impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de la posture et du diamètre de la poignée, ($F_g = 30$ N, $F_p = 50$ N et $a_{h,w} = 2,5$ m/s²); (a) Posture P1; (b) Posture P2

L'influence de la posture sur l'impédance mécanique moyenne du système main-bras des 7 participants est présentée dans la Figure 32, pour les trois poignées cylindriques, les deux postures P1 et P2, et lorsque le niveau de vibration est de $a_{h,w} = 2,5$ m/s², la force de préhension de 30 N et la force de poussée de 50 N. Ces résultats montrent que le module ainsi que la phase de l'impédance mécanique du système main-bras sont influencés de façon importante par le diamètre de la poignée et que l'effet sur le module est beaucoup plus prononcé au-dessus de 200 Hz, et ce, pour les deux postures considérées. Par ailleurs, l'effet du diamètre de la poignée sur l'impédance mécanique du système main-bras ne semble pas être influencé de façon significative par la posture du système main-bras. Ce résultat doit être contrasté avec le résultat obtenu selon l'axe z_h où, pour les basses fréquences, l'influence du diamètre de la poignée sur le module de l'impédance mécanique varie selon la posture (voir Figure 26). Dans la Figure 32 apparaissent également les valeurs limites (inférieures et supérieures) ainsi que les valeurs moyennes de l'impédance mécanique du système main-bras telles que décrites dans la norme ISO 10068 [15]. Ces valeurs normalisées sont applicables pour des poignées dont le diamètre

varie entre 19 et 45 mm, les forces de préhension se situent entre 25 et 50 N et les forces de poussée sont inférieures ou égales à 50 N. Il appert que les caractéristiques de l'impédance mécanique pour l'axe x_h se retrouvent assez bien dans les limites définies par la norme ISO 10068.

La variation du module de l'impédance mécanique moyenne des 7 participants est illustrée dans la Figure 33, en fonction de la force de poussée pour les deux postures, lorsque la force de préhension est de 30 N, le diamètre de la poignée cylindrique est de 40 mm et l'amplitude vibratoire est de $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$. Il semble que l'effet de la force de poussée sur le module de l'impédance mécanique soit plutôt négligeable pour les deux postures *P1* et *P2*, contrairement à l'axe de vibration z_h , où l'effet de la force de poussée est beaucoup plus prononcé (voir Figure 27).

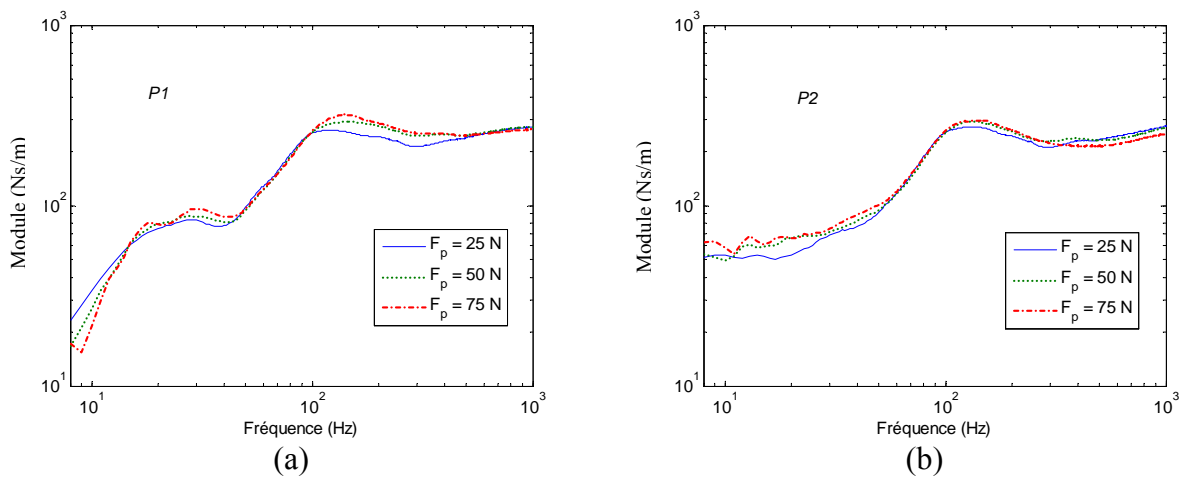


Figure 33. Module de l'impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de la posture et de la force de poussée, (poignée 40 mm, $F_g = 30 \text{ N}$ et $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$); (a) Posture *P1*; (b) Posture *P2*

L'influence de la force de préhension, sur le module de l'impédance mécanique moyenne des 7 participants, est illustrée dans la Figure 34 pour la force de poussée de 50 N, la poignée dont le diamètre est de 40 mm et l'amplitude vibratoire de $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$. Contrairement à la force de poussée, la force de préhension a un effet non négligeable sur le module de l'impédance mécanique, et ce, pour les deux postures considérées. On note, au-dessus de 100 Hz, une augmentation du module de l'impédance mécanique suivant une augmentation de la force de préhension. Ces résultats sont similaires à ceux obtenus selon l'axe de vibration z_h (voir Figure 28), sauf que pour l'axe x_h , la force de préhension a peu d'effet sur le module de l'impédance mécanique en basses fréquences (30–50 Hz).

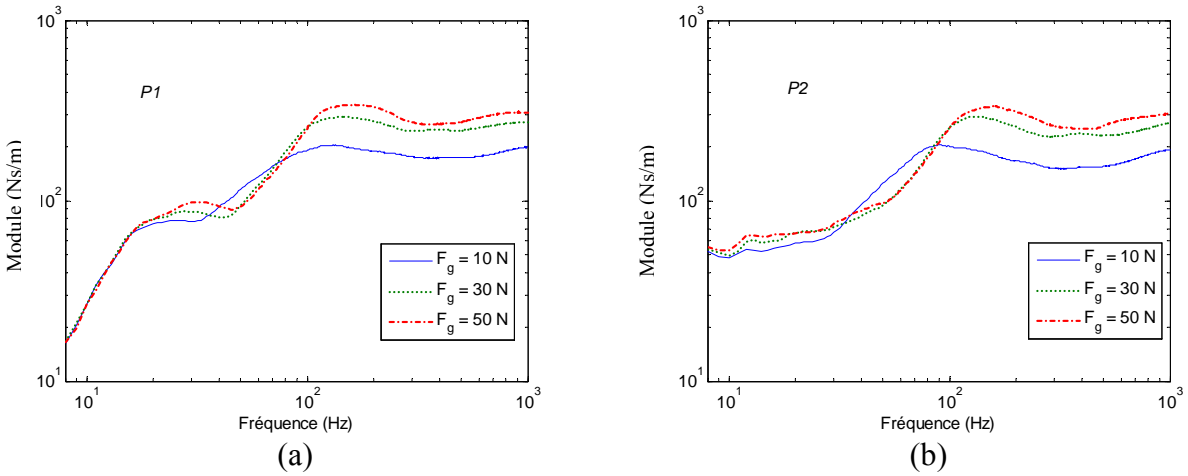


Figure 34. Module de l'impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de la posture et de la force de préhension, (poignée 40 mm, $F_p = 50$ N et $a_{h,w} = 2,5$ m/s²); (a) Posture P1; (b) Posture P2

L'influence de l'amplitude vibratoire sur le module de l'impédance mécanique est illustrée dans la Figure 35, pour les deux postures P1 et P2. Les résultats montrent un effet minime de l'amplitude vibratoire sur le module de l'impédance mécanique et illustre une légère diminution de l'impédance mécanique lorsque le niveau global de vibration pondéré passe de 2,5 à 5,0 m/s². Cela suggère que l'impédance mécanique du système main-bras varie de façon non linéaire avec l'amplitude vibratoire, même si cet effet est relativement peu prononcé.

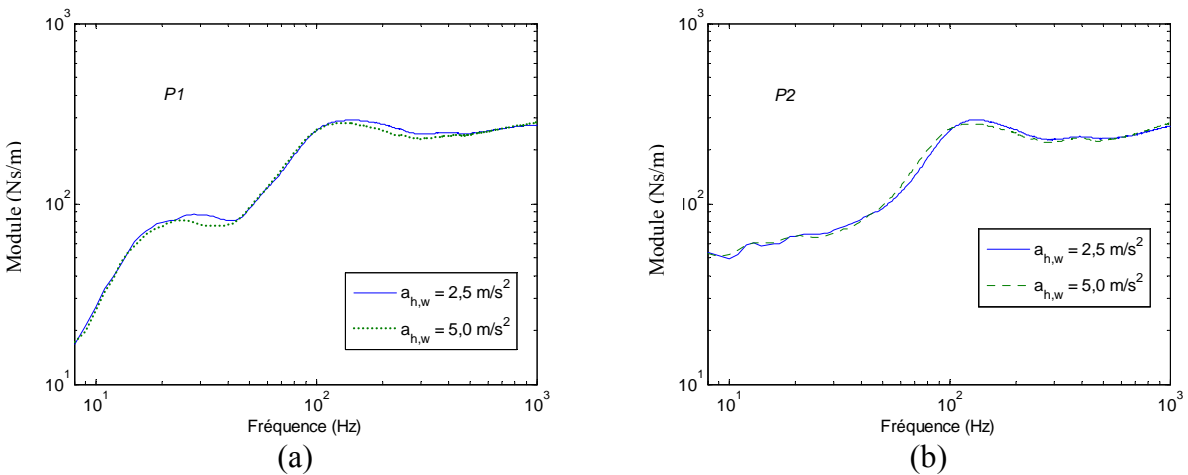


Figure 35. Module de l'impédance mécanique moyenne du système main-bras : influence de la posture et de l'amplitude de vibration, (poignée 40 mm, $F_g = 30$ N et $F_p = 50$ N); (a) Posture P1; (b) Posture P2

6. CORRÉLATION ENTRE LE MODULE DE L'IMPÉDANCE MÉCANIQUE ET LES FORCES DE COUPLAGE ET DE CONTACT

Afin d'étudier l'influence des forces de couplage et de contact sur l'impédance mécanique du système main-bras, des régressions linéaires ont été effectuées entre ces deux types de force et le module de l'impédance mécanique du système main-bras, en fonction des différentes forces de préhension et de poussée, et ce, pour les trois poignées cylindriques ainsi que pour les trois poignées elliptiques. La Figure 36 présente les coefficients de corrélation entre le module de l'impédance mécanique moyenne du système main-bras des 7 participants et les forces de contact et de couplage, pour les trois poignées cylindriques lorsque l'amplitude vibratoire pondérée est de $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$. Les coefficients de corrélation ont été calculés à chacune des fréquences centrales des bandes de tiers d'octave, en utilisant les 9 combinaisons de forces de préhension et de poussée considérées dans cette étude.

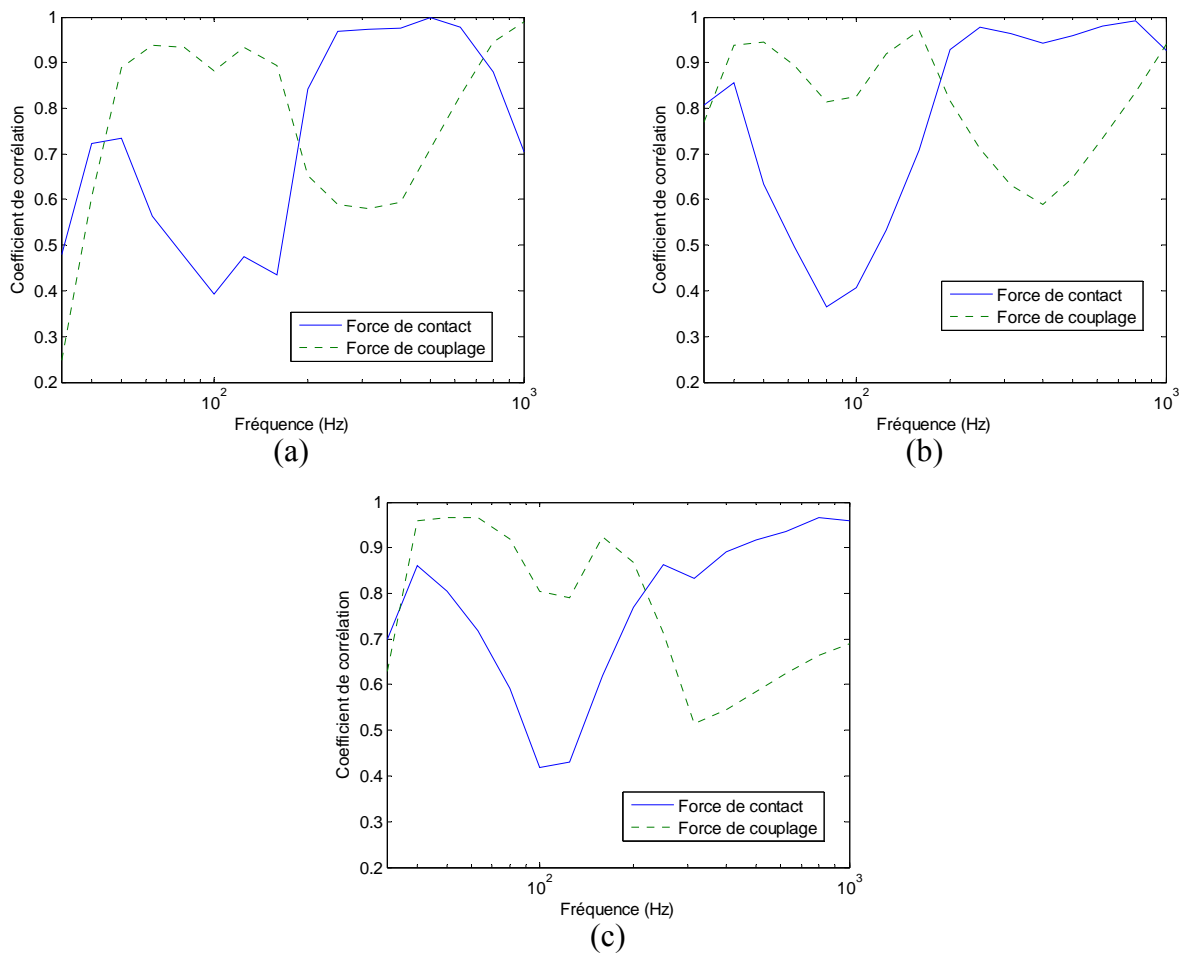


Figure 36. Corrélation entre le module de l'impédance mécanique et les forces de couplage et de contact ($a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$) : (a) Poignée de 30 mm; (b) Poignée de 40 mm; (c) Poignée de 50 mm

Par ailleurs, la Figure 37 présente les coefficients de corrélation entre le module de l'impédance mécanique moyenne du système main-bras des 7 participants et les forces de contact et de couplage, pour les trois poignées elliptiques lorsque l'amplitude vibratoire pondérée est de $a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$.

L'ensemble des résultats suggèrent que le module de l'impédance mécanique du système main-bras est mieux corrélé avec la force de couplage en dessous de 200 Hz. Cependant, au-dessus de 200 Hz, le module de l'impédance mécanique est mieux corrélé avec la force de contact. Ces observations sont valables pour les trois poignées cylindriques ainsi que pour les trois poignées elliptiques considérées dans cette étude. Ces résultats suggèrent qu'en dessous de 200 Hz, le couplage entre la main et la poignée se fait principalement par la paume de la main (la force de couplage est appliquée par la paume de la main seulement) et implique le couplage mécanique de l'ensemble de la structure main-bras, tandis qu'au-dessus de 200 Hz, le couplage mécanique est plutôt limité à la zone de contact entre la main et la poignée (la force de contact est appliquée par toute la main) et implique les tissus de la main en contact avec la poignée seulement (effet plus localisé).

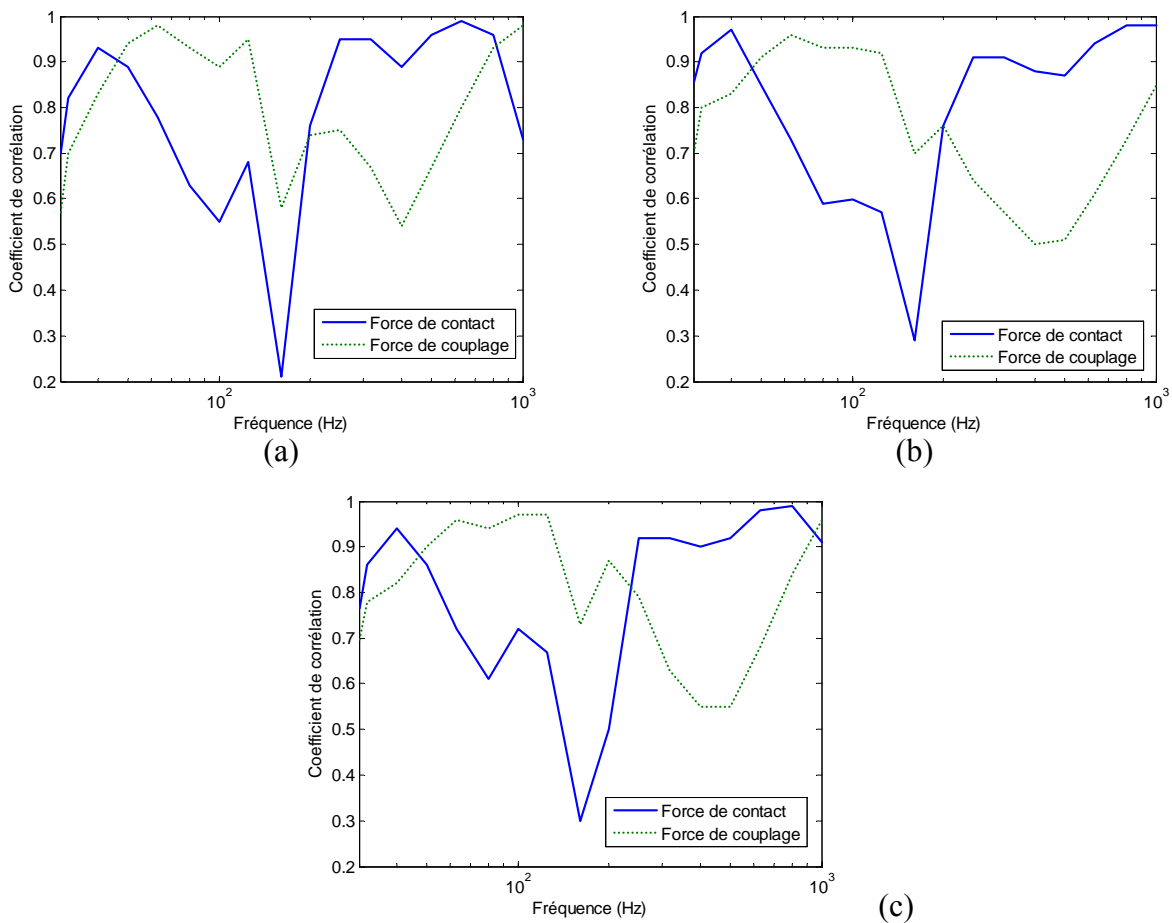


Figure 37. Corrélation entre le module de l'impédance mécanique et les forces de couplage et de contact ($a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$) : (a) Poignée de 30x38 mm; (b) Poignée de 30x46 mm; (c) Poignée de 30x54 mm

7. CONCLUSION

7.1 Sommaire

Dans un premier temps, des mesures de la force statique exercée par 7 participants, sur des poignées de formes cylindrique et elliptique de différentes dimensions, ont permis d'établir des relations linéaires entre la force de contact et les forces de poussée et de préhension. Il a été démontré que la force de contact est égale, en moyenne, à la force de poussée à laquelle est ajoutée la force de préhension multipliée par trois. Par ailleurs, la contribution de la force de préhension à la force de contact diminue avec l'augmentation du diamètre de la poignée, passant de 3,4 à 2,7 pour un diamètre de poignée variant entre 30 et 50 mm.

Par la suite, des mesures de l'impédance mécanique au point d'entrée du système main-bras ont été effectuées avec les 7 participants, pour 9 différentes combinaisons de forces de poussée (25, 50 et 75 N) et de préhension (10, 30 et 50 N), en utilisant 3 poignées cylindriques (30, 40 et 50 mm), 3 poignées elliptiques (30x38, 30x46 et 30x54 mm), 2 niveaux de vibrations pondérés ($a_{h,w} = 2,5 \text{ m/s}^2$ et $a_{h,w} = 5,0 \text{ m/s}^2$), 2 postures (coude en flexion et coude en extension), le tout pour 2 axes de vibration (z_h et x_h). Les mesures, dans leur ensemble, ont été effectuées dans la plage des fréquences allant de 8 à 1000 Hz. Les résultats obtenus montrent que l'impédance mécanique du système main-bras augmente de façon considérable avec une augmentation du diamètre de la poignée; l'effet étant plus prononcé au-dessus de 200 Hz. De façon générale, au-dessus de 20 Hz, le module de l'impédance mécanique augmente à la fois avec les forces de préhension et de poussée et l'effet est plus prononcé près de la fréquence de résonance du système main-bras (30-40 Hz). Pour les poignées cylindriques dont le diamètre est de 40 et 50 mm, le module de l'impédance mécanique maximum est deux fois plus élevé sous la combinaison des forces de poussée et de préhension la plus élevée. L'influence de la force de préhension sur le module de l'impédance mécanique est évidente entre 25 et 80 Hz ainsi qu'au-dessus de 200 Hz, tandis que l'influence de la force de poussée est plutôt limitée aux bandes de fréquence comprises entre 30 et 200 Hz, l'effet étant moins prononcé au-dessus de 200 Hz. Par ailleurs, l'impédance mécanique du système main-bras est légèrement influencée par le niveau de vibration, ce qui suggère un comportement légèrement non linéaire du système main-bras par rapport à l'amplitude des vibrations.

L'influence de la posture a été évaluée selon les deux axes biodynamiques principaux : z_h et x_h . Pour l'axe z_h , la posture avec le bras allongé (coude en extension) procure une augmentation considérable de l'impédance mécanique du système main-bras en dessous de 30 Hz comparativement à la posture avec le coude en flexion, ce qui se traduit par une transmission de l'énergie vibratoire au système main-bras beaucoup plus importante aux basses fréquences. Par ailleurs, pour l'axe x_h , la posture avec le bras allongé augmente l'impédance mécanique du système main-bras en dessous de 15 Hz seulement, et l'augmentation est plus limitée comparativement à celle due à la posture avec le bras allongé selon l'axe z_h . Il a également été démontré que les mesures de l'impédance mécanique selon les axes z_h et x_h se trouvent à l'intérieur des limites établies dans la norme ISO 10068, excepté pour l'axe z_h , près de la fréquence de résonance du système main-bras ainsi qu'au-dessus de 300 Hz pour la poignée dont le diamètre est de 30 mm.

Finally, it has been demonstrated, for the set of handles studied, that the mechanical impedance module is better correlated with the coupling force below 200 Hz, which implies a mechanical coupling of the whole hand-arm structure. Moreover, the mechanical impedance module is better correlated with the contact force at frequencies above 200 Hz, suggesting a mechanical coupling of the tissues of the hand in contact with the handle.

It is noted that the mechanical impedance modules of the hand-arm system, measured in the framework of this study, tend to decrease with frequency above 500 Hz, whereas an increase of the impedance module with frequency above 500 Hz has been reported in the literature. Some authors have reported a drastic increase of the module with frequency, whereas others have reported a slight increase only. These divergences are probably linked to the different handle concepts used by the different authors, each concept having its own resonance frequencies and suggesting a dynamic coupling between the handle and the hand-arm system.

Moreover, the measurements of the mechanical impedance of the hand-arm system, obtained in the framework of this study, will allow the development of mathematical models simulating the dynamic behavior of the hand-arm-tool system, in order to define design and operation criteria that reduce the exposure to hand-arm vibrations on vibrating tools.

7.2 Travaux futurs

The work carried out in the framework of this study has highlighted the need to investigate in more detail certain aspects related to the characterization of the dynamic behavior of the hand-arm system:

- **Étendre les mesures de l'impédance mécanique du système main-bras jusqu'à 2000 Hz**

In the framework of this project, the measurements of the mechanical impedance of the hand-arm system were carried out up to 1000 Hz. However, it would be interesting to extend these measurements up to 2000 Hz, in order to confirm the results obtained up to now and to highlight the trend that appears at higher frequencies. In fact, it appears that some authors report an increase of the mechanical impedance module as a function of frequency starting from 500 Hz, whereas others see a decrease. It will therefore be necessary to ensure that there is no dynamic coupling between the handle and the hand-arm system in the frequency range considered.

- **Investiguer, de façon systématique, l'effet de la posture sur l'impédance mécanique du système main-bras**

It has been demonstrated that posture can have a significant effect on the mechanical impedance of the hand-arm system. However, only two postures were investigated in the

cadre de ce projet : bras en extension et coude à 90 degrés. Donc, il aurait lieu d'étendre cette étude à d'autres postures (variation des angles du coude, de l'épaule et du poignet), tout en portant une attention particulière aux postures les plus susceptibles d'être utilisées en milieu de travail.

- **Développer un dispositif afin de mesurer les forces de couplage sur des poignées d'outils**

L'utilisation de poignées instrumentées permet de mesurer à la fois la force de poussée et la force de préhension appliquée par le participant. Cependant il n'existe pas, à notre connaissance, de dispositifs permettant de mesurer la force de préhension appliquée sur des poignées d'outils. Étant donné qu'il a été démontré que la force de préhension a un effet considérable sur l'impédance mécanique du système main-bras, il serait pertinent de pouvoir mesurer cette force sur des poignées d'outils en opération.

- **Mesurer la distribution de pression dynamique à l'interface main-poignée**

La mesure de la distribution de pression dynamique à l'interface main-poignée permettrait de mieux cerner les zones de la main où l'énergie vibratoire est transférée au système main-bras et pourrait aider à la conception de poignées et de gants antivibratiles plus performants.

8. BIBLIOGRAPHIE

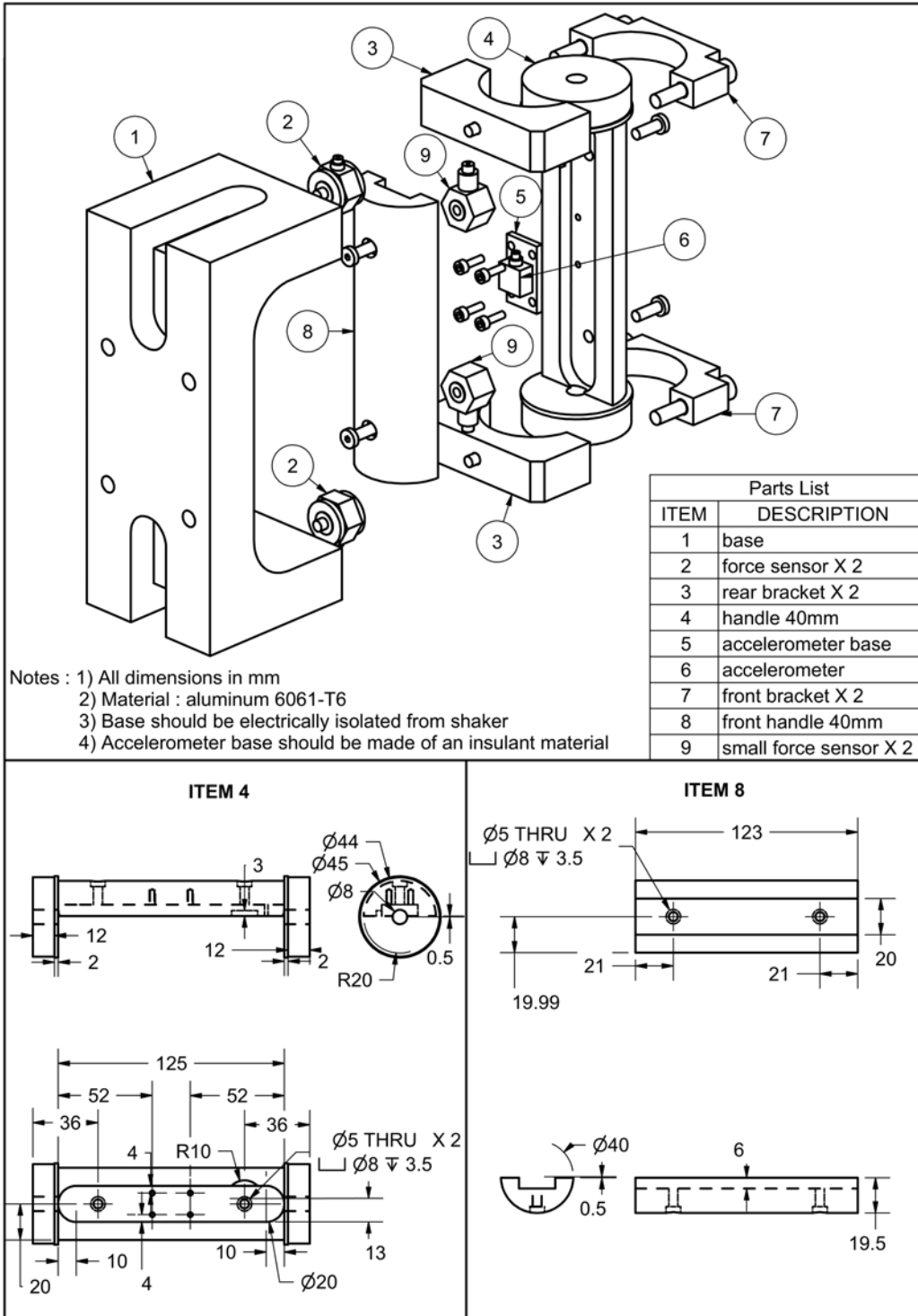
- [1] M.J. Griffin. *Handbook of human vibration*. Academic Press, 1990.
- [2] T. Miyakita, H. Miura, M. Futatsuka. Hand-arm vibration, noise, temperature and static load – An experimental study of peripheral circulation while operating chain-saws – The Kurume Medical Journal, Vol. 37, Supplement, p. S73-S83, 1990.
- [3] R. Gurrarn, S. Rakheja, G.J. Gouw. A study of hand grip pressure distribution and EMG of finger flexor muscles under dynamic loads. *Ergonomics*, Vol. 38, No. 4, p. 684-699, 1995.
- [4] T.V. Rusova, N.G. Nikiforova, E.L. Poteryaeva, D.A. Erzin. Metabolism of proteoglycans in vibration disease patients. *Noise and Vibration Bulletin*, p. 145-148, July 2002.
- [5] M. Färkkilä, S. Aatola, O. Korhonen, I. Pyykkö. Hand-grip force in lumberjacks: two-years follow-up. *International Archives of Occupational Environmental Health*, Vol. 58, p. 203-208, 1986.
- [6] R.G. Radwin, T.J. Armstrong, D.B. Chaffin. Power hand tool vibration effects on grip exertions. *Ergonomics*, Vol. 30, No. 5, p.833-855, 1987.
- [7] S. Kihlberg. Biodynamic response of the hand-arm system to vibration from an impact hammer and grinder. *International Journal of Industrial Ergonomics*, Vol. 16, p. 1-8, 1995.
- [8] A. F. Verbovoi. Effect of local and whole body vibration on the mineral density of bone tissue and phosphorous-calcium metabolism. *Noise and Vibration Bulletin*, p. 167-169, August 2002.
- [9] International Organization for Standardization. Mechanical vibration: Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration. Part 1: General requirements (ISO 5349-1). International Organization for Standardization, Geneva, 2001.
- [10] I. M. Lidström. Vibration injury in rock drillers, chisellers, and grinders: Some views on the relationship between the quantity of energy absorbed and the risk of occurrence of vibration injury. In D.E Wasserman., W. Taylor and M.G. Curry, editors. *Proceedings of the International Occupational Hand-Arm Vibration Conference*, Cincinnati, (NIOSH publication, No. 77-170), p. 77-83, 1977.
- [11] L. Burström, R. Lundström. Absorption of vibration energy in the human hand and arm. *Ergonomics*, Vol. 37, No. 5, p. 879-890, 1994.
- [12] L. Burström, R. Lundström, M. Hagberg, T. Nilsson. Comparison of different measures for hand-arm vibration exposure. *Safety Science*, Vol. 28, No. 1, p. 3-14, 1998.
- [13] L. Burström, R. Lundström. Determination of the mechanical energy absorption in the human hand-arm whilst exposed to vibration. *Proceeding of the 6th International Conference on Hand-Arm Vibration*, Bonn, Germany, p. 885-896, May 1992.

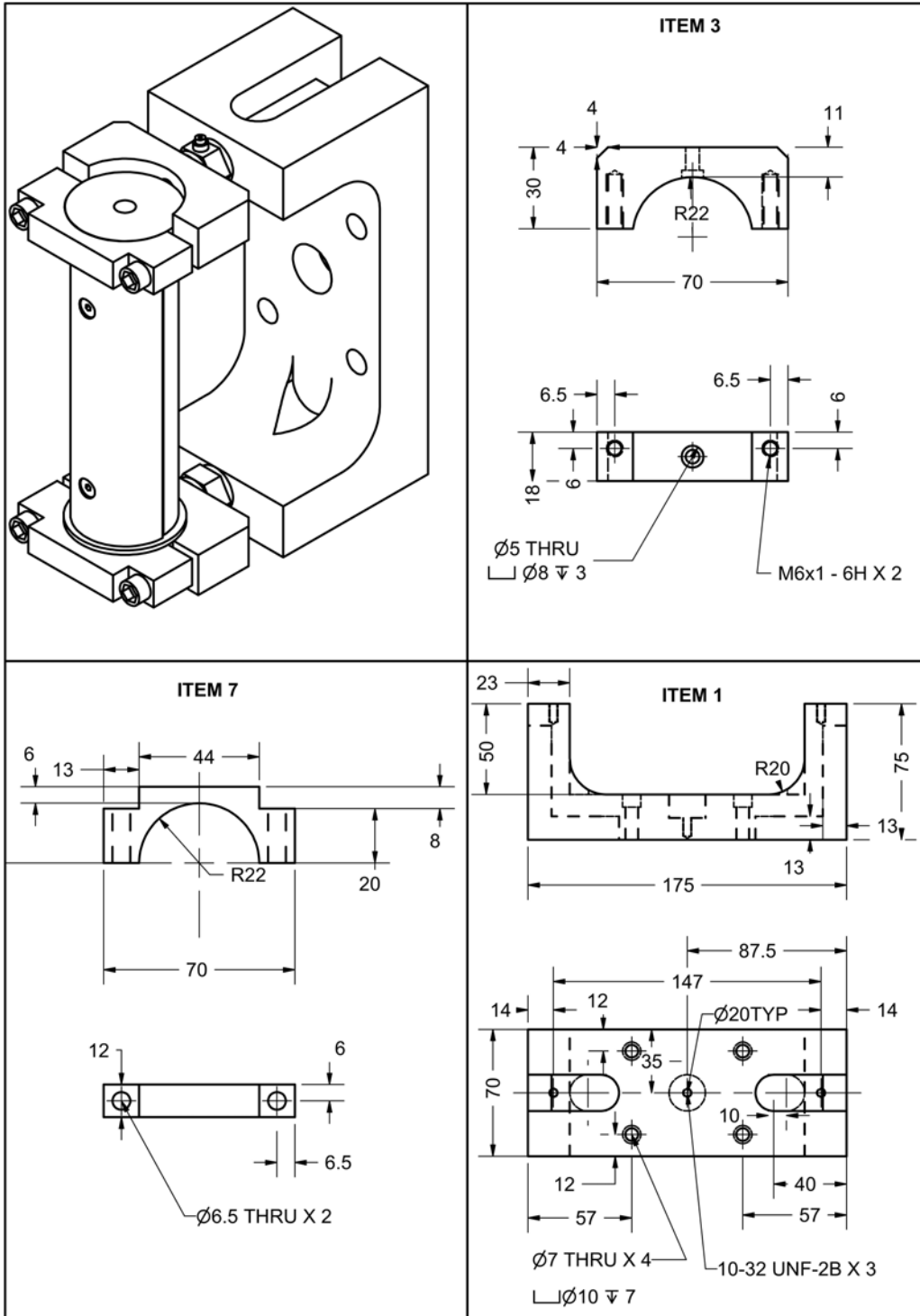
- [14] R. Gurram, S. Rakheja, A. J. Brammer. Driving-point mechanical impedance of the human hand-arm system: synthesis and model development. *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 180, No. 3, p. 437-458, 1995.
- [15] International Organization for Standardization. Mechanical vibration and shock – Free, mechanical impedance of the human hand-arm system at the driving point (ISO 10068). International Organization for Standardization, Geneva, 1998.
- [16] R. Gurram, S. Rakheja, P.-É. Boileau, G. J. Gouw. Development of a grip force dependent hand-arm model. *Central European Journal of Public Health*, Vol. 4, No. 1, p. 65-68, 1996.
- [17] S. Rakheja, J.Z. Wu, R.G. Dong, A.W. Schopper, P.-É. Boileau. A comparison of biodynamic models of the human hand-arm system for applications to hand-held power tools. *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 249, No. 1, p. 55-82, 2002.
- [18] J. Kinne, T. Schenk, P. Knoll. Automatic test stand for the measurement of the vibration emission of hand held machines. *Proceeding of the 8th International Conference on Hand-Arm Vibration*, Umeå, Sweden, 1998.
- [19] L. Burström. The influence of individual factors on the absorption of vibration energy in the hand and arm. *Journal of Low Frequency Noise and Vibration*, Vol. 13, No. 4, p. 115-122, 1994.
- [20] M. Färkkilä, I. Pyykkö, O. Korhonen, J. Starck. Hand grip forces during chain saw operation and vibration white finger in lumberjacks. *British Journal of Industrial Medicine*, Vol. 36, p. 336-341, 1979.
- [21] E. Hartung, H. Dupuis, M. Scheffer. Effects of grip and push forces on the acute response of the hand-arm system under vibrating conditions. *International Archives of Occupational Environmental Health*, Vol. 64, p. 463-467, 1993.
- [22] L. Burström. The influence of biodynamic factors on the mechanical impedance of the hand and arm. *International Archives of Occupational Environmental Health*, Vol. 69, p. 437-446, 1997.
- [23] International Organization for Standardization. Mechanical vibration and shock: Coupling forces at the machine-man interface for hand-transmitted vibration (ISO/WD 15230). International Organization for Standardization, Geneva, 2004.
- [24] S. Riedel. Consideration of grip and push forces for the assessment of vibration exposure. *Central European Journal of Public Health*, Vol. 3, Supplement, p. 139-141, 1995.
- [25] U. Kaulbars. Measurement and evaluation of coupling forces when using hand-held power tools. *Central European Journal of Public Health*, Vol. 4, No. 1, p. 57-58, 1996.
- [26] D. Welcome, S. Rakheja, R.G. Dong, B. Westfall, A.W. Schopper. A preliminary study of the relationship of hand grip and push forces to total coupling forces. *Proceeding of the 36th*

- United Kingdom Group Meeting on Human Responses to Vibrations*, Farnborough, UK, 2001.
- [27] R. Lundström, L. Burström. Mechanical impedance of the human upper extremity. *Proceeding of Hand-Arm Vibration*, Kyoto, Japan, p. 35-38, 1990.
- [28] L. Burström. Measurements of the impedance of the hand and arm. *International Archives of Occupational Environmental Health*, Vol. 62, p. 431-439, 1990.
- [29] L. Burström, A. Sörensson. The influence of shock-type vibrations on the absorption of mechanical energy in the hand and arm. *International Journal of Industrial Ergonomics*, Vol. 23, p. 585-594, 1999.
- [30] L. Burström, S.H. Bylund. Relationship between vibration dose and absorption of mechanical power in the hand. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, Vol. 26, No. 1, p. 32-36, 2000.
- [31] G. Björing, L. Johansson and G.M. Hägg. Choice of handle characteristics for pistol grip power tools. *International Journal of Industrial Ergonomics*, Vol. 24, p. 647-656, 1999.
- [32] G.L. Fellows, A. Freivalds. Ergonomics evaluation of a foam rubber grip for tool handles. *Applied Ergonomics*, Vol. 22, No. 4, p. 225-230, 1991.
- [33] Z. Jandák. Driving-point mechanical impedance of the hand-arm system at exposure to stochastic vibration. *Proceeding of the 8th International Conference on Hand-Arm Vibration*, Umeå, Sweden, p. 369-375, 1998.
- [34] L. Burström. Absorption of vibration energy in the human hand and arm. Ph.D. Thesis, Lulea University of Technology, Sweden, 1990.
- [35] L. Burström, R. Lundström. Absorption of vibration energy in the human hand-arm exposed to sinusoidal vibration. *International Journal of Occupational and Environmental Health*, Vol. 61, p. 213-216, 1988.
- [36] L. Burström, R. Lundström. Energy absorption in the human hand-arm while exposed to vibration. *Proceeding of the 5th International Conference on Hand-Arm Vibration*, Kanazawa, Japan, 1990.
- [37] A. Sörensson, L. Burström. Energy absorption of vibration in the hand for higher frequencies. *Journal of Low Frequency Noise Vibration and Active Control*, Vol. 15, No. 2, p. 71-79, 1996.
- [38] A. Sörensson, L. Burström. Transmission of vibration energy to different parts of the human hand-arm system. *International Journal of Occupational and Environmental Health*, Vol. 70, p. 199-204, 1997.

- [39] A. Sörensson. Energy absorption and transmission in hand and arm during high frequency vibration and impact. Ph.D. Thesis, Lulea University of Technology, Sweden, 1998.
- [40] S. H. Bylund, L. Burström. Power absorption in women and men exposed to hand-arm vibration. *International Archives of Occupational Environmental Health*, Vol. 76, p. 313-317, 2003.
- [41] P. Marcotte, Y. Aldien, P.-É. Boileau, S. Rakheja, J. Boutin. Effect of handle size and hand-handle contact force on the biodynamic response of the hand-arm system under z_h -axis vibration. *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 283, p. 1071-1091, 2005.
- [42] T. I. Hempstock, D. E. O'Connor. Measurement of impedance of hand arm system. *Proceedings of the Institute of Acoustics*, Vol. 11, No. 9, p. 483-490, 1989.
- [43] D. D. Reynolds, R. J. Falkenberg. A study of hand vibration on chipping and grinding operators, Part II: four-degree-of-freedom lumped parameter model of the vibration response of the human hand. *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 95, p. 499-514, 1985.
- [44] R. Lundström, L. Burström. Mechanical impedance of the human hand-arm system, *International Journal of Industrial Ergonomics*, Vol. 3, p. 235-242, 1989.
- [45] L. Cronjäger, M. Hesse. Hand-arm response to stochastic excitation, *Proceeding of the 5th conference on Hand-Arm Vibration*, Kanzawa, Japan, 1990.
- [46] Y. Aldien, P. Marcotte, S. Rakheja, P.-É. Boileau. Influence of hand forces and handle size on power absorption of the human hand-arm exposed to z_h -axis vibration, *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 290, p. 1015-1039, 2006.
- [47] Y. Aldien, P. Marcotte, S. Rakheja, P.-E. Boileau, Influence of hand-arm posture on biodynamic response of the human hand-arm exposed to z_h -axis vibration. *International Journal of Industrial Ergonomics*, Vol. 36, p. 45-59, 2006.
- [48] Y. Aldien, P. Marcotte, S. Rakheja, P.-É. Boileau, Mechanical impedance and absorbed power of hand-arm under x_h – axis vibration and role of hand forces and posture, *Industrial Health*, Vol. 43, p. 495-508, 2005.

ANNEXE A : DESSIN TECHNIQUE DE LA POIGNÉE DE 40 MM ET DU SUPPORT





ANNEXE B : VALIDATION DES POIGNÉES INSTRUMENTÉES : ÉVALUATION DE LA MASSE APPARENTE D'UNE PETITE MASSE AJOUTÉE

La masse apparente MA de la masse ajoutée est calculée, dans le domaine des fréquences, en utilisant l'équation suivante :

$$MA(j\omega) = \frac{G_{Fa}(j\omega)}{G_{aa}(j\omega)} - MA_0(j\omega) \quad (B-1)$$

où G_{Fa} est le spectre croisé de la force de poussée dynamique avec l'accélération de la poignée, G_{aa} est l'auto spectre de l'accélération et MA_0 est la masse apparente de la poignée à vide.

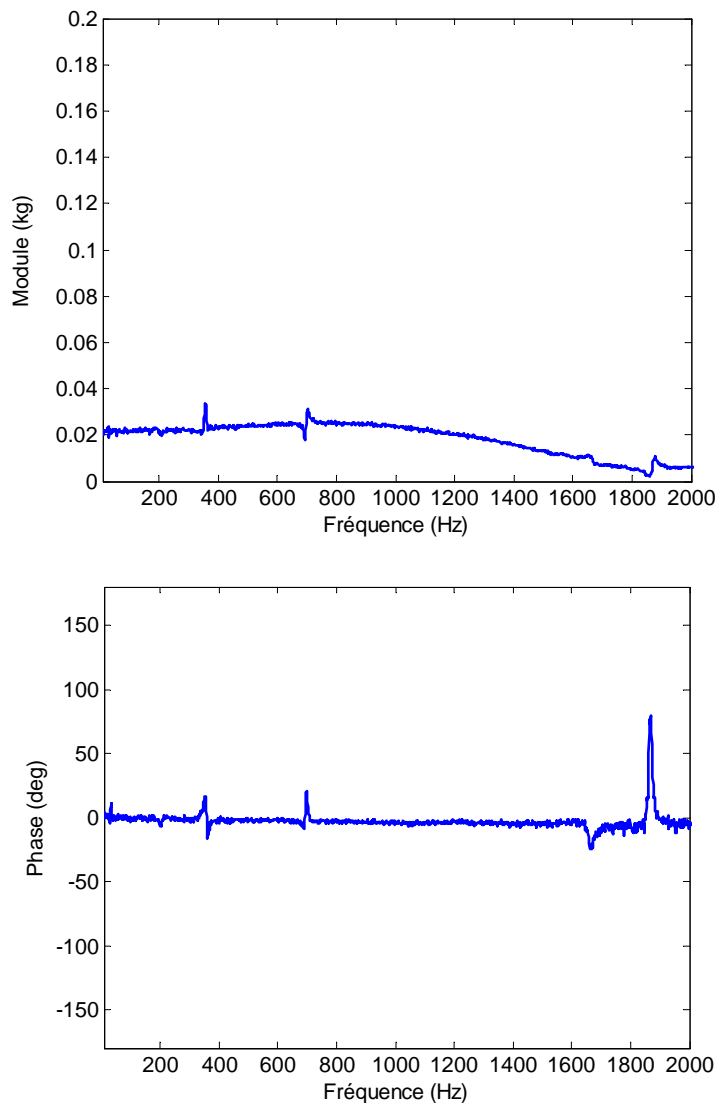


Figure - B.1 Poignée de 30 mm avec masse ajoutée de 20 g (collet de serrage)

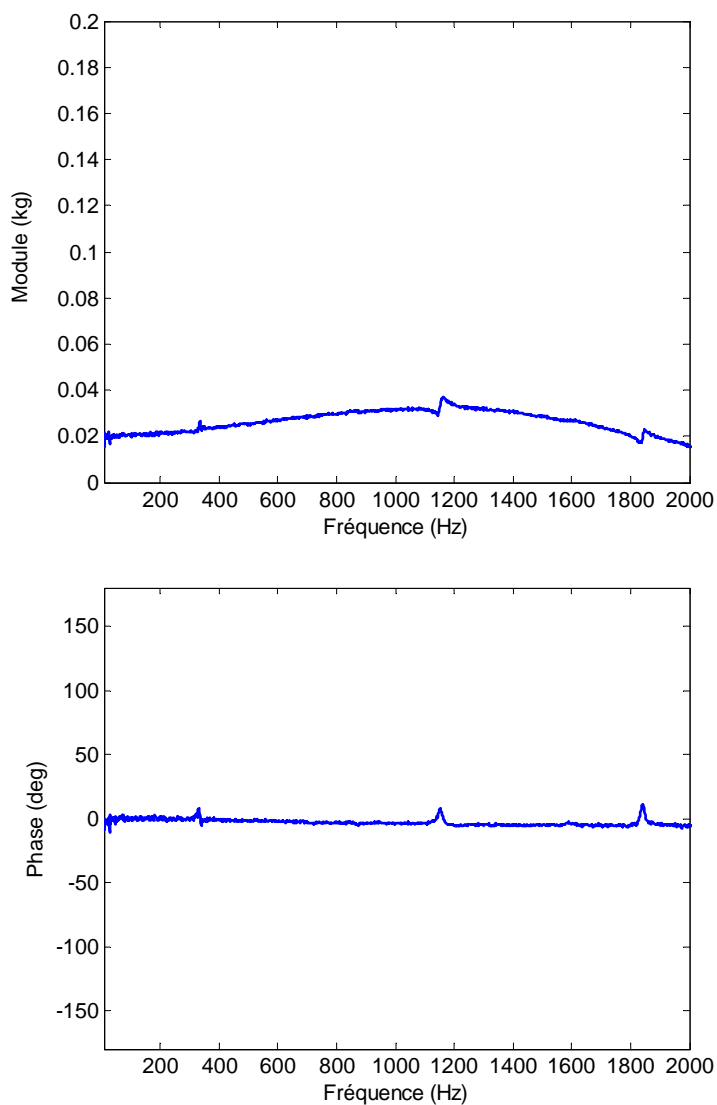


Figure - B.2 Poignée de 40 mm avec masse ajoutée de 21 g (collet de serrage)

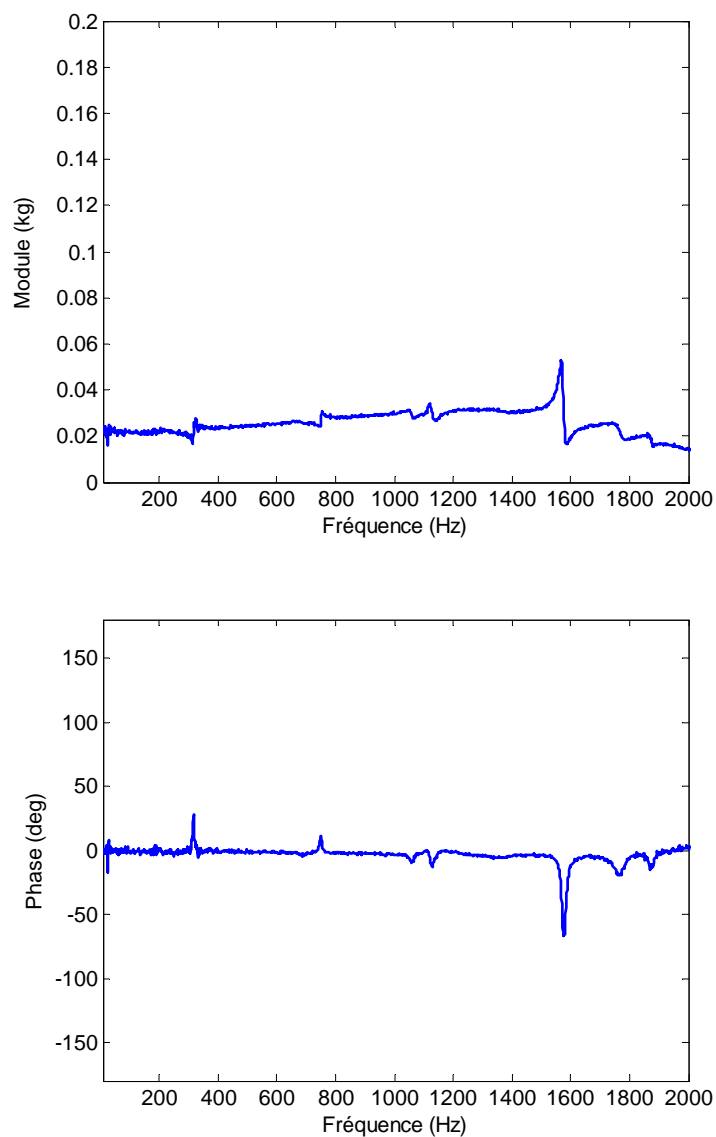


Figure - B.3 Poignée de 50 mm avec masse ajoutée de 22 g (collet de serrage)