

Prévention des risques mécaniques et physiques

Études et recherches

RAPPORT R-920



Étude en laboratoire d'un système à faible coût permettant de mesurer les forces de couplage à l'interface main-poignée d'outils portatifs vibrants

*Subhash Rakheja
Pierre Marcotte
Mayank Kalra
Surajudeen Adewusi
Krishna Dewangan*



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

NOS RECHERCHES

travaillent pour vous !

Mission

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

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

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

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

Pour en savoir plus

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

Pour connaître l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement au magazine *Prévention au travail*, publié conjointement par l'Institut et la CSST. Abonnement : <https://abonnement.lacsst.com/prevention>

Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales du Québec
2016
ISBN : 978-2-89631-872-8 (PDF)
ISSN : 0820-8395

IRSST - Direction des communications
et de la valorisation de la recherche
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec)
H3A 3C2
Téléphone : 514 288-1551
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca
© Institut de recherche Robert-Sauvé
en santé et en sécurité du travail,
Avril 2016

Prévention des risques mécaniques et physiques

Études et recherches

RAPPORT R-920

Étude en laboratoire d'un système à faible coût permettant de mesurer les forces de couplage à l'interface main-poignée d'outils portatifs vibrants

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.

*Subhash Rakheja¹, Pierre Marcotte²
Mayank Kalra¹, Surajudeen Adewusi¹,
Krishna Dewangan¹*

¹Université Concordia
²IRSST



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

ÉVALUATION PAR DES PAIRS

Conformément aux politiques de l'IRSST, les résultats des travaux de recherche publiés dans ce document ont fait l'objet d'une évaluation par des pairs.

SOMMAIRE

L'évaluation de l'exposition aux vibrations transmises au système main-bras et des lésions qui peuvent en résulter lors de l'utilisation d'outils portatifs motorisés repose actuellement sur les principes directeurs de la norme ISO 5349-1. Les dispositions de la norme ne tiennent pas compte, cependant, de l'effet des forces de couplage à l'interface main-poignée, alors que de nombreuses études ont démontré l'importance de ces forces dans la transmission des vibrations au système main-bras. Cela s'explique en partie par l'absence de méthodes pratiques pour mesurer ces forces sur le terrain, et en partie par le manque de données liant les risques de blessures aux forces en présence. Cette étude visait à évaluer la capacité d'un système à faible coût à mesurer les forces qui s'exercent entre la main et la poignée d'un outil portatif motorisé.

L'étude s'est déroulée en trois phases séquentielles. La première phase consistait à développer un système de mesure à partir de capteurs résistifs en pellicule mince et flexible à faible coût (*FlexiForce*[®]) et à étudier les propriétés des capteurs au moyen de mesures systématiques en laboratoire. Les capteurs pouvaient être taillés de manière à être adaptés à différentes poignées d'outils. Les propriétés des capteurs appliqués sur des surfaces planes et courbes ont été étudiées en termes d'hystérésis, de linéarité et de répétabilité. Des mesures répétées ont révélé que les capteurs présentaient une hystérésis négligeable et une très bonne linéarité avec la force appliquée. Par contre, elles ont aussi révélé une forte dépendance à la zone de chargement, à la position de la charge sur le capteur, à la longueur du capteur et à la flexibilité du support de chargement (élastomère). En outre, d'importants écarts ont été observés entre les signaux de sortie de différents capteurs, et les signaux de sortie de tous les capteurs faiblissaient avec le temps et l'usage. Des mesures subséquentes effectuées avec cinq poignées cylindriques et elliptiques instrumentées ont par ailleurs révélé une très bonne linéarité des capteurs, mais une forte dépendance à la taille de la main et à la taille de la poignée. Les auteurs en ont conclu que les capteurs pouvaient fournir une estimation raisonnable des forces exercées par la main pourvu que chaque capteur soit étalonné en fonction de la taille de la main et de la poignée.

L'emplacement optimal de chaque capteur d'une largeur de 40 mm à la surface de la poignée a été déterminé en mesurant la position des mains sur des poignées de différentes tailles, de même qu'en fonction des valeurs de distribution des forces de couplage à l'interface main-poignée issues d'une étude antérieure portant sur différentes tailles de poignées cylindriques. Les auteurs ont conclu que deux capteurs symétriquement opposés de part et d'autre de la poignée, dans l'axe de l'avant-bras, pouvaient fournir une très bonne estimation des forces de contact du côté paume et du côté doigts. Les forces de poussée et de préhension de la main ont ensuite été calculées à partir des forces mesurées au niveau de la paume et des doigts. La validité du système de mesure à faible coût a été évaluée au moyen de mesures répétées avec 7 sujets et 5 poignées différentes, soit trois cylindriques (32, 38 et 43 mm de diamètre) et deux elliptiques (32 mm x 38 mm et 38 mm x 44 mm). Une application LabView a été développée pour enregistrer les valeurs de force fournies par les capteurs *FlexiForce*[®] de paume et de doigts ainsi que les forces de préhension et de poussée de référence des poignées instrumentées, les valeurs ainsi obtenues étant affichées à la vue des sujets. Aux fins des essais, chaque sujet saisissait la poignée instrumentée selon 12 combinaisons de forces de préhension (10, 30 et 50 N) et de poussée (25, 50 et 75 N). Les mesures ont en outre été reprises sous deux niveaux de vibration à large bande

dans la plage de fréquences de 4 à 1000 Hz (accélération efficace pondérée en fréquence de 1,5 et 3 m/s²). Les résultats ont révélé que les capteurs présentaient une bonne linéarité et une bonne répétabilité avec tous les sujets et toutes les poignées dans les conditions aussi bien statiques que vibratoires, si ce n'est que les signaux de sortie des capteurs différaient pour chaque poignée et chaque sujet, ce qui confirmait que les capteurs devaient être étalonnés en fonction de chaque sujet et de chaque poignée.

La deuxième phase de l'étude consistait à évaluer la capacité des capteurs à mesurer la réponse biodynamique du système main-bras. À cette fin, 6 sujets ont été appelés à saisir la poignée instrumentée de 38 mm selon 9 combinaisons de forces de préhension et de poussée, et deux niveaux de vibration à large bande. La poignée a en outre été équipée de deux capteurs *FlexiForce*[®] afin de mesurer les forces dynamiques aux interfaces paume-poignée et doigts-poignée. Les données obtenues au niveau de la poignée instrumentée ont été analysées de manière à établir les réponses en impédance mécanique au point d'application du côté paume et du côté doigts en guise de valeurs de référence. Les réponses en impédance au point d'application ont par ailleurs été mesurées à partir des capteurs *FlexiForce*[®] de la paume et des doigts, et comparées aux valeurs de référence afin d'évaluer la faisabilité du système de mesure. Les comparaisons ont révélé des tendances très similaires, bien que l'amplitude des réponses en impédance au niveau des capteurs *FlexiForce*[®] ait été nettement plus faible dans toute la plage de fréquences, sauf aux très basses fréquences. Ce résultat a été attribué à la faible réponse en fréquence du système de mesure *FlexiForce*[®]. Les caractéristiques de la réponse en fréquence des capteurs ont ensuite été déterminées à partir des réponses mesurées, et il en est ressorti une forte dépendance aux forces de couplage à l'interface main-poignée, à la taille de la poignée et au niveau de vibration. L'application d'une fonction de compensation fondée sur les caractéristiques des réponses en fréquence mesurées a permis d'obtenir des réponses en impédance des capteurs *FlexiForce*[®] comparables aux valeurs de référence, et ce, pour toutes les conditions expérimentales retenues dans cette étude. Les auteurs en ont conclu que le système de mesure à faible coût proposé pouvait être utilisé pour mesurer les réponses biodynamiques et les forces exercées par la main avec de réelles poignées d'outils sur le terrain. La détermination de la fonction de réponse en fréquence des capteurs serait toutefois passablement difficile compte tenu de sa dépendance non linéaire à la taille de la main, aux forces exercées par la main et à la taille de la poignée. Par ailleurs, le système proposé évite d'avoir à soumettre les réponses biodynamiques mesurées à une correction inertielle, une source d'erreur connue dans le cas des réponses biodynamiques du système main-bras chez les humains exposés à des vibrations de poignée d'outil.

Enfin, la troisième phase de l'étude consistait à évaluer la validité du système de mesure lorsque la main saisit une poignée d'outil stationnaire ou vibrant selon différentes combinaisons de forces de poussée et de préhension. Les essais ont été effectués en laboratoire avec un marteau burineur opéré dans un dissipateur d'énergie. Deux capteurs *FlexiForce*[®] ont été fixés à la poignée principale de l'outil afin de mesurer les forces du côté paume et du côté doigts. Une méthodologie a de plus été élaborée pour étalonner les deux capteurs. La validité du système de mesure a été évaluée avec trois sujets saisissant une poignée d'outil stationnaire ou vibrant selon différentes combinaisons de forces de poussée et de préhension. Les mesures obtenues ont révélé une très bonne corrélation entre les forces exercées par la main estimées au moyen des capteurs

FlexiForce[®] et les valeurs de référence, et ce, avec l'outil stationnaire comme avec l'outil vibrant. Le rapport à la force de couplage de la force exercée par la paume selon le système de mesure *FlexiForce*[®] variait entre 0,96 et 1,05 lorsque les sujets saisissaient la poignée de l'outil vibrant. Dans le cas de la poignée de l'outil stationnaire, ce rapport variait entre 0,96 et 1,06.

TABLE DES MATIÈRES

SOMMAIRE	I
TABLE DES MATIÈRES	V
LISTE DES TABLEAUX	IX
LISTE DES FIGURES.....	XI
1 FORCES DE COUPLAGE À L'INTERFACE MAIN-POIGNÉE – CONTEXTE.....	1
1.1 Importance des forces exercées par la main.....	2
1.2 Méthodes de mesure des forces exercées par la main.....	4
1.2.1 Poignées instrumentées.....	4
1.2.2 Techniques de mesure de la pression à l'interface main-poignée	6
1.3 Mesure des réponses biodynamiques du système main-bras.....	9
2 OBJECTIFS DE L'ÉTUDE.....	11
3 DÉVELOPPEMENT DU SYSTÈME DE MESURE ET CARACTÉRISATION DES CAPTEURS SUR SURFACES PLANES ET COURBES.....	13
3.1 Développement du système de mesure des forces	13
3.2 Méthodologie – Caractérisation statique des capteurs <i>FlexiForce</i>[®] sur surfaces plane et courbe	14
3.3 Propriétés du capteur <i>FlexiForce</i>[®]	17
3.3.1 Hystérésis du capteur	17
3.3.2 Effet de la longueur du capteur	18
3.3.3 Effet de la taille et de la rigidité de l'élastomère.....	19
3.3.4 Effet de la position de la charge sur le signal de sortie du capteur.....	21
3.3.5 Dégradation temporelle du signal de sortie du capteur.....	21
3.3.6 Propriétés du capteur appliqué sur une surface courbe.....	22

4	CONCEPTION ET APPLICATION DE CAPTEURS <i>FLEXIFORCE</i>[®] À DES POIGNÉES CYLINDRIQUES ET ELLIPTIQUES	25
4.1	Distribution de la pression et de la force de contact à l'interface main-poignée.....	25
4.2	Détermination de la position des capteurs <i>FlexiForce</i> [®]	28
4.3	Méthodologie – Étalonnage des capteurs <i>FlexiForce</i> [®] montés sur les poignées instrumentées.....	31
4.3.1	Dispositif expérimental utilisé pour mesurer les forces de préhension et de poussée ..	31
4.3.2	Sujets et plan d'essai pour l'étalonnage des capteurs <i>FlexiForce</i> [®]	32
4.3.3	Acquisition et analyse des données.....	35
4.4	Propriétés statiques des capteurs appliqués aux poignées	36
4.4.1	Répétabilité et variabilité intra-sujet et inter-sujet des mesures	36
4.4.2	Effet de la position des capteurs du côté paume et du côté doigts.....	43
4.5	Propriétés du capteur <i>FlexiForce</i> [®] soumis à des vibrations de poignée	47
4.5.1	Répétabilité et variabilité intra-sujet et inter-sujet des mesures	47
4.5.2	Comparaison des signaux de sortie des capteurs <i>FlexiForce</i> [®] dans des conditions statiques et dynamiques	52
5	MESURE DES RÉPONSES BIODYNAMIQUES DU SYSTÈME MAIN-BRAS CHEZ L'HUMAIN	55
5.1	Montage expérimental et méthodologie.....	55
5.2	Réponses biodynamiques mesurées aux interfaces paume-poignée et doigts-poignée.....	58
5.2.1	Variabilité inter-sujet	58
5.2.2	Comparaison des réponses mesurées avec les données publiées.....	61
5.2.3	Caractéristiques des réponses en fréquence du capteur <i>FlexiForce</i> [®]	63
5.2.4	Application de la fonction de réponse en fréquence au capteur <i>FlexiForce</i> [®]	66
6	ÉVALUATION DES CAPTEURS <i>FLEXIFORCE</i>[®] AUX FINS D'UTILISATION AVEC DES OUTILS MOTORISÉS	71
6.1	Méthodologie	71
6.2	Résultats.....	74

6.2.1	Étalonnage statique	74
6.2.2	Mesure des forces de couplage sous conditions statiques	76
6.2.3	Mesure des forces de couplage sous conditions dynamiques	77
7	CONCLUSION	79
	BIBLIOGRAPHIE	81

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 3.1 : Valeurs de sensibilité et de r^2 pour deux capteurs étalonnés sur une surface courbe.....	22
Tableau 4.1 : Paramètres anthropométriques des participants.	33
Tableau 4.2 : Conditions d'essai pour l'étalonnage des capteurs <i>FlexiForce</i> [®] appliqués sur les poignées.	35
Tableau 4.3 : Variabilité intra-sujet et inter-sujet de la sensibilité statique des capteurs <i>FlexiForce</i> [®] de paume et de doigts avec la poignée cylindrique de 38 mm. ...	38
Tableau 4.4 : Variabilité intra-sujet et inter-sujet de la sensibilité statique des capteurs <i>FlexiForce</i> [®] de paume et de doigts avec la poignée elliptique de 38 mm x 44 mm.	39
Tableau 4.5 : Variabilité inter-sujet de la sensibilité statique des capteurs <i>FlexiForce</i> [®] de paume et de doigts appliqués sur différentes poignées.....	42
Tableau 4.6 : Pourcentage de variation de la sensibilité moyenne des capteurs de paume et de doigts résultant d'un déplacement de 5 mm des capteurs par rapport à l'axe de la poignée.	46
Tableau 4.7 : Variabilité intra-sujet de la sensibilité moyenne des capteurs de paume et de doigts (poignée cylindrique de 38 mm ; excitation avec une accélération efficace pondérée en fréquence de 3 m/s ²).	49
Tableau 4.8 : Variabilité intra-sujet de la sensibilité moyenne des capteurs de paume et de doigts (poignée cylindrique de 43 mm ; excitation d'une accélération efficace pondérée en fréquence de 3 m/s ²).	50
Tableau 4.9 : Sensibilité moyenne globale de quatre capteurs et variation de leur sensibilité sous vibration par rapport à des conditions statiques.....	54
Tableau 5.1 : Conditions d'essai pour les mesures d'impédance.....	56

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 :	Force de contact élémentaire (F_{ci}) et force de poussée (F_{po}), comme définies dans la norme ISO 15230 [9].	3
Figure 1.2 :	Illustration de la force de préhension (F_{pr}), comparable à la force de serrage d'une pince [9].	3
Figure 1.3 :	Poignée instrumentée conçue pour équiper des poignées d'outils [33].	4
Figure 1.4 :	Représentation schématique de la poignée instrumentée équipée de capteurs de force [12].	5
Figure 1.5 :	Représentation visuelle de la poignée instrumentée et du support de fixation utilisés pour mesurer les forces de poussée et de préhension de la main [12].	.6
Figure 1.6 :	Matrices de capteurs capacitifs <i>emed</i>[®] de Novel : a) matrice enroulée autour d'une poignée cylindrique ; b) matrice utilisée comme gant instrumenté [17,18].	8
Figure 3.1 :	Capteur <i>FlexiForce</i>[®] (modèle 1230) retenu pour mesurer les forces à l'interface main-poignée.	14
Figure 3.2 :	Circuit de conditionnement à deux canaux avec un circuit de mise à zéro et un circuit à gain variable (un seul canal est illustré).	15
Figure 3.3 :	Conditionneur de signal à deux canaux développé pour enregistrer simultanément les signaux des capteurs <i>FlexiForce</i>[®] côté doigts et côté paume.	15
Figure 3.4 :	Montage expérimental pour l'étalonnage statique des capteurs sur une surface plane : a) installation de chargement des capteurs ; b) image du dynamomètre.	16
Figure 3.5 :	Montage expérimental pour l'étalonnage statique des capteurs sur une surface courbe.	16
Figure 3.6 :	Propriétés d'entrée-sortie de deux capteurs soumis à un chargement graduel suivi d'un déchargement graduel.	18
Figure 3.7 :	Caractéristiques d'entrée-sortie d'un capteur taillé et non taillé sur trois essais : a) capteur non taillé, longueur = 149 mm ; b) capteur taillé, longueur = 117 mm.	19
Figure 3.8 :	Effet de la longueur de l'élastomère de chargement sur les signaux de sortie des capteurs	20
Figure 3.9 :	Influence de la rigidité de l'élastomère sur les signaux de sortie des capteurs au cours de deux essais.	20
Figure 3.10 :	Effet de la position de la charge sur le signal de sortie du capteur.	21
Figure 3.11 :	Dégradation de la sensibilité des capteurs avec le temps.	22

Figure 3.12 :	Caractéristiques d'entrée-sortie statiques de deux capteurs soumis à un chargement sur une surface courbe : a) capteur n° 4 ; b) capteur n° 7.	23
Figure 4.1 :	Montage expérimental pour l'étalonnage de capteurs <i>FlexiForce</i>® installés sur des poignées instrumentées [41,42].	25
Figure 4.2 :	Capteur de distribution de pression de type capacitif enroulé autour d'une poignée instrumentée pour mesurer la pression de contact à l'interface main-poignée.	26
Figure 4.3 :	Illustration des cinq zones de contact définies pour étudier la distribution des forces de contact à l'interface main-poignée.	27
Figure 4.4 :	Emplacement de différentes zones de contact sur les poignées cylindriques et elliptiques à l'essai dans la présente étude (taille de la main = 9).....	29
Figure 4.5 :	Distribution du ratio des forces de contact (RFC) sur différentes zones de contact.	29
Figure 4.6 :	Emplacement des forces résultantes estimées sur différentes zones de contact avec les poignées cylindriques et elliptiques (rouge – zone 1 ; bleu – zone 2 ; vert – zone 3 ; violet – zones 4 et 5).	30
Figure 4.7 :	Disposition de deux capteurs <i>FlexiForce</i>® autour d'une poignée cylindrique pour obtenir une estimation de la composante axiale des forces de contact du côté paume et du côté doigts.	32
Figure 4.8 :	a) Poignée fendue équipée de capteurs de force de préhension et d'un accéléromètre ; b) poignée munie de capteurs <i>FlexiForce</i>® montés sur des capteurs de force de poussée.	32
Figure 4.9 :	Caractéristiques d'entrée-sortie statiques des capteurs <i>FlexiForce</i>® du côté paume et du côté doigts observées au cours de trois essais avec un même sujet (n° 5) : a) capteur de paume ($r^2 > 0,98$) ; b) capteur de doigts ($r^2 > 0,94$).	37
Figure 4.10 :	Variation inter-sujet de la sensibilité statique moyenne des capteurs <i>FlexiForce</i>® lorsqu'ils sont appliqués dans l'axe de la poignée ou décalés de 5 mm par rapport à cet axe, avec une poignée cylindrique de 38 mm : a) capteur de paume ; b) capteur de doigts.....	40
Figure 4.11 :	Variation inter-sujet de la sensibilité statique moyenne des capteurs <i>FlexiForce</i>® lorsqu'ils sont appliqués dans l'axe de la poignée ou décalés de 5 mm par rapport à cet axe, avec une poignée elliptique de 38 mm x 44 mm : a) capteur de paume ; b) capteur de doigts.	41
Figure 4.12 :	Variation de la sensibilité du capteur de paume (n° 4) et du capteur de doigts (n° 11) avec l'augmentation du nombre d'utilisations sur la poignée cylindrique de 43 mm.	43

Figure 4.13 : Effet de la position des capteurs sur la sensibilité statique moyenne des capteurs de force de la paume (à gauche) et des capteurs de force des doigts (à droite) : a) poignée cylindrique de 38 mm ; b) poignée elliptique de 38 mm x 44 mm.45

Figure 4.14 : Effet de la position des capteurs sur la sensibilité moyenne des capteurs de paume et de doigts avec différentes poignées cylindriques et elliptiques.46

Figure 4.15 : Propriétés d'entrée-sortie des capteurs *FlexiForce*[®] sous vibration à large bande de la poignée d'une accélération efficace pondérée en fréquence de 3 m/s² dans la plage de fréquences de 4 à 1000 Hz : a) capteur de paume ($r^2 > 0,98$) ; b) capteur de doigts ($r^2 > 0,96$) [poignée de 38 mm, sujet n° 5].48

Figure 4.16 : Variation inter-sujet de la sensibilité moyenne des capteurs *FlexiForce*[®] dans des conditions statiques et dynamiques : a) capteur de paume ; b) capteur de doigts [poignée de 38 mm].51

Figure 4.17 : Variation inter-sujet de la sensibilité moyenne des capteurs *FlexiForce*[®] dans des conditions statiques et dynamiques : a) capteur de paume ; b) capteur de doigts [poignée de 43 mm].52

Figure 4.18 : Influence de l'amplitude de vibration sur la sensibilité moyenne globale des capteurs *FlexiForce*[®] : a) capteur de paume ; b) capteur de doigts.53

Figure 5.1 : Montage expérimental pour la mesure de l'impédance main-bras à l'aide des capteurs *FlexiForce*[®] et de la poignée instrumentée.57

Figure 5.2 : Comparaison de l'impédance de la paume de 6 sujets, telle que mesurée au moyen de la poignée instrumentée avec une force de préhension de 30 N, une force de poussée de 50 N et une excitation de 1,5 m/s² : a) amplitude ; b) phase.59

Figure 5.3 : Comparaison de l'impédance de la paume de 6 sujets, telle que mesurée au moyen du capteur *FlexiForce*[®] avec une force de préhension de 30 N, une force de poussée de 50 N et une excitation de 1,5 m/s² : a) amplitude ; b) phase.59

Figure 5.4 : Comparaison de l'impédance des doigts de 6 sujets, telle que mesurée au moyen de la poignée instrumentée avec une force de préhension de 30 N, une force de poussée de 50 N et une excitation de 1,5 m/s² : a) amplitude ; b) phase.60

Figure 5.5 : Comparaison de l'amplitude de l'impédance des doigts de 6 sujets, telle que mesurée au moyen du capteur *FlexiForce*[®] avec une force de préhension de 30 N, une force de poussée de 50 N et une excitation de 1,5 m/s².61

Figure 5.6 : Comparaison des réponses en impédance moyennes de la paume obtenues au moyen de la poignée instrumentée et du capteur *FlexiForce*[®] avec les données rapportées par Dong et al. [49], sous une excitation de 1,5 m/s² : a) amplitude ; b) phase.62

- Figure 5.7** Comparaison des réponses en impédance moyennes des doigts obtenues au moyen de la poignée instrumentée et du capteur *FlexiForce*[®] avec les données rapportées par Dong et al. [49], sous une excitation de $1,5 \text{ m/s}^2$: a) amplitude ; b) phase.63
- Figure 5.8** : Caractéristiques des réponses en fréquence du capteur *FlexiForce*[®] dérivées des réponses en impédance de la paume des 6 sujets (traits colorés). Les valeurs moyennes sont représentées par un trait noir : a) rapport d'amplitude ; b) phase (force de poussée : 50 N, force de préhension : 30 N, excitation : $1,5 \text{ m/s}^2$).64
- Figure 5.9** : Caractéristiques des réponses en fréquence du capteur *FlexiForce*[®] dérivées de l'amplitude de l'impédance des doigts des 6 sujets (traits colorés). Les valeurs moyennes sont représentées par un trait noir (force de poussée : 50 N, force de préhension : 30 N, excitation : $1,5 \text{ m/s}^2$).65
- Figure 5.10** : Caractéristiques des réponses en fréquence du capteur *FlexiForce*[®] dérivées des réponses en impédance de la paume correspondant à différentes combinaisons de forces exercées par la main dans le cas du sujet n° 6 : a) rapport d'amplitude ; b) phase. Les forces de préhension et de poussée sont indiquées du côté droit des graphiques, les deux premiers chiffres faisant référence à la force de poussée, suivis de la valeur de la force de préhension.66
- Figure 5.11** : Caractéristiques des réponses en fréquence du capteur *FlexiForce*[®] dérivées de l'amplitude de l'impédance des doigts correspondant à différentes combinaisons de forces exercées par la main dans le cas du sujet n° 6 : Les forces de préhension et de poussée sont indiquées du côté droit des graphiques, les deux premiers chiffres faisant référence à la force de poussée, suivis de la valeur de la force de préhension.67
- Figure 5.12** : Réponses en impédance corrigées et non corrigées obtenues au moyen des capteurs *FlexiForce*[®] comparées à la réponse de référence obtenue au moyen de la poignée instrumentée sous une excitation de $1,5 \text{ m/s}^2$: a) impédance de la paume ; b) impédance des doigts.68
- Figure 5.13** : Réponses en impédance corrigées et non corrigées obtenues au moyen des capteurs *FlexiForce*[®] comparées à la réponse de référence obtenue au moyen de la poignée instrumentée sous une excitation de 3 m/s^2 : a) impédance de la paume ; b) impédance des doigts.69
- Figure 6.1** : Représentation du marteau burineur à percussion (BOSCH 11313 EVS).72
- Figure 6.2** : a) Position de la main de l'opérateur sur les capteurs de paume et de doigts de la poignée principale ; b) capteurs *FlexiForce*[®] de paume et de doigts installés sur la poignée.72
- Figure 6.3** : Posture du sujet agrippant la poignée de l'outil.73
- Figure 6.4** : Tension de sortie de 3 capteurs de paume utilisés avec 3 sujets pour 4 niveaux de force de poussée mesurée au niveau de la plateforme de force (3 répétitions par niveau).75

- Figure 6.5 :** Tension de sortie de 3 capteurs de paume utilisés avec 3 sujets pour 4 niveaux de force de préhension mesurée au niveau de la plateforme de force (3 répétitions par niveau).....75
- Figure 6.6 :** Corrélation entre les données de force de poussée obtenues au moyen des capteurs *FlexiForce*[®] et les données provenant de la plateforme de force alors que chaque sujet agrippait la poignée de l'outil stationnaire selon 5 combinaisons de forces de préhension et de poussée.76
- Figure 6.7 :** Corrélation entre les données du capteur de paume et la force de couplage alors que chaque sujet agrippait la poignée de l'outil stationnaire selon 5 combinaisons de forces de préhension et de poussée.77
- Figure 6.8 :** Corrélation entre les données de force de poussée obtenues au moyen des capteurs *FlexiForce*[®] et les données provenant de la plateforme de force alors que chaque sujet agrippait la poignée de l'outil vibrant selon 5 combinaisons de forces de préhension et de poussée.78
- Figure 6.9 :** Corrélation entre les données du capteur de paume et la force de couplage alors que chaque sujet agrippait la poignée de l'outil vibrant selon 5 combinaisons de forces de préhension et de poussée.78

1 FORCES DE COUPLAGE À L'INTERFACE MAIN-POIGNÉE – CONTEXTE

L'exposition professionnelle aux vibrations transmises à la main (VTM) pendant l'opération d'outils portatifs motorisés a été reliée à une variété d'effets néfastes sur la santé, notamment à des troubles vasculaires, neurologiques et musculosquelettiques, collectivement regroupés sous le nom de syndrome des vibrations main-bras (SVMB) [1-3]. Le syndrome de Raynaud d'origine professionnelle a été relié à des troubles de la circulation sanguine dans les doigts et la paume des mains exposées, de même qu'à une vulnérabilité au froid. L'exposition aux VTM se mesure en termes d'accélération pondérée en fréquence de la poignée d'outil vibrant suivant la méthode décrite dans la norme ISO 5349-1 [4]. Les effets des VTM sur la santé dépendent de nombreux facteurs extrinsèques et intrinsèques, comme l'amplitude et la fréquence des vibrations, les forces de préhension et de poussée, le type de prise et la distribution de la force de préhension, le couple dynamique, la géométrie de la poignée et d'autres facteurs intersujets. Les dispositions de la norme ISO 5349-1 [4] concernant l'évaluation de l'exposition aux VTM ne portent que sur l'influence de l'amplitude et de la fréquence des vibrations, négligeant celle d'autres facteurs contributifs. De plus, la norme a été largement critiquée relativement à la pondération fréquentielle et à la non-prise en compte des forces de couplage main-poignée ainsi que de la posture de travail. Quelques études récentes ont en outre donné lieu à des conclusions contraires aux résultats d'évaluation des risques de lésions découlant des principes directeurs de l'ISO 5349-1 et d'études épidémiologiques [5,6].

Les forces de couplage à l'interface main-poignée, souvent considérées comme une combinaison de forces de préhension et de poussée ou d'avance, ont pour effet de transmettre le flux d'énergie vibratoire de l'outil à la main. Les forces de couplage influent donc directement sur l'intensité des vibrations transmises à la main et au bras de l'opérateur [7,8]. Les forces de couplage liées à l'opération d'outils vibrants comportent généralement deux éléments : i) la force statique de la main appliquée de sorte à assurer le contrôle et l'orientation de l'outil, de même qu'à obtenir la productivité voulue, soit l'objet principal de la norme ISO 15230 [9], et ii) la force dynamique découlant de la réponse biodynamique du système main-bras. Il a été démontré que les VTM et les réponses biodynamiques du système main-bras augmentent avec la force de préhension [10-12]. En outre, une augmentation de la force de préhension tend à comprimer les tissus mous de la main et des doigts, ce qui réduit la circulation du sang dans les doigts et augmente le risque de contracter le syndrome de Raynaud [13]. Quelques études ont proposé l'ajout de fonctions de pondération pour tenir compte de l'importante influence des forces de couplage à l'interface main-poignée dans le cadre d'une évaluation de l'exposition aux VTM [14-16].

Bien que l'importance de tenir compte des forces de couplage au moment de quantifier l'exposition aux vibrations main-bras soit largement reconnue, la mesure des forces exercées par la main sur les outils vibrants n'a donné que des résultats limités. Cela s'explique essentiellement par l'absence de liens précis entre les forces de couplage statiques et les VTM, et par l'absence de systèmes de mesure fiables, surtout sur le terrain. L'étude VIBTOOL de la Communauté européenne (CE) constitue sans doute l'initiative la plus poussée quant au développement d'une matrice de mesure capacitive en polymère pour évaluer les forces de couplage à l'interface main-poignée [17]. Lemerle et al. [18] ont étudié la faisabilité de capteurs capacitifs (système *emed*[®] de Novel) pour mesurer les forces de couplage main-poignée. Un tel système de mesure serait

par contre difficile à utiliser sur le terrain, notamment en raison de son coût élevé et des lourdes exigences relatives à l'acquisition et à l'analyse des données. Par ailleurs, de tels capteurs sont fragiles et risquent d'être endommagés dans le cadre d'une utilisation sur le terrain.

La présente étude porte sur le développement d'un système de mesure à faible coût permettant de mesurer les forces exercées par une main couplée à une poignée vibrante, plus particulièrement les forces de préhension et de poussée. La faisabilité du système de mesure, qui repose sur des capteurs résistifs à faible coût, a été évaluée sur des poignées instrumentées ainsi que sur la poignée d'un outil vibrant. Il convient de noter que les réponses en impédance mécanique du système main-bras ont fait l'objet de multiples mesures en laboratoire à l'aide de poignées instrumentées [12,13,19-24,28], lesquelles nécessitent le recours à des corrections inertielles pour tenir compte de l'influence de l'inertie de la poignée sur la force biodynamique mesurée. L'utilisation de poignées instrumentées a en outre révélé une forte dépendance des forces statiques générées par la main à la posture du système main-bras [25-27]. Or, compte tenu de la très faible masse apparente de la main aux fréquences élevées, les corrections inertielles pourraient susciter d'importantes erreurs [29,30]. Le système de mesure à faible coût proposé étant appliqué à la surface de la poignée, il ne requiert aucune correction inertielle, de sorte qu'il est susceptible de fournir des mesures plus précises des réponses biodynamiques. La faisabilité du système de mesure a par ailleurs été évaluée à l'égard de la mesure de l'impédance mécanique du système main-bras sous vibrations à large bande dans l'axe de l'avant-bras (z_H).

1.1 Importance des forces exercées par la main

Nombre d'études ont démontré l'importance de l'influence des forces de couplage qui s'exercent entre la main et la poignée sur les réponses biodynamiques du système main-bras et sur l'absorption de la puissance vibratoire [11,19,21,31]. Riedel [15] a suggéré l'utilisation d'un facteur de couplage des forces exercées par la main pour tenir compte de l'effet de la force de couplage sur la mesure de la dose vibratoire transmise au système main-bras. L'étude révélait des différences insignifiantes entre les effets des forces de poussée et de préhension de la main, d'où la recommandation d'additionner les deux valeurs pour obtenir la force de couplage. Le facteur de correction proposé variait entre 0,6 et 1,2 pour des forces de couplage allant de 20 à 200 N. L'ajout d'un facteur de correction à la pondération en fréquence définie dans la norme ISO 5349-1 [4] a été considéré par le groupe de travail ISO/TC 108/SC 4, qui a reconnu le manque de données reliant la force de couplage à la vibration transmise [32].

La norme internationale ISO 15230 [9] définit les forces de poussée, de préhension, de contact et de couplage dans le contexte des forces exercées par la main sur une poignée. La force de contact est ainsi définie comme la somme des forces élémentaires F_{ci} distribuées, comme indiqué dans la Figure 1.1 :. La force de poussée exercée par la main est définie comme la somme des composantes axiales des F_{ci} résultant de la pression p_i distribuée sur l'aire de contact S_i , tel que (Figure 1.1 :) :

$$F_{po} = \sum_i F_{ci} \cos\alpha_i = \sum_i p_i S_i \cos\alpha_i \quad (1.1)$$

où F_{po} représente la force de poussée et α_i , l'angle de la force élémentaire F_{ci} par rapport à l'axe de la poignée, comme indiqué dans la Figure 1.1 :. La force de préhension, comparable à la force

de serrage d'une pince qu'exerce la main en agrippant une poignée, se trouve compensée à l'intérieur de la main par des forces opposées en direction d'un plan de division, comme indiqué dans la Figure 1.2 :. La norme définit par ailleurs la force de couplage comme la somme des forces de poussée et de préhension de la main :

$$F_{coup} = F_{pr} + F_{po} \tag{1.2}$$

où F_{pr} et F_{coup} représentent les forces de préhension et de couplage, respectivement.

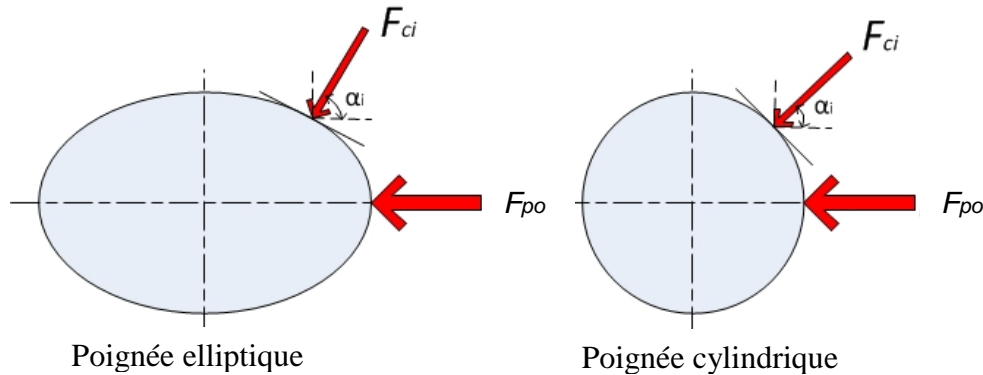


Figure 1.1 : Force de contact élémentaire (F_{ci}) et force de poussée (F_{po}), comme définies dans la norme ISO 15230 [9].

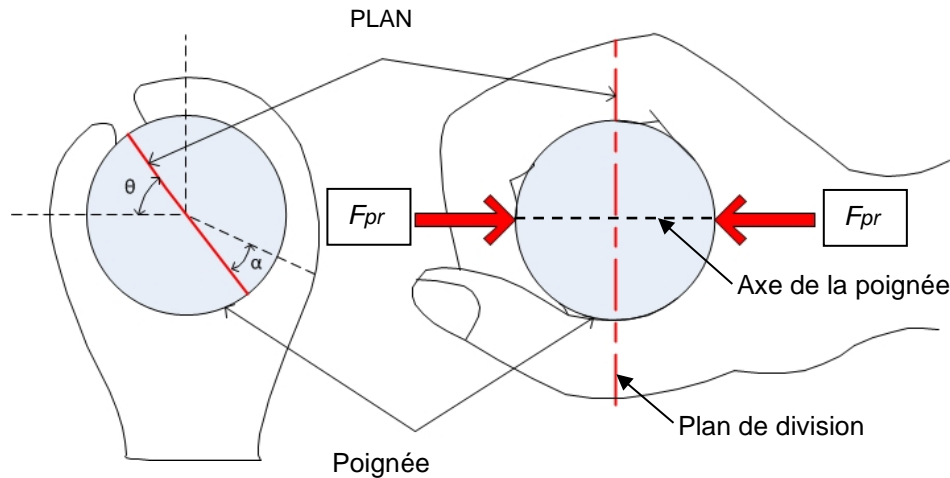


Figure 1.2 : Illustration de la force de préhension (F_{pr}), comparable à la force de serrage d'une pince [9].

Compte tenu de l'importance de l'effet des forces de poussée et de préhension de la main sur la charge musculosquelettique, les vibrations transmises à la main et les réponses biodynamiques [11,12,15,19,31], il s'avère essentiel de quantifier les forces exercées par la main pour comprendre les réponses du système main-bras aux vibrations. L'actuelle pondération en

fréquence définie dans la norme ISO 5349-1 [4] a fait l'objet de nombreuses critiques en raison de la non-prise en compte de divers facteurs contributifs, dont les forces de couplage [5,21]. Vu la complexité associée à la mesure des forces exercées par la main à l'interface main-poignée, les études citées ont exploré une variété de systèmes de mesure, brièvement décrits dans la sous-section qui suit.

1.2 Méthodes de mesure des forces exercées par la main

1.2.1 Poignées instrumentées

Différents types de poignées instrumentées, aussi bien statiques que vibrantes, ont été conçus pour mesurer les forces appliquées par la main. Les premiers modèles de poignées instrumentées utilisaient des jauges de contrainte pour mesurer la force de préhension exercée par la main [13,23,33-36]. De telles poignées ont servi à étudier l'effet des forces de couplage main-poignée sur les VTM et les réponses biodynamiques du système main-bras chez les humains. Ces poignées présentaient généralement des résonances aux fréquences inférieures à 1000 Hz, de sorte qu'elles ne pouvaient fournir des mesures fiables des réponses biodynamiques du système main-bras dans la large plage de fréquences des vibrations typiques produites par les outils. Chadwick et al. [34] ont proposé une poignée instrumentée comportant six segments en porte-à-faux équipés de jauges de contrainte à leurs extrémités (Figure 1.3). Plus récemment, Wimer et al. [35] ont évalué des modèles de poignées instrumentées à 6, 8 et 10 segments semblables à celui présenté par Chadwick et al. [34]. Il est ressorti de ces études qu'une poignée instrumentée à six segments fournit des mesures plus précises des forces de couplage relativement à différentes tâches de préhension. Un modèle de poignée de conception comparable, illustré dans la Figure 1.3, a été proposé par McGorry [33] pour mesurer la force de préhension et le moment avec des outils portatifs.

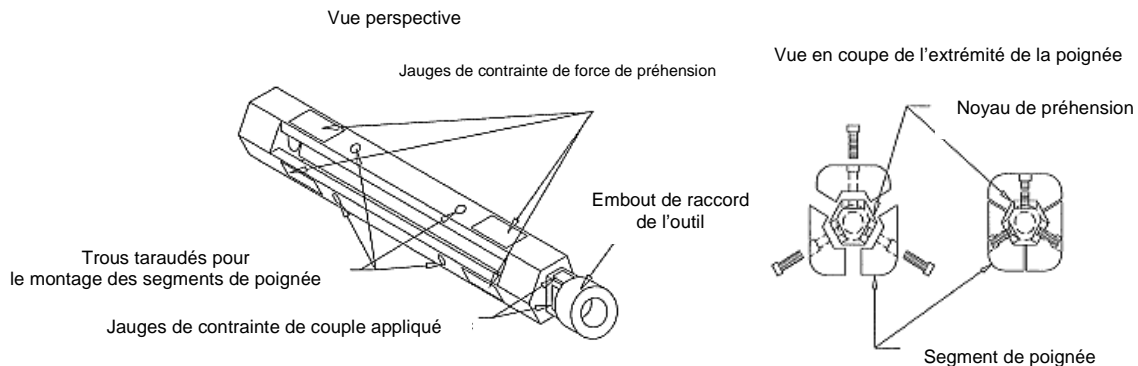


Figure 1.3 : Poignée instrumentée conçue pour équiper des poignées d'outils [33].

Des poignées instrumentées pourvues de capteurs de force piézoélectriques ont été conçues pour mesurer les forces de préhension et de poussée ainsi que les forces dynamiques de la main dans le cadre d'études sur les réponses biodynamiques aux vibrations du système main-bras chez l'humain de même que qu'aux fins d'évaluation de gants antivibrations [12,20,22,37]. Ces poignées comportent deux capteurs de force logés entre les deux moitiés d'une poignée fendue et

destinées à mesurer la force de préhension de la main, et deux autres capteurs de force posés entre la poignée et un support de fixation, ceux-ci destinés à mesurer les forces dynamiques et de poussée. Ce type de poignée présente généralement une grande rigidité, et donc des fréquences de résonances plus élevées, au-delà de 1000 Hz. La Figure 1.4 offre une représentation schématique de la poignée instrumentée en deux sections utilisée en laboratoire pour mesurer les forces statiques et dynamiques de la main de même que les réponses biodynamiques du système main-bras, tandis que la Figure 1.5 en présente une image photographique. Les deux capteurs de force (Kistler 9212) sont montés à l'intérieur de la poignée, et les deux capteurs de force complémentaires (Kistler 9317b), entre la poignée et son support. Ce modèle de poignée a été recommandé dans la norme ISO 10819 [38] pour évaluer les caractéristiques de la transmissibilité vibratoire des gants antivibrations.

Les poignées instrumentées décrites ci-dessus ont été largement utilisées en laboratoire pour mesurer les forces de la main avec des poignées aussi bien statiques que vibrantes. Elles ne sont toutefois pas adaptées à des applications sur le terrain en raison de l'extrême complexité que présente leur installation sur un outil motorisé. En outre, il a été rapporté que la conception de poignées instrumentées en deux parties affectent la rigidité de la poignée d'une manière défavorable. La réponse dynamique de la poignée aux vibrations peut ainsi générer d'importantes erreurs lors de la mesure de l'impédance mécanique en laboratoire, surtout à fréquence élevée [29,30]. De nombreuses études ont démontré que les poignées instrumentées équipées de jauges de contrainte ou de capteurs de force ne peuvent pas toujours être utilisées sur le terrain du fait qu'elles requièrent un appareillage particulier [33,34,39,40].

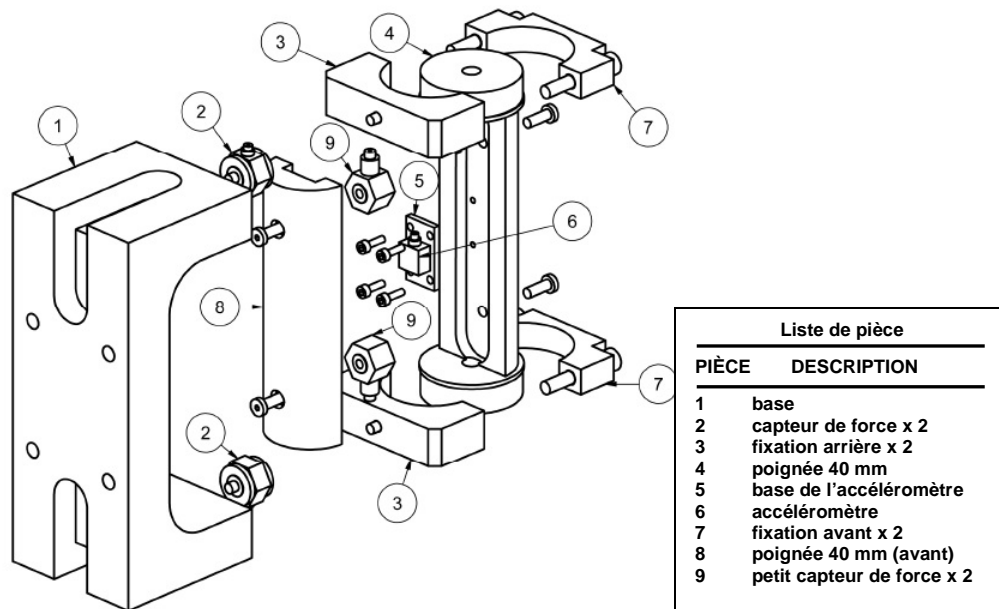


Figure 1.4 : Représentation schématique de la poignée instrumentée équipée de capteurs de force [12].

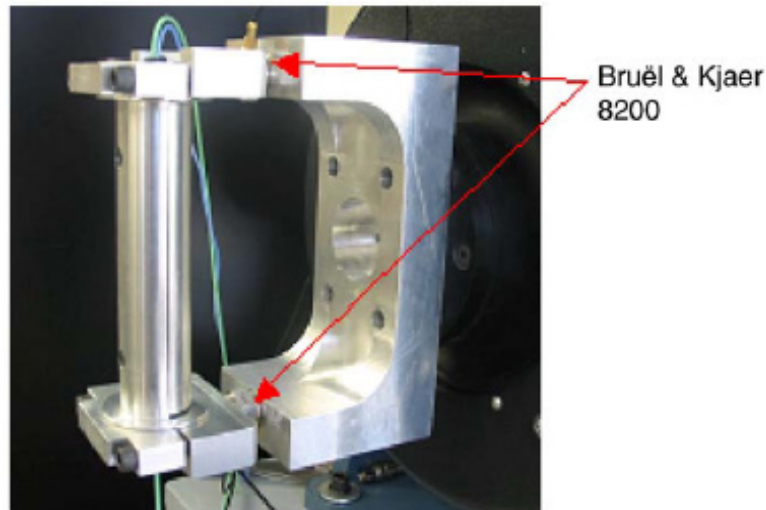


Figure 1.5 : Représentation visuelle de la poignée instrumentée et du support de fixation utilisés pour mesurer les forces de poussée et de préhension de la main [12].

1.2.2 Techniques de mesure de la pression à l'interface main-poignée

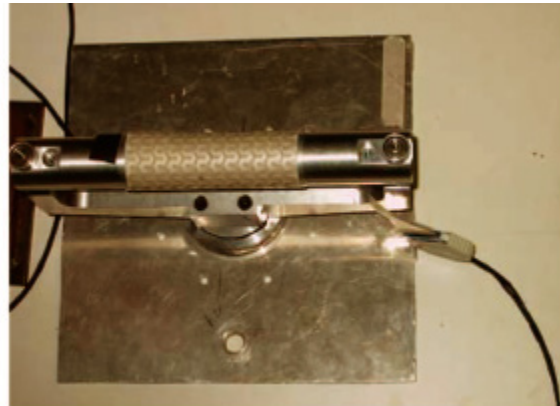
Ces dernières années, quelques études ont porté sur la capacité des dispositifs de mesure de pression à pellicule mince à évaluer les forces de couplage main-poignée. Les capteurs ainsi utilisés s'avèrent suffisamment flexibles pour être utilisés sur des poignées présentant différentes sections transversales et surfaces courbes. Des capteurs à pellicule mince semi-conducteurs, capacitifs et résistifs ont été utilisés pour mesurer les forces de couplage à l'interface main-poignée dans des conditions statiques. Les capteurs capacitifs sont constitués d'un matériau diélectrique enchâssé entre des couches élastomères ; ils offrent donc une flexibilité et des variations de capacité adaptées à la pression appliquée. Les capteurs résistifs sont pour leur part constitués de résistances sensibles à la pression enchâssées entre deux minces couches de mylar. Des capteurs de distribution de pression de type résistif ou capacitif offrant un agencement matriciel des sensels ont été commercialement conçus pour être appliqués sur des poignées d'outils motorisés. Gurram et al. [13] ont utilisé une matrice de capteurs de pression capacitifs de 6 x 6 sur des poignées fendues en porte-à-faux pour mesurer la distribution de la pression de préhension dans des conditions aussi bien statiques que dynamiques. Par la suite, Welcome et al. [41] et Aldien et al. [42] ont utilisé des matrices de capteurs de pression capacitifs pour mesurer les forces de contact et de couplage main-poignée sous conditions statiques. Ces études ont été effectuées avec des poignées instrumentées équipées de capteurs de force pour valider les capteurs capacitifs, et leurs auteurs ont proposé des formules empiriques mettant en relation les forces de préhension, de poussée, de couplage et de contact main-poignée en fonction de la taille de la poignée. Ces études ont démontré qu'une matrice de capteurs de pression capacitifs peut fournir des mesures précises des forces de préhension, de poussée et de contact main-poignée en laboratoire, sous conditions statiques et posture main-bras contrôlée. La relation entre les forces de préhension, de poussée et de contact a été documentée dans la norme ISO 15230 [9]. Young

et al. [43] ont utilisé une matrice de capteurs de pression capacitifs pour cartographier la distribution des forces exercées à l'interface main-poignée à travers différentes tâches de préhension et de traction. Deboli et al. [41] ont également utilisé une telle matrice pour déterminer la force de préhension de la main sur un cueilleur d'olives portatif.

Lemerle et al. [18] ont quant à eux utilisé une matrice de capteurs de pression capacitifs développée par Novel GmbH (une firme de Munich, en Allemagne) pour mesurer les forces de préhension et de poussée sur des outils motorisés. Cette étude s'inscrivait dans le cadre du vaste projet VIBTOOL et était conjointement commanditée par l'Union européenne et Novel GmbH. Un nouveau modèle de matrice de capteurs de pression capacitifs a subséquentement été développé pour évaluer les forces exercées par la main sur les poignées d'outils motorisés [17,18]. Le dispositif de détection pouvait cartographier la distribution de la pression à l'interface main-poignée en enroulant la matrice de capteurs autour de la poignée ou en utilisant le capteur intégré à un gant, comme illustré dans la Figure 1.6. Les auteurs de l'étude ont effectué une analyse statique et dynamique approfondie du dispositif de détection de pression en mesurant directement la distribution de la pression à l'interface main-poignée et en mesurant indirectement les forces de préhension et de poussée avec des poignées de différents diamètres.

Bien que le projet VIBTOOL ait clairement démontré la fiabilité de la matrice de capteurs de pression capacitifs quant à la mesure de la distribution de la pression et des forces de couplage à l'interface main-poignée, ce système de mesure n'est pas adapté aux applications sur le terrain en raison de son coût très élevé. Par ailleurs, les capteurs capacitifs sont réputés être relativement fragiles, de sorte qu'ils risquent d'être endommagés ou de cesser de fonctionner dans le cadre d'applications sur le terrain. Enfin, la capacité de tels capteurs à mesurer les forces dynamiques à l'interface main-poignée dans les plages de fréquences propres aux outils motorisés n'a pas encore été démontrée.

En guise d'alternative, quelques études ont exploré l'utilisation de capteurs de force résistifs (CFR) peu coûteux pour mesurer les forces exercées à l'interface main-poignée. Tout comme pour le système de mesure capacitif, les CFR ont été disposés en réseaux matriciels de divers types pour mesurer la distribution des forces interfaciales. Komi et al. [45] ont évalué trois types de capteurs minces et flexibles pour mesurer la force de préhension exercée sur un bâton de golf, à savoir une grille de mesure de force de type résistif (Tekscan 9811, Tekscan Inc., É.-U.), un assemblage de petits capteurs *FlexiForce*[®], aussi développés par Tekscan Inc. (É.-U.), et des capteurs flexibles composites à effet tunnel (QTC^{MC}) (Peratech Ltd., Royaume-Uni). L'étude portait sur la performance relative des capteurs dans des conditions contrôlées en laboratoire sous l'angle de la précision en statique, de l'hystérésis, de la répétabilité, des erreurs de dérive, de la précision en dynamique et des effets propres à la charge de cisaillement et à la courbure de surface. Les résultats ont révélé que la performance de la grille de mesure de force de type résistif et des capteurs *FlexiForce*[®] était supérieure à celle des capteurs QTC, bien que tous les capteurs aient présenté d'importantes erreurs de dérive. Les résultats indiquent en outre que les deux types de capteurs résistifs développés par Tekscan Inc. offraient une sensibilité de mesure réduite par rapport à la sensibilité statique des capteurs QTC. Enfin, la sensibilité des trois types de capteurs diminuait avec l'usage. Dans une étude récente, Rossi et al. [46] ont utilisé des capteurs de pression résistifs (Tekscan 3200, Tekscan Inc., É.-U.) pour déterminer l'influence du diamètre de la poignée sur les forces exercées par la main.



a)



b)

Figure 1.6 : Matrices de capteurs capacitifs *emed*[®] de Novel : a) matrice enroulée autour d'une poignée cylindrique ; b) matrice utilisée comme gant instrumenté [17,18].

Malgré les inconvénients mentionnés ci-dessus, leur flexibilité et leur coût nettement moindre rendent les dispositifs de mesure de pression de type résistif attrayants pour évaluer efficacement les forces de couplage main-poignée dans des conditions de travail types sur le terrain. De telles matrices de capteurs ont été commercialement développées en parallèle avec du matériel et des logiciels de numérisation à haut débit permettant la mesure des forces de couplage dans des conditions aussi bien statiques que dynamiques [51]. Le principal avantage de ce type de capteurs tient à leur très faible coût par rapport aux capteurs capacitifs. Leur capacité à fournir des mesures fiables des forces de la main dans différentes conditions statiques et dynamiques n'a toutefois pas encore été systématiquement étudiée.

1.3 Mesure des réponses biodynamiques du système main-bras

Les caractéristiques des réponses biodynamiques du système main-bras aux vibrations transmises par la main ont été largement étudiées afin de dégager les équivalents mécaniques des propriétés de la main et du bras, de définir des options de pondération en fréquence et d'acquérir une meilleure compréhension de l'absorption de la puissance vibratoire. Les réponses biodynamiques ont été décrites en termes de fonctions de réponse « au travers du système main-bras » et « à la main » [48]. La fonction de réponse « au travers du système main-bras » désigne la transmission de la vibration à différents segments du système main-bras, exprimée comme le rapport de l'amplitude de la vibration mesurée à un point précis du système main-bras à l'amplitude de la vibration à l'interface main-poignée [11]. La fonction de réponse biodynamique « à la main » relie la vibration au point d'application de la main à la force exercée au point d'application, exprimée sous forme d'impédance mécanique au point d'application (IMPA), de masse apparente (MAPP) ou de puissance absorbée, tel que :

$$\mathbf{Z}(j\omega) = \frac{F(j\omega)}{v(j\omega)} \quad \mathbf{M}(j\omega) = \frac{F(j\omega)}{a(j\omega)} \quad \mathbf{P}(j\omega) = \text{Re}[\mathbf{Z}(j\omega)]v^2 \quad (1.3)$$

où Z , M et P représentent les fonctions de réponse en fréquence complexes que sont l'IMPA, la MAPP et la puissance absorbée, respectivement ; v et a , la vitesse et l'accélération, respectivement, mesurées au point d'application ; F , la force mesurée au point d'application dans l'axe du mouvement ; ω , la fréquence circulaire de la vibration ; et où $j = \sqrt{-1}$. Dans l'équation ci-dessus, Re constitue la partie réelle de l'IMPA.

Les réponses biodynamiques du système main-bras ont largement été caractérisées en laboratoire à l'aide de poignées instrumentées dans différentes conditions expérimentales, notamment en ce qui a trait à l'amplitude et à la fréquence de vibration de la poignée, à la posture main-bras, aux forces de préhension et de poussée, de même qu'à la géométrie et à la taille de la poignée [12,19-23,28-31,36,37]. Les réponses ont généralement été présentées en termes d'IMPA en tant que fonction de réponse en fréquence reliant la force dynamique et la vitesse à l'interface main-poignée ou dans son voisinage immédiat, tel que :

$$\mathbf{Z}(j\omega) = \frac{S_{Fv}(j\omega)}{S_{vv}(j\omega)} \quad (1.4)$$

où S_{Fv} correspond à la densité spectrale croisée de la force F et de la vitesse v , et S_{vv} , à la densité autospectrale de la vitesse.

Les caractéristiques de l'impédance mécanique au point d'application qui décrivent la réponse biodynamique « à la main » du système main-bras ont été largement étudiées en fonction d'un large éventail d'excitations vibratoires et de conditions expérimentales. Ces études ont révélé que les réponses biodynamiques du système main-bras dépendent fortement des forces exercées par la main. L'amplitude de l'IMPA augmente avec la force de préhension [21,23,37,50,51]. À partir d'une synthèse des données sur l'impédance mécanique fournies dans la norme ISO 10068 [24],

les chercheurs ont conclu que la réponse biodynamique du système main-bras est relativement moins sensible aux variations des forces de poussée ou de traction, bien que seulement quelques ensembles de données se rapportent à l'effet de la force de poussée [52]. Ainsi la norme actuelle met-elle plus particulièrement l'accent sur l'effet isolé de la force de préhension [24]. Mann et Griffin [49] ont étudié l'influence de divers facteurs physiques sur l'impédance mécanique directe mesurée à la surface palmaire des doigts. Leurs résultats indiquent que la transmission de la vibration aux doigts dépend fortement de l'amplitude de la force de contact.

Les mesures biodynamiques effectuées au moyen de poignées instrumentées peuvent donner lieu à d'importantes erreurs, en partie attribuables aux propriétés inertielles et dynamiques de la poignée [29,30]. Une correction inertielle est invariablement appliquée pour tenir compte de l'inertie de la poignée instrumentée en soustrayant l'IMPA de la poignée seule de l'IMPA de la poignée et du système main-bras combinés, tel que :

$$Z_{main-bras}(j\omega) = Z_{couplé}(j\omega) - Z_{poignée}(j\omega) \quad (1.5)$$

où $Z_{main-bras}$ représente l'IMPA du système main-bras, $Z_{couplé}$, l'IMPA de l'ensemble couplé poignée-système main-bras, et $Z_{poignée}$, l'IMPA de la poignée seule.

L'amplitude de l'IMPA de la poignée seule peut être considérablement plus grande que celle de la main à fréquence élevée, surtout lorsque la masse de la poignée soutenue par les capteurs de force est relativement importante. Il a été démontré que les effets dus à l'inertie de la poignée à haute fréquence ne peuvent être entièrement éliminés par annulation de la masse [29]. Quelques études ont démontré que la masse apparente du système main-bras tend à être très faible aux fréquences supérieures à 500 Hz, et qu'elle approche de 25 g près de 1000 Hz, ce qui est significativement moindre que celle de la poignée instrumentée [19,53]. Les écarts entre les réponses en impédance mesurées au-delà de 500 Hz sont en partie attribuables aux effets inertiels des poignées instrumentées [29]. L'amplitude des erreurs dues aux effets inertiels peut être minimisée en réduisant la masse effective de la poignée soutenue par les capteurs de force. Une réduction de la masse tend toutefois à augmenter la flexibilité de la structure de la poignée, et donc à réduire la fréquence de résonance.

Des matrices de capteurs de distribution de pression à pellicule mince et de masse négligeable peuvent être appliquées directement à la surface de la poignée de manière à préserver sa rigidité. De tels capteurs peuvent être utilisés pour mesurer non seulement les forces de poussée et de préhension de la main, mais aussi la force dynamique, afin d'obtenir les réponses en IMPA sans aucune correction inertielle. Cela dit, la précision des mesures dynamiques dépendrait alors fortement de la bande passante et des caractéristiques de la réponse en fréquence des dispositifs de détection de pression, lesquelles restent à étudier.

2 OBJECTIFS DE L'ÉTUDE

Cette étude a pour objectif général de contribuer au développement d'un dispositif à faible coût pour mesurer les forces de couplage main-poignée avec des outils portatifs motorisés. Elle a pour but premier d'étudier la capacité d'un système à base de capteurs de force résistifs peu coûteux à mesurer les forces exercées à l'interface main-poignée dans des conditions statiques et dynamiques. Les objectifs spécifiques de l'étude s'énoncent comme suit :

- 1) développer un système de mesure à deux canaux des forces exercées à l'interface main-poignée au moyen de capteurs *FlexiForce*[®], inclusion faite d'un circuit de conditionnement des signaux ;
- 2) évaluer la validité des capteurs *FlexiForce*[®] et du circuit de conditionnement par le biais de tests d'étalonnage statiques et dynamiques ;
- 3) développer un logiciel d'analyse de données pour calculer les forces de poussée et de préhension de la main – les capteurs étant enroulés autour de poignées cylindriques et elliptiques de différentes tailles –, et déterminer l'emplacement optimal des capteurs en analysant la distribution de la pression à l'interface main-poignée ;
- 4) évaluer la capacité des capteurs à mesurer les forces de poussée et de préhension de la main dans des conditions statiques et dynamiques ;
- 5) évaluer la capacité des capteurs à mesurer la réponse biodynamique du système main-bras humain exposé à une vibration aléatoire en large bande dans l'axe de l'avant-bras ;
- 6) étudier la capacité du système de mesure à évaluer les forces de préhension et de poussée à l'interface main-poignée d'un outil à percussion dans des conditions aussi bien statiques que vibratoires.

L'étude a été réalisée en trois phases systématiques. Au cours de la phase initiale, des capteurs *FlexiForce*[®] ont été utilisés pour mesurer la force de contact grâce au développement d'un circuit de conditionnement des signaux à deux canaux et à gain variable. L'étalonnage statique des capteurs a été effectué avec un large éventail de charges, les capteurs étant appliqués sur des surfaces aussi bien planes que courbes (Chapitre 3). Les capteurs ont ensuite été appliqués sur des poignées cylindriques et elliptiques fendues afin d'estimer les forces de poussée et de préhension de la main à partir des forces mesurées au niveau de la paume et des doigts. Des données relatives à la distribution de la pression à l'interface main-poignée ont été rigoureusement examinées afin d'établir la position optimale des capteurs sur des poignées de différentes tailles. La capacité du système de mesure à déterminer les forces de poussée et de préhension de la main avec des poignées vibrantes a subséquemment été évaluée sous vibration aléatoire en large bande appliquée à la poignée (Chapitre 4). La capacité des capteurs à mesurer la réponse biodynamique du système main-bras a été évaluée dans la phase suivante de l'étude (Chapitre 5). L'applicabilité du système de mesure à une réelle poignée d'outil a été examinée

dans la phase finale de l'étude au moyen d'un marteau burineur opéré dans un dissipateur d'énergie. La validité des capteurs a été évaluée alors que la main agrippait la poignée de l'outil aussi bien stationnaire que vibrant en exerçant un large éventail de forces (Chapitre 6).

3 DÉVELOPPEMENT DU SYSTÈME DE MESURE ET CARACTÉRISATION DES CAPTEURS SUR SURFACES PLANES ET COURBES

3.1 Développement du système de mesure des forces

Le principal objectif de ce projet consistait à développer un système de mesure des forces exercées à l'interface main-poignée à la fois fiable et peu coûteux afin de déterminer les forces de poussée et de préhension exercées par la main sur une poignée d'outil. Différents capteurs de force résistifs à faible coût destinés à être utilisés dans des conditions aussi bien vibratoires que statiques ont ainsi été évalués. Après examen des spécifications de différents capteurs, les capteurs *FlexiForce*[®] (modèle 1230) fabriqués par Tekscan Inc. (É.-U.) ont été choisis aux fins de l'étude, notamment en raison des caractéristiques suivantes :

- coût très faible par rapport aux capteurs capacitifs ;
- minces, flexibles et facilement applicables à des poignées d'outils ;
- masse minimale et temps de réponse rapide ;
- taille convenant aux poignées d'outils motorisés, chaque capteur pouvant être taillé à la longueur et la largeur voulues pour s'adapter à différentes tailles de poignées ;
- contrairement aux matrices de mesure de pression, les capteurs peuvent être utilisés de façon isolée de manière à mesurer la force exercée sur l'ensemble du capteur, ce qui permet d'obtenir des mesures à une très haute fréquence d'échantillonnage ;
- exigences simplifiées en matière de conditionnement des signaux.

Le modèle de capteur *FlexiForce*[®] retenu est présenté dans la Figure 3.1. Chaque capteur fait 149 mm de longueur, 40 mm de largeur et 0,21 mm d'épaisseur. Ce modèle de capteur fonctionne selon le principe des capteurs de force résistifs (CFR), dont la résistance se trouve modifiée lorsqu'une force est appliquée sur leur surface active. Un CFR comporte deux couches de polymère. L'une d'elle renferme une paire de conducteurs entrelacés et constitue la zone de détection active. L'autre couche est adhésive et enduite d'une encre à CFR à base de carbone. En l'absence d'une force, la résistance entre les deux couches peut atteindre jusqu'à 10 MΩ, et le capteur se comporte à la façon d'un circuit ouvert. Suivant le principe de fonctionnement général des CFR, l'application d'une force au capteur fait en sorte que l'encre entre en contact avec les bandes conductrices et cause un court-circuit qui entraîne une baisse de résistance. Par conséquent, la conductance des capteurs varie de façon linéaire avec la force appliquée. Un circuit de conditionnement des signaux est requis pour mesurer le changement de résistance sous forme de variation de tension électrique facilement mesurable et pouvant être directement reliée à la force appliquée. Il importe de noter que les capteurs n'émettent un signal que lorsqu'une force est appliquée à un point où les bandes conductrices se croisent, communément appelé « sensel ». Le capteur *FlexiForce*[®] retenu (model 1230) comporte au total 102 sensels. Dans le cas d'une charge surfacique, cette caractéristique n'est pas pertinente puisque la charge appliquée couvre alors plusieurs sensels mais ne génère qu'un seul signal correspondant à la charge totale appliquée à l'ensemble des sensels, étant donné que ces derniers sont interreliés.

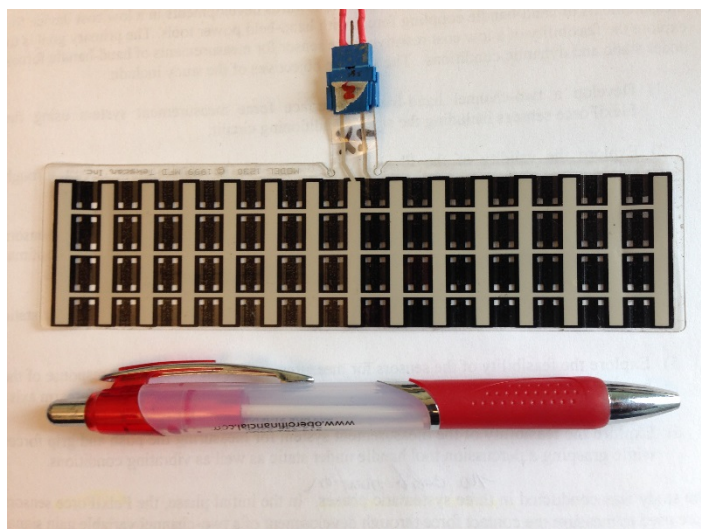


Figure 3.1 : Capteur *FlexiForce*[®] (modèle 1230) retenu pour mesurer les forces à l'interface main-poignée.

Dans le cadre de cette étude, un conditionneur de signal a été développé pour mesurer le changement de résistance des capteurs sous forme de variation de tension du circuit. Le circuit de conditionnement a d'abord été développé suivant les recommandations de Tekscan. Le circuit recommandé consistait en un amplificateur de tension inverseur conçu pour émettre un signal de sortie analogique selon la résistance du capteur et une résistance fixe de référence. La sensibilité du capteur pouvait être modifiée en changeant la résistance de référence ou la tension d'excitation. Les mesures préliminaires effectuées avec le type de circuit de conditionnement recommandé ont révélé une importante dérive du signal de sortie de même qu'une saturation du signal sous faible charge. Le circuit a par la suite été modifié afin d'étendre sa plage de mesure de manière à empêcher toute saturation du signal sous des charges allant jusqu'à 200 N, et pour faire en sorte d'enregistrer simultanément les signaux de deux capteurs appliqués sur une poignée. Un circuit de mise à zéro a été ajouté pour compenser tout biais éventuellement dû à une charge préalable du capteur de même que pour contrôler la dérive du signal. Un circuit à gain variable a également été intégré à l'ensemble pour assurer une tension de sortie adéquate dans la fourchette de forces voulue (0 à 200 N). La Figure 3.2 illustre le circuit de conditionnement adapté pour enregistrer simultanément les signaux de sortie de deux capteurs. La Figure 3.3 présente une image du conditionneur de signal à deux canaux.

3.2 Méthodologie – Caractérisation statique des capteurs *FlexiForce*[®] sur surfaces plane et courbe

Un étalonnage statique de plusieurs capteurs *FlexiForce*[®] raccordés au conditionneur de signal à deux canaux a été effectué pour établir le rapport entre la force appliquée et les signaux de sortie des capteurs, l'uniformité des signaux entre les capteurs, la linéarité et l'hystérésis, de même que l'influence de la longueur des capteurs, de la position de la charge et de l'aire de la zone de chargement. Les mesures ont été effectuées sous un large éventail de charges statiques en posant les capteurs sur une surface plane et sur une surface courbe afin de simuler la géométrie d'une

poignée d'outil. Les données obtenues ont été utilisées pour évaluer la sensibilité statique d'un ensemble de capteurs *FlexiForce*[®]. Les charges appliquées aux capteurs l'ont été à travers un élastomère relativement rigide pour assurer un contact plus uniforme des couches de chaque capteur. Il convient ici de noter que la rigidité de l'élastomère n'a pas été quantifiée. Par ailleurs, des mesures répétées avec les mêmes capteurs ont été effectuées sur plusieurs jours pour évaluer la dégradation des signaux de sortie des capteurs dans le temps.

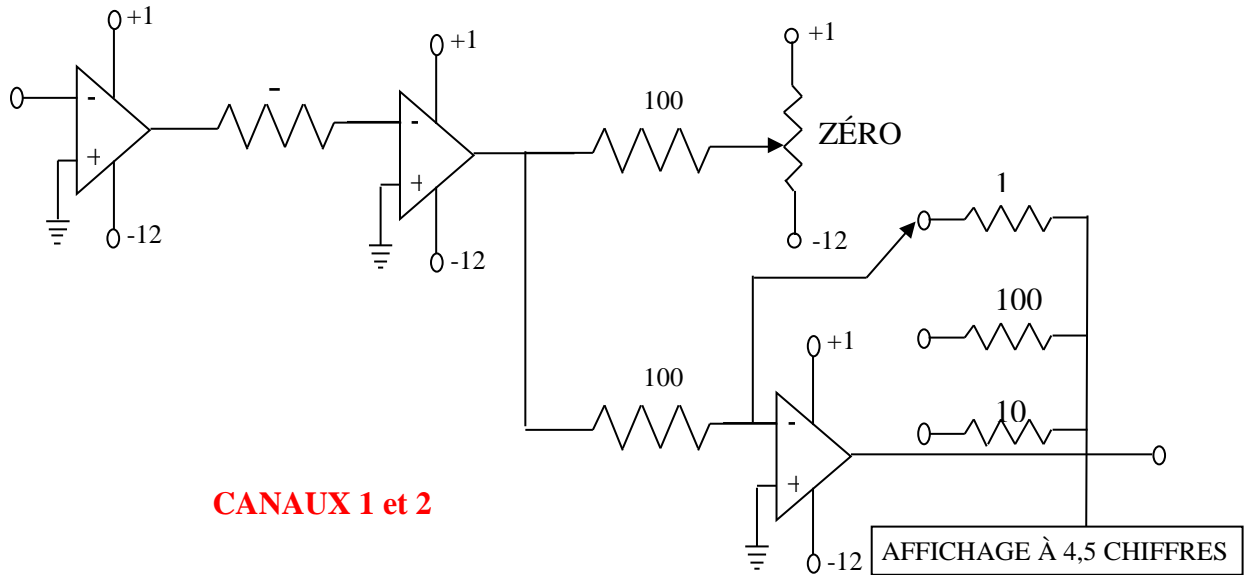


Figure 3.2 : Circuit de conditionnement à deux canaux avec un circuit de mise à zéro et un circuit à gain variable (un seul canal est illustré).



Figure 3.3 : Conditionneur de signal à deux canaux développé pour enregistrer simultanément les signaux des capteurs *FlexiForce*[®] côté doigts et côté paume.

Les capteurs ont été chargés à l'aide d'un dynamomètre (Dillon, modèle GL 500) doté d'un afficheur de force numérique. La portée du dynamomètre était de 0 à 500 N avec une résolution de 0,2 N. La force appliquée à chaque capteur l'était à travers un élastomère et une bande de métal de 18 mm d'épaisseur fixée au dynamomètre, comme l'indique la Figure 3.4(a). La Figure 3.4(b) montre le dispositif d'étalonnage statique avec dynamomètre. Les mesures initiales ont été

effectuées en augmentant graduellement la force appliquée aux capteurs de 0 à 100 N par incréments d'environ 10 N. La force appliquée a ensuite été graduellement réduite jusqu'à 0 N afin d'évaluer l'hystérésis des capteurs. Les mesures ont été reprises durant trois cycles de chargement et de déchargement afin d'évaluer leur répétabilité. Les mesures ont en outre été effectuées selon différentes zones de chargement en modifiant la taille du tampon élastomère et en changeant la position du dynamomètre sur le capteur. Les mesures relatives à un même capteur ont été reprises sur plusieurs jours. Les données obtenues ont ensuite été analysées pour étudier la sensibilité des signaux de sortie des capteurs aux variations de la zone de contact et de la position de la charge, de même qu'une éventuelle dégradation des signaux de sortie des capteurs avec le temps. Des tests d'étalonnage statique ont ensuite été effectués en posant le capteur sur une surface courbe, comme l'indique la Figure 3.5.

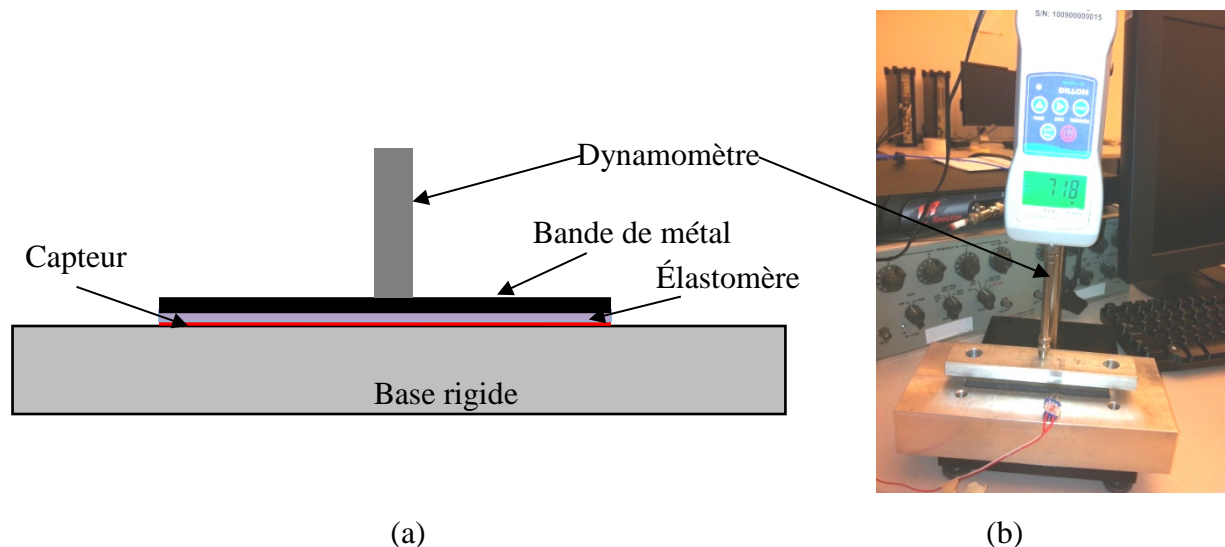


Figure 3.4 : Montage expérimental pour l'étalonnage statique des capteurs sur une surface plane : a) installation de chargement des capteurs ; b) image du dynamomètre.

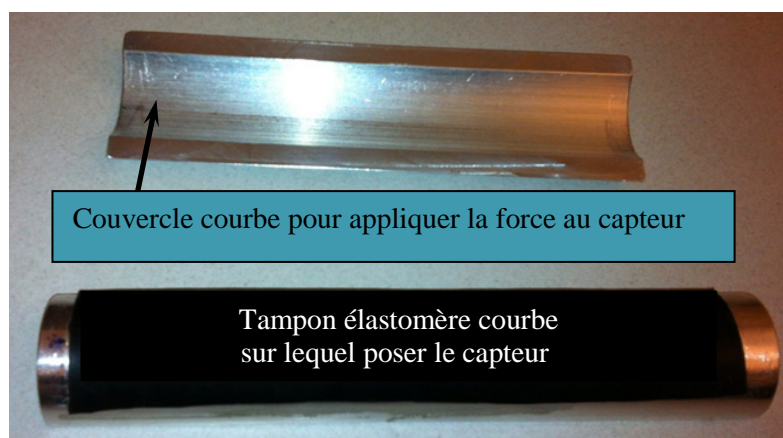


Figure 3.5 Montage expérimental pour l'étalonnage statique des capteurs sur une surface courbe.

3.3 Propriétés du capteur *FlexiForce*[®]

Des mesures préalables ont été effectuées pour caractériser les signaux de sortie des capteurs sous différentes charges statiques allant jusqu'à 120 N. Ces mesures portaient sur 12 capteurs différents, séquentiellement numérotés de 1 à 12. Chaque capteur était posé sur une surface plane, et la charge était appliquée à travers une interface élastomère au moyen du dynamomètre présenté dans la Figure 3.4. Les données obtenues ont été analysées pour déterminer les caractéristiques des capteurs en termes de linéarité, d'hystérésis et de dépendance au point d'application de la force, à la rigidité de l'élastomère et à la longueur du capteur.

3.3.1 Hystérésis du capteur

L'hystérésis des différents capteurs a été caractérisée en chargeant graduellement chaque capteur jusqu'à 120 N par incréments de 10 N, puis en les déchargeant graduellement. Les mesures obtenues ont révélé une importante dérive du signal de sortie après chaque modification de la charge. Cette dérive a été attribuée aux propriétés de relâchement de l'élastomère, également évidentes à l'égard de la dérive du signal de la force appliquée. On a donc permis à l'élastomère de se relâcher pendant près de 1 minute après l'application de chaque charge, jusqu'à l'obtention d'une valeur de force stable. Les mesures provenant de différents capteurs révélaient généralement une tension de sortie linéaire avec une augmentation de la charge appliquée, bien que le signal de sortie de certains capteurs ait été rapidement saturé. À titre d'exemple, la Figure 3.6 illustre les caractéristiques d'entrée-sortie de deux capteurs différents en phase de chargement et de déchargement. Les résultats obtenus indiquent que les capteurs présentaient une très faible hystérésis. Les mesures provenant du capteur n° 4 présentent une linéarité raisonnablement bonne dans toute la gamme de forces ($r^2 > 0,99$), tandis que dans le cas du capteur n° 1, la linéarité n'est évidente que jusqu'à 40 N ($r^2 > 0,93$). Les résultats révèlent par ailleurs d'importants écarts de tension de sortie, bien que les deux capteurs aient été soumis à des charges identiques. En discutant avec le fabricant, il s'est avéré que ces capteurs étaient uniquement conçus pour un usage tactile qualitatif, et qu'ils fourniraient vraisemblablement des mesures objectives offrant peu de répétabilité d'un capteur à l'autre. Il demeure possible de fabriquer des capteurs permettant des mesures objectives plus uniformes et répétables, mais moyennant un coût de lancement passablement plus élevé. La grande majorité des capteurs testés (10 sur 12) présentaient une tension de sortie linéaire comparable dans toute la gamme de forces appliquées. On en a conclu que ces capteurs pouvaient être utilisés pour mesurer la force statique, à condition d'être individuellement étalonnés.

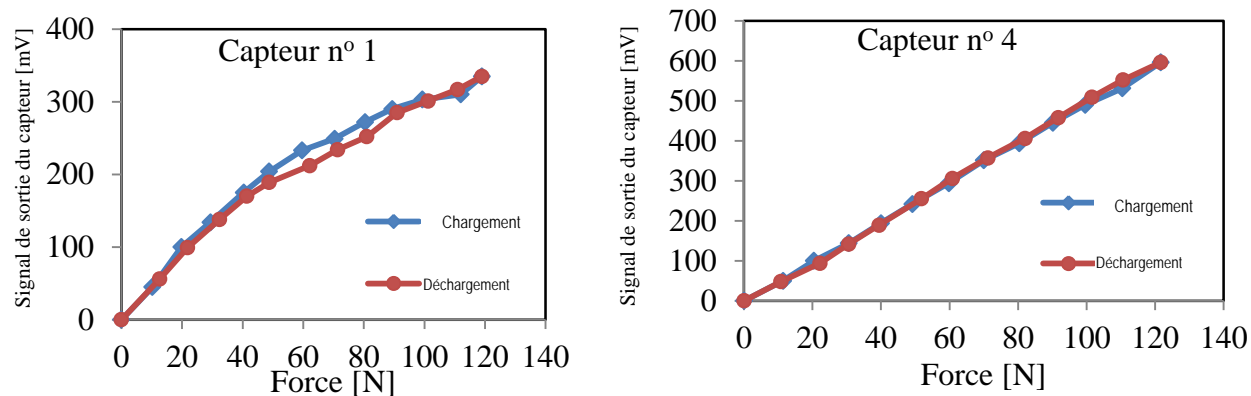


Figure 3.6 : Propriétés d'entrée-sortie de deux capteurs soumis à un chargement graduel suivi d'un déchargement graduel.

3.3.2 Effet de la longueur du capteur

Les capteurs *FlexiForce*[®] (model 1230) offerts sur le marché ont une longueur standard de 149 mm. Ils peuvent toutefois être taillés à la longueur voulue pour s'adapter à différentes poignées d'outils. Un certain nombre de capteurs ont ainsi été taillés à une longueur de 117 mm pour être appliqués sur des poignées instrumentées normalisées. L'effet de ce taillage sur la linéarité et les caractéristiques des signaux de sortie a ensuite été étudié en comparant les propriétés des capteurs taillés et non taillés. Compte tenu de la sensibilité variable des capteurs, les mesures ont été effectuées avec les mêmes capteurs pour évaluer l'effet isolé du taillage. Les mesures prises avec les capteurs taillés l'ont été avec un plus petit élastomère de chargement. La Figure 3.7 illustre les propriétés d'entrée-sortie mesurées d'un capteur taillé et non taillé sur trois essais. Les résultats indiquent une linéarité relativement bonne ($r^2 > 0,99$) et une bonne répétabilité des mesures d'un essai à l'autre. Le capteur affichait cependant une sensibilité accrue après avoir été taillé, ce qui a été attribué à la réduction de l'aire de contact et, par le fait même, à une plus grande pression de contact sous charge comparable. La sensibilité moyenne du capteur non taillé était de 4,28 mV/N (ÉT = 0,06 mV/N), et passait à 5,71 mV/N (ÉT = 0,07 mV/N) lorsqu'il était taillé. Les résultats suggèrent que le signal de sortie des capteurs *FlexiForce*[®] dépend à la fois de la force appliquée et de l'aire de contact effective. Le fait de tailler un capteur n'influe toutefois pas sur sa linéarité.

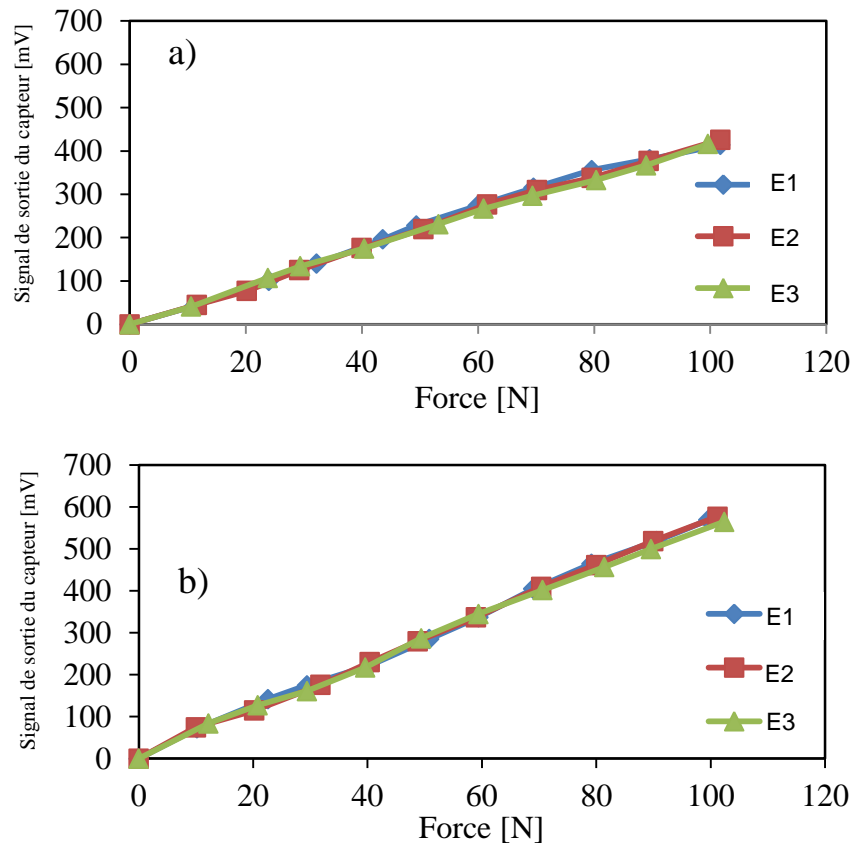


Figure 3.7 : Caractéristiques d'entrée-sortie d'un capteur taillé et non taillé sur trois essais : a) capteur non taillé, longueur = 149 mm ; b) capteur taillé, longueur = 117 mm.

3.3.3 Effet de la taille et de la rigidité de l'élastomère

Les propriétés statiques des capteurs ont été étudiées pour évaluer l'effet de la taille et de la rigidité de l'élastomère de chargement. Trois tampons élastomères de forme rectangulaire et de différentes dimensions ont été utilisés, soit de taille dite longue (141,7 mm x 33,3 mm), moyenne (115,6 mm x 32,7 mm) et courte (60,7 mm x 30,0 mm). Chacun des tampons a été placé au centre d'un capteur non taillé, et soumis à une charge statique d'environ 100 N. Les résultats indiquent que la taille des tampons influe grandement sur les mesures fournies par les capteurs (Figure 3.8). Avec le tampon court et le tampon long, les signaux de sortie des capteurs sont comparables jusqu'à 60 N de force, mais sous charge plus élevée, les signaux s'avèrent plus faibles avec le tampon long qu'avec le tampon court. Cela s'explique très probablement par la pression de contact plus élevée exercée par le tampon court sur le capteur. Et avec le tampon moyen, les signaux de sortie des capteurs se sont révélés beaucoup plus faibles dans toute la plage de forces, ce qui s'explique sans doute par un alignement légèrement fautif du tampon par rapport au capteur, entraînant le chargement d'un nombre relativement moindre de sensels.

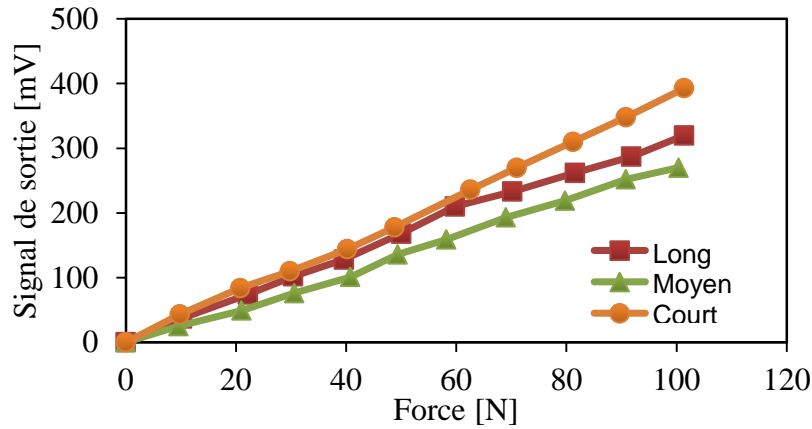


Figure 3.8 : Effet de la longueur de l'élastomère de chargement sur les signaux de sortie des capteurs

La Figure 3.9 illustre l'effet de la rigidité du tampon de chargement sur les signaux de sortie des capteurs. Les mesures effectuées dans le cadre de deux essais avec un tampon relativement rigide, dit « rigide », et un tampon relativement souple, dit « souple », ont révélé que la rigidité du tampon a une grande influence sur les résultats obtenus. Le chargement du capteur avec le tampon rigide produisait des signaux de sortie considérablement plus élevés qu'avec le tampon souple. Cela a été en partie attribué à l'importante déformation de l'élastomère souple, responsable d'une distribution de pression non uniforme sur la surface de contact, de même qu'à son temps de relâchement plus long. Ces résultats permettent de conclure que les signaux de sortie des capteurs dépendent fortement de la rigidité du support de chargement et de l'aire de contact effective. On peut donc s'attendre à ce que les signaux de sortie des capteurs varient selon la taille des mains agrippant des poignées d'outils motorisés. Un étalonnage des capteurs peut dès lors être nécessaire d'un sujet à l'autre.

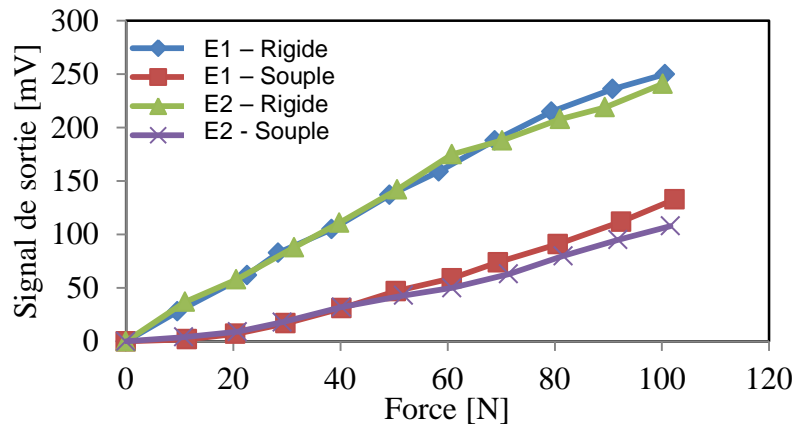


Figure 3.9 : Influence de la rigidité de l'élastomère sur les signaux de sortie des capteurs au cours de deux essais.

3.3.4 Effet de la position de la charge sur le signal de sortie du capteur

L'effet de la position de la charge sur le capteur a en outre été étudié en effectuant des mesures répétées avec le petit tampon de chargement (60,7 mm x 30,0 mm) placé à quatre endroits différents sur un capteur non taillé. La Figure 3.10 présente les résultats obtenus dans la plage de forces de 0 à 100 N. La « position 1 » correspond à celle du tampon de chargement placé au centre du capteur, et la « position 2 », à celle du tampon placé à une extrémité du capteur, tandis que la « position 3 » et la « position 4 » correspondent à celles du tampon placé à 60 mm et à 85 mm, respectivement, d'une extrémité du capteur. Les résultats indiquent clairement que la position de la charge sur le capteur influe grandement sur sa sensibilité, mesurée comme étant de 4,22, 3,68, 2,45 et 1,93 mV/N aux quatre positions, respectivement. Ainsi le signal de sortie du capteur est-il le plus élevé lorsque la force est symétriquement appliquée au centre du capteur. Le capteur présente un rapport entrée-sortie non linéaire lorsque le tampon de chargement est placé de façon asymétrique par rapport au centre du capteur.

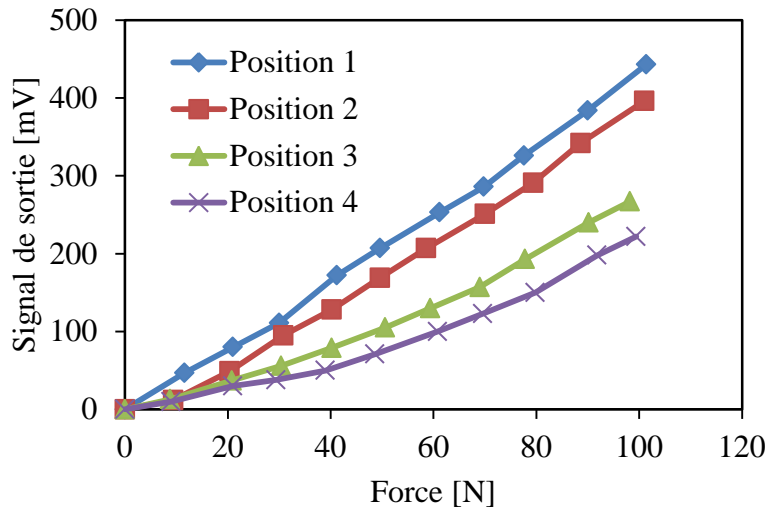


Figure 3.10 : Effet de la position de la charge sur le signal de sortie du capteur.

3.3.5 Dégradation temporelle du signal de sortie du capteur

Komi et al. [45] ont avancé que le signal de sortie des capteurs *FlexiForce*[®] diminuait à l'usage. Une expérience a été conçue pour mesurer les signaux de sortie de trois capteurs différents sur une période d'environ trois semaines. Les mêmes capteurs ont été utilisés pour des mesures répétées au cours de cette période, lesquelles ont effectivement révélé une dégradation graduelle des signaux dans le temps. La Figure 4.3 illustre la variation de la sensibilité des trois capteurs avec le temps. Les résultats indiquent que la sensibilité des capteurs 1, 4 et 7 a diminué de 22 %, 29 % et 40 %, respectivement, sur une période de 24 jours. Cela s'explique vraisemblablement par l'usure des conducteurs des capteurs, d'où l'éventuelle nécessité d'étalonner les capteurs avant de les utiliser.

Jour 1

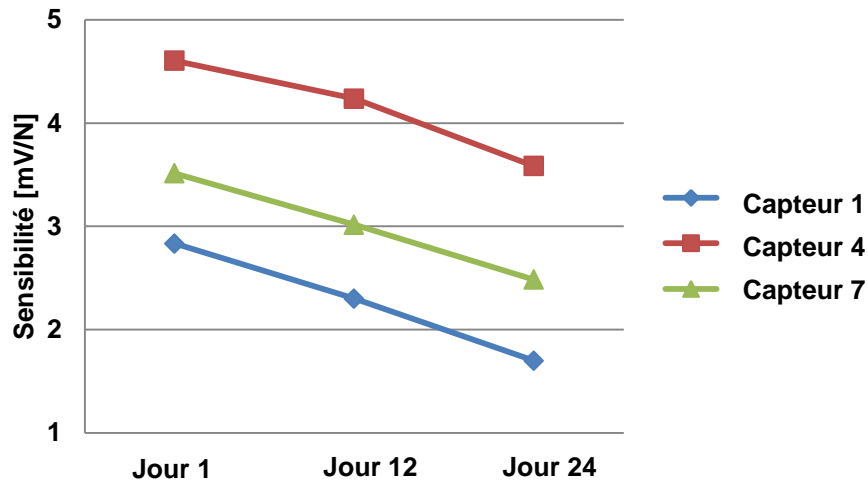


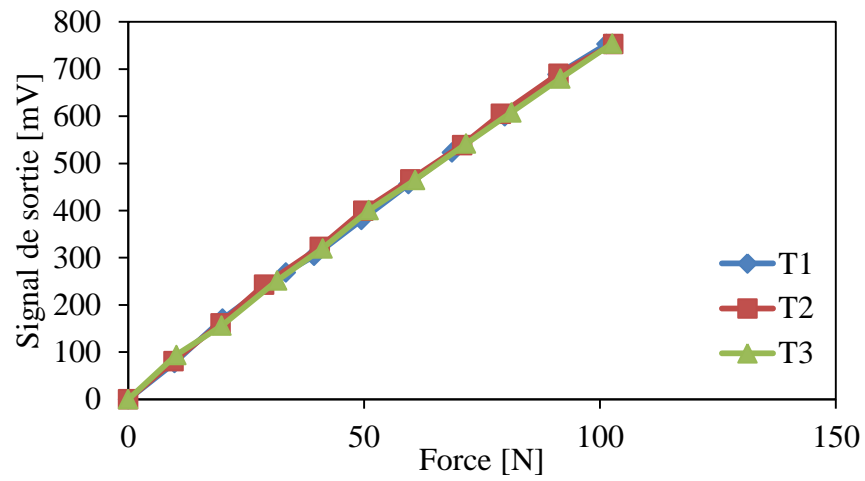
Figure 3.11 : Dégradation de la sensibilité des capteurs avec le temps.

3.3.6 Propriétés du capteur appliqué sur une surface courbe

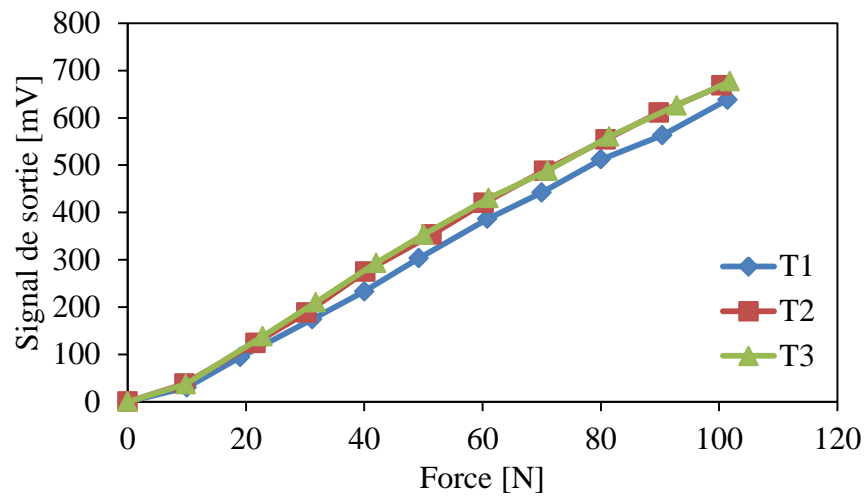
Les propriétés d'entrée-sortie des capteurs ont été étudiées sur une surface courbe (illustrée dans la Figure 3.5) pour évaluer leur applicabilité aux poignées d'outils. Un couvercle de chargement léger et incurvé d'une longueur de 141 mm a été utilisé pour appliquer la charge au capteur posé sur la surface courbe de 38 mm de diamètre à travers un tampon élastomère d'une épaisseur de 2 mm. Une charge préalable de 7 N a été appliquée au couvercle avant la prise de mesure pour assurer un contact uniforme entre le capteur et le couvercle. La Figure 3.12 illustre les propriétés d'entrée-sortie de deux capteurs enregistrées au cours de trois essais dans la plage de forces de 0 à 100 N. On constate que les propriétés d'entrée-sortie sont presque linéaires et présentent une bonne répétabilité, comme c'était le cas lorsque le capteur était posé sur la surface plane. L'amplitude des signaux de sortie des capteurs diffère cependant de celle observée dans ce dernier cas. Les valeurs de sensibilité statique des capteurs obtenues au cours des trois essais ainsi que le r^2 sont résumés dans le Tableau 3.1.

Tableau 3.1 : Valeurs de sensibilité et de r^2 pour deux capteurs étalonnés sur une surface courbe.

Essai	E1	E2	E3
Capteur n° 4			
Sensibilité [mV/N]	7,41	7,36	7,30
r^2	0,999	0,998	0,999
Capteur n° 7			
Sensibilité [mV/N]	6,54	6,96	6,91
r^2	0,998	0,997	0,997



a)



b)

Figure 3.12 : Caractéristiques d'entrée-sortie statiques de deux capteurs soumis à un chargement sur une surface courbe : a) capteur n° 4 ; b) capteur n° 7.

4 CONCEPTION ET APPLICATION DE CAPTEURS *FLEXIFORCE*® À DES POIGNÉES CYLINDRIQUES ET ELLIPTIQUES

4.1 Distribution de la pression et de la force de contact à l'interface main-poignée

La distribution de la pression à l'interface main-poignée, mesurée dans le cadre d'une étude antérieure [41, 42], a été analysée afin de déterminer la position des capteurs permettant d'obtenir une estimation aussi fiable que possible des forces de poussée et de préhension de la main. Les mesures de distribution de la pression à l'interface main-poignée de l'étude citée avait été effectuées avec des poignées cylindriques instrumentées de 30, 40 et 48 mm de diamètre, comme celles utilisées dans la présente étude. Dans le cadre de l'étude précédente, chaque poignée avait été installée sur un excitateur électrodynamique dans un plan horizontal afin que la poignée puisse être agrippée dans l'axe z_h , comme le montre la Figure 4.1. Une matrice de capteurs de pression capacitifs de 16 x 11 (16 rangées et 11 colonnes) a été utilisée conjointement au système d'acquisition de données *pliance*® (Novel GmbH, Munich, Allemagne) pour mesurer la distribution de la pression de contact à l'interface main-poignée dans la zone de contact. Le capteur de distribution de pression, d'une épaisseur de 2 mm, était enroulé autour de la poignée à l'essai, comme l'indique la Figure 4.2. Chaque sensel couvrait une aire de 0,766 cm², inclusion faite de l'espace entre les sensels adjacents. Le chevauchement de sensels actifs survenant avec les plus petites poignées a été éliminé en masquant les rangées de sensels requises.

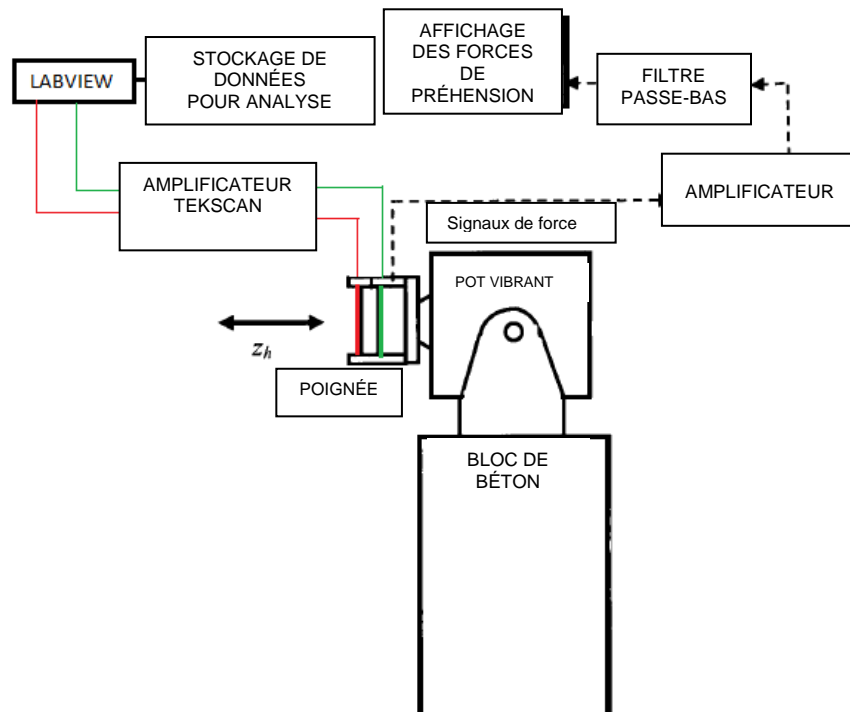


Figure 4.1 : Montage expérimental pour l'étalonnage de capteurs *FlexiForce*® installés sur des poignées instrumentées [41,42].

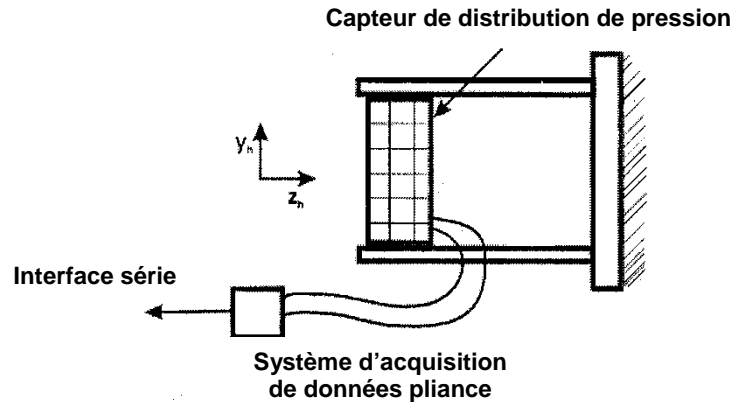


Figure 4.2 : Capteur de distribution de pression de type capacitif enroulé autour d'une poignée instrumentée pour mesurer la pression de contact à l'interface main-poignée.

Dix sujets adultes, droitiers et de sexe masculin ont participé à cette étude. On a demandé à chacun d'eux de se tenir debout sur une plateforme de force et d'agripper la poignée instrumentée avec sa main dominante selon une posture de bras précise (coude à angle d'environ 90°). La hauteur de la plateforme était ajustée pour assurer une position quasi horizontale de l'avant-bras et une abduction de l'épaule de 0° . Les sujets devaient maintenir des forces de préhension et de poussée précises en utilisant l'affichage des signaux de force mesurés par la poignée instrumentée. Les mesures ont été effectuées selon différentes amplitudes de forces de préhension et de poussée dans la plage de 0 à 75 N afin d'étudier l'effet des variations de force sur l'amplitude et l'emplacement des pressions maximales. Pour chaque sujet, la méthodologie expérimentale consistait à utiliser trois poignées (diamètre = 30, 40 et 48 mm) selon des combinaisons de cinq niveaux de force de préhension ($F_{pr} = 0, 15, 30, 50$ et 75 N) et quatre niveaux de force de poussée ($F_{po} = 0, 25, 50$ et 75 N). Chaque mesure a été prise deux fois, et les données de force de contact obtenues ont été examinées pour vérifier la cohérence des mesures.

La surface de la main a été divisée en cinq zones de contact, comme le montre la Figure 4.3, afin d'étudier la pression maximale et la force de contact développées dans chaque zone. La zone 1 englobe le bout de l'index, du majeur et de l'annulaire pour la gamme de tailles de main retenue. La zone 2 englobe la deuxième phalange de ces mêmes doigts ainsi que la deuxième et la troisième phalanges de l'auriculaire. La zone 3 englobe la première phalange des quatre doigts et l'extrémité supérieure adjacente de la paume. La zone 4 couvre la partie latérale supérieure de la paume, et la zone 5, la partie médiane supérieure de la paume. La zone couvrant la partie inférieure de la paume et la région du carpe a été exclue, étant donné que le contact entre cette zone et les poignées ne s'est pas avéré pertinent. Le système de mesure circonscrit en outre la zone de contact effective, définie comme la zone couverte par des capteurs actifs présentant des valeurs de pression supérieures à la valeur de seuil de $0,143 \text{ N/cm}^2$.

La force développée sur l'ensemble de la surface de contact et dans chacune des zones définies pouvait ainsi être calculée en intégrant la pression locale à la zone de contact effective. La surface de détection de chaque capteur étant constante et la pression étant présumée uniforme à l'intérieur de cette surface réduite, la force de contact F_c (globale et dans une zone donnée) peut être estimée comme suit :

$$F_c = \Delta A \sum_{i=1}^n p_i \quad (4.6)$$

où $\Delta A = 0,766 \text{ cm}^2$ représente la surface de détection du capteur ; p_i , la pression mesurée par le capteur i ; et n , le nombre de capteurs actifs à l'intérieur d'une zone.

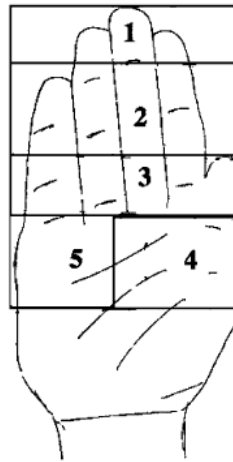


Figure 4.3 : Illustration des cinq zones de contact définies pour étudier la distribution des forces de contact à l'interface main-poignée.

La position de la main du sujet par rapport à la matrice de capteurs de pression sur chacune des poignées était marquée lors du premier essai, et on demandait au sujet d'utiliser la même position lors des essais subséquents. Les données recueillies pour les 10 sujets au cours des deux essais ont ensuite été analysées de manière à obtenir la valeur moyenne et l'écart-type (ÉT) des pressions maximales globales et locales, de même que la force de contact correspondant à chaque condition d'essai. Les données issues des deux essais ont révélé une bonne répétabilité quant à la force de contact, tandis que la pression maximale était plus variable, ce qui a été attribué à la position de la main par rapport à l'emplacement d'un capteur particulier à l'intérieur de la matrice, de même qu'à l'influence de l'hystérésis des capteurs de distribution de pression.

La distribution de la force de contact à l'interface main-poignée a été analysée pour différentes tailles de poignées et différentes combinaisons de forces de préhension et de poussée sous forme du ratio des forces de contact (RFC), défini comme le rapport de la force de contact développée à l'intérieur d'une zone à la force de contact totale à l'interface main-poignée. La distribution de la pression et de la force de contact mesurée à l'interface main-poignée révélait généralement une pression de contact maximale et une force de contact élevées dans la zone 4 (portion latérale supérieure de la paume), surtout avec les poignées de 40 et 48 mm, et lorsque la force de poussée était de 25 N ou plus. La pression et la force de contact maximales se déplaçaient toutefois vers la partie distale des doigts (zones 1 et 2) en l'absence d'une force de poussée. Les résultats obtenus ont ensuite été utilisés de manière à déterminer la position souhaitable des capteurs *FlexiForce*[®] pour mesurer les forces exercées du côté paume et du côté doigts de façon fiable avec les poignées retenues aux fins de la présente étude.

4.2 Détermination de la position des capteurs *FlexiForce*[®]

Dans la présente étude, l'emplacement de ces zones de contact sur des poignées cylindriques et elliptiques a été déterminé selon les dimensions des mains de quatre sujets. La taille des mains des sujets choisis variait entre 9 et 10 d'après la norme EN 420 [48]. Le contour de la main dominante de chaque sujet a été tracé sur une feuille de papier calque enroulé autour de chaque poignée. Les contours ainsi obtenus ont été divisés en cinq zones, comme illustré dans la Figure 4.3. La Figure 4.4 offre un exemple d'emplacement des zones sur la circonférence des poignées. Il convient de noter que les zones 4 et 5 se chevauchent lorsque appliquées sur la circonférence d'une poignée. Les données sur la distribution des forces de contact obtenues avec les trois poignées cylindriques ont ensuite été utilisées de manière à refléter les rapports de forces de contact correspondant aux différentes zones. Il convient également de noter que le diamètre des poignées utilisées dans l'étude citée différait, mais très peu, de celui des poignées utilisées dans la présente étude. L'influence de cette petite variation a été présumée négligeable. À titre d'exemple, la Figure 4.5 montre la distribution des RFC moyens au-dessus de chaque zone avec une combinaison de forces de préhension et de poussée de 30 N et 50 N, respectivement. Les RFC sont présentés au centre de chaque zone, en présumant une pression uniforme dans l'ensemble de la zone, les données sur les centres de pression n'étant pas disponibles. Il ressort à l'évidence de cette illustration que les zones 4 et 5, essentiellement situées autour de l'axe de la poignée (Figure 4.4), comptent pour une part importante de la force totale exercée à l'interface main-poignée. On constate par ailleurs que la zone 2 se trouve aussi autour de l'axe de la plupart des poignées, à l'opposé des zones 4 et 5, exception faite de la plus petite poignée (diamètre de 32 mm).

La Figure 4.6 illustre la position des forces résultantes pour les six poignées. Compte tenu de la largeur des capteurs *FlexiForce*[®] (40 mm), chaque capteur couvre $\pm 36^\circ$, $\pm 30^\circ$ et $\pm 27^\circ$ autour de l'axe des poignées de 32, 38 et 43 mm, respectivement. La cartographie des zones permet en outre de déduire qu'un déplacement de 5 mm des deux capteurs dans le sens contraire des aiguilles d'une montre par rapport à l'axe de la poignée pourrait fournir de meilleures estimations des forces exercées du côté paume et du côté doigts. Un étalonnage statique et dynamique des capteurs a donc été effectué en plaçant deux capteurs symétriquement opposés sur la circonférence de la poignée (le centre du capteur étant aligné sur l'axe de la poignée), et en les déplaçant de 5 mm.

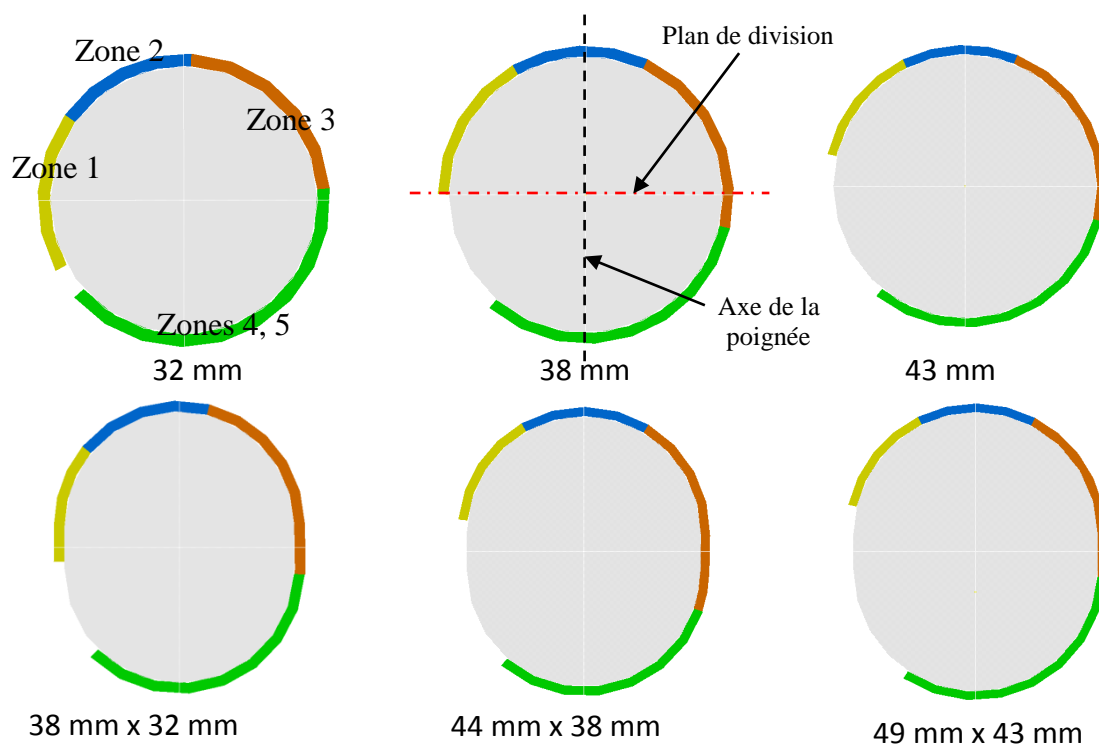


Figure 4.4 : Emplacement de différentes zones de contact sur les poignées cylindriques et elliptiques à l'essai dans la présente étude (taille de la main = 9).

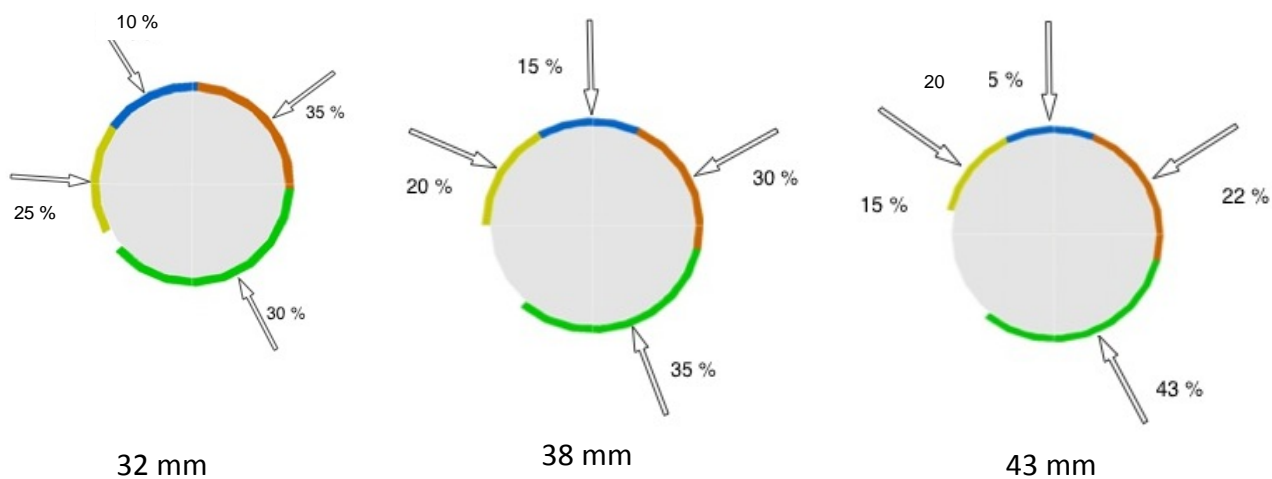


Figure 4.5 : Distribution du ratio des forces de contact (RFC) sur différentes zones de contact.

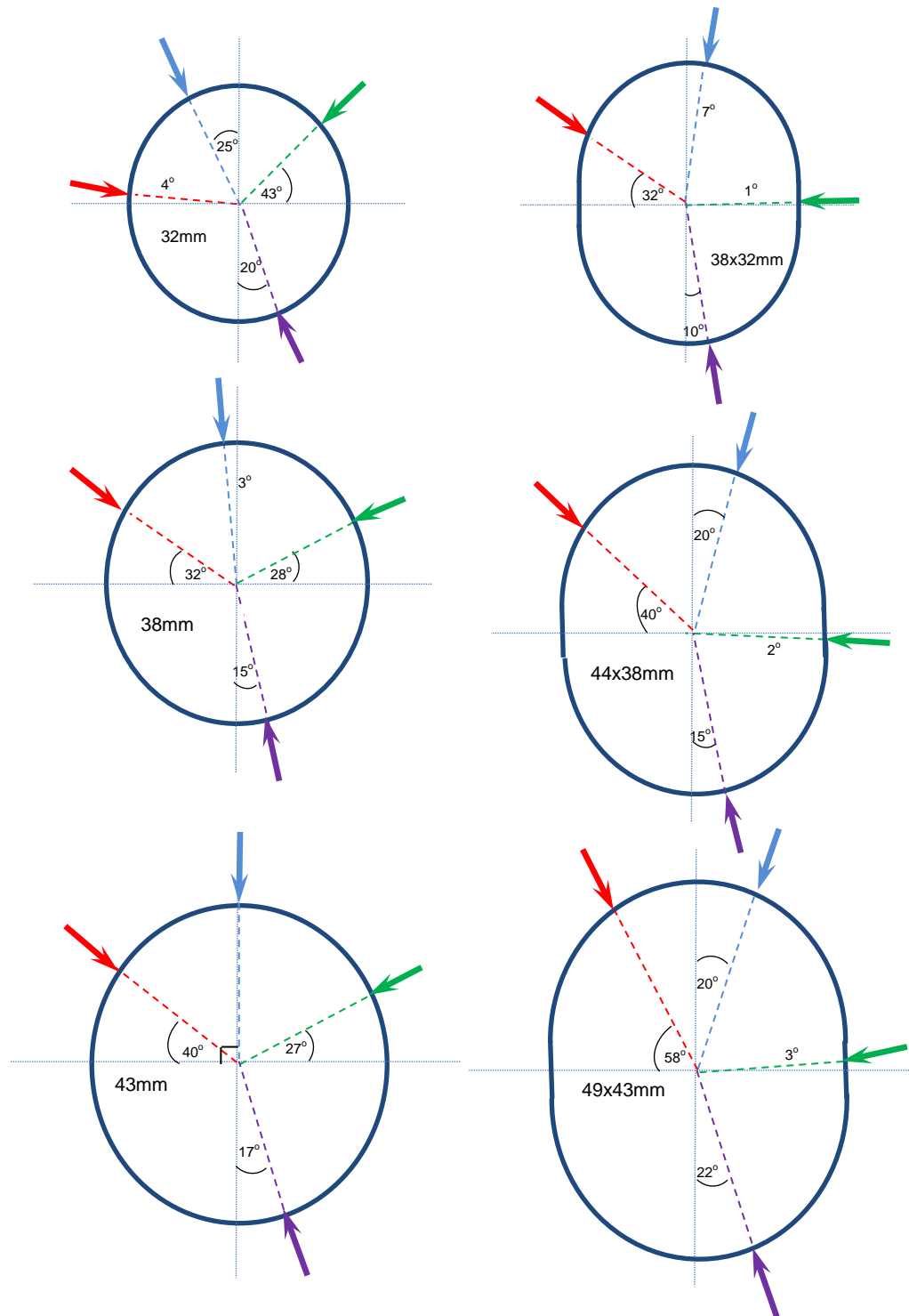


Figure 4.6 : Emplacement des forces résultantes estimées sur différentes zones de contact avec les poignées cylindriques et elliptiques (rouge – zone 1 ; bleu – zone 2 ; vert – zone 3 ; violet – zones 4 et 5).

4.3 Méthodologie – Étalonnage des capteurs *FlexiForce*[®] montés sur les poignées instrumentées

4.3.1 Dispositif expérimental utilisé pour mesurer les forces de préhension et de poussée

La norme internationale ISO 15230 [9] définit la force de poussée comme la somme des composantes axiales (dans l'axe de l'avant-bras) de la force de contact main-poignée. Quant à la force de préhension, il s'agit de la force compensée résultant de l'action opposée de la paume et des doigts au sein de la main, comme illustré dans la Figure 1.2 :. La force de poussée peut être directement reliée à la force résultante appliquée sur la poignée à travers la paume de la main, alors que la force de préhension peut être représentée comme la force compensatoire exercée par les doigts. Les relations entre les forces exercées du côté paume et du côté doigts et les forces de préhension et de poussée peuvent dès lors s'exprimer comme suit [47] :

$$F_{pr} = \frac{1}{2}(F_{paume} + F_{doigts} - |F_{paume} - F_{doigts}|) \quad (4.1)$$

$$F_{po} = F_{paume} - F_{doigts} \quad (4.2)$$

où F_{paume} et F_{doigts} correspondent aux composantes axiales de la force de contact du côté paume et du côté doigts, respectivement. Ces relations suggèrent que la détermination des forces de poussée et de préhension de la main passe par la mesure de la composante axiale du côté paume et du côté doigts de la main. Les capteurs *FlexiForce*[®] appliqués sur les zones de contact de la paume et des doigts peuvent fournir de bonnes estimations des composantes axiales de ces forces, comme l'indique la Figure 4.7. Cette figure illustre la disposition de deux capteurs *FlexiForce*[®] (en rouge) dans les zones de contact du côté paume et du côté doigts. La validité de cette façon de disposer les capteurs a été évaluée avec trois poignées circulaires et deux poignées elliptiques fendues en porte à faux, les poignées cylindriques ayant 32, 38 et 43 mm de diamètre, et les dimensions des poignées elliptiques étant de 32 mm x 38 mm et de 38 mm x 44 mm. Une plus grosse poignée elliptique (43 mm x 49 mm) a aussi été utilisée aux fins d'évaluation, mais elle a été exclue de l'étude du fait que la plupart des sujets la trouvaient trop grosse. Chaque poignée a été fabriquée selon la méthode décrite dans une étude antérieure [12], conformément aux recommandations de la norme ISO 10819 [38] (voir les Figures 1.4 : et 1.5).

Chaque poignée a en outre été instrumentée pour mesurer les forces de poussée et de préhension de la main, puisque ces forces servent de valeurs de référence lors de l'étalonnage des capteurs *FlexiForce*[®]. À cette fin, deux capteurs de force Kistler (modèle 9212) ont été installés entre la poignée fendue et le couvercle de chargement pour mesurer la force de préhension (Figure 4.8a). Deux autres capteurs de force Kistler (modèle 9317b) ont été installés entre la base de la poignée et le support de fixation pour mesurer la force de poussée (Figure 4.8b). Un accéléromètre triaxial PCB a aussi été monté à l'intérieur de la poignée pour mesurer la vibration de la poignée. Ce dispositif constitué d'une poignée instrumentée et de capteurs *FlexiForce*[®] a enfin été utilisé pour procéder à l'étalonnage statique et dynamique des capteurs *FlexiForce*[®].

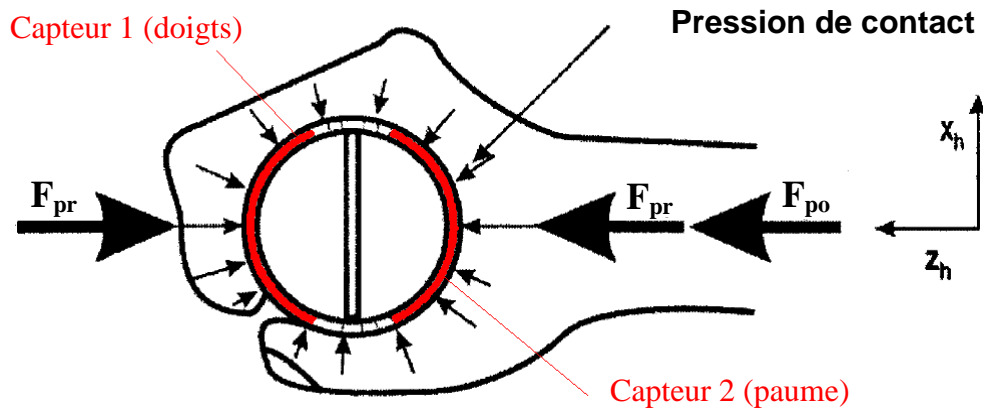


Figure 4.7 : Disposition de deux capteurs *FlexiForce*® autour d'une poignée cylindrique pour obtenir une estimation de la composante axiale des forces de contact du côté paume et du côté doigts.

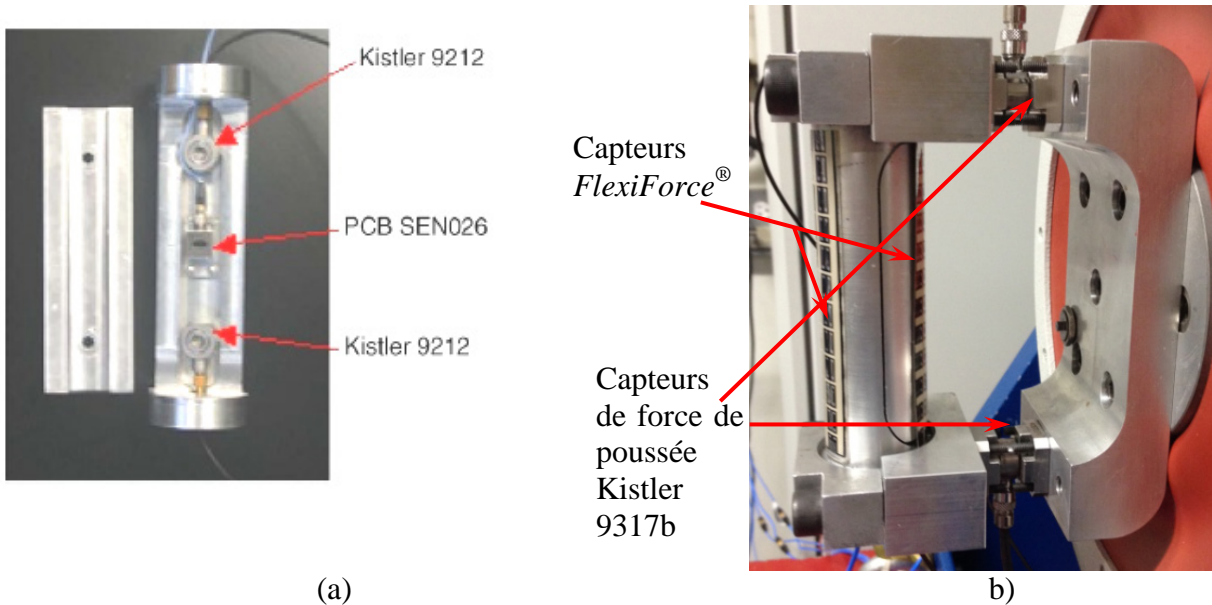


Figure 4.8 : a) Poignée fendue équipée de capteurs de force de préhension et d'un accéléromètre ; b) poignée munie de capteurs *FlexiForce*® montés sur des capteurs de force de poussée.

4.3.2 Sujets et plan d'essai pour l'étalonnage des capteurs *FlexiForce*®

Neuf adultes de sexe masculin ont été recrutés aux fins d'étalonnage statique et dynamique des capteurs appliqués sur les poignées instrumentées. Huit d'entre eux ont été choisis pour

l'étalonnage statique des capteurs, et sept d'entre eux, pour les essais d'étalonnage dynamique. Le Tableau 4.1 présente les dimensions des mains de même que la taille et la masse corporelle des sujets en position debout. Ce tableau indique également la taille des mains selon EN 420 [48].

Les essais d'étalonnage statique et dynamique ont tous été effectués avec le montage présenté dans la Figure 4.1. Aux fins de l'étalonnage statique, on a demandé aux sujets d'agripper trois poignées cylindriques et deux poignées elliptiques, comme décrites ci-dessus (section 4.3.1), tandis qu'aux fins de l'étalonnage dynamique, on leur a demandé d'agripper seulement deux poignées cylindriques (38 et 43 mm).

Chaque sujet a reçu une courte formation sur la façon d'agripper la poignée tout en surveillant les valeurs de forces de poussée et de préhension affichées, et chacun d'eux a pu s'exercer plusieurs fois avant la prise de mesures. On a ensuite demandé aux sujets d'agripper la poignée en surveillant les valeurs de force affichées pour maintenir la force de préhension et la force de poussée requises, tout en conservant une posture main-bras présentant un angle d'environ 90 degrés au niveau du coude.

Tableau 4.1 : Paramètres anthropométriques des participants.

Sujet n°	Taille (cm)	Masse corporelle (kg)	Longueur de la main (cm)	Largeur de la main à l'articulation métacarpophalangienne (cm)	Largeur de la main au pouce (cm)	Longueur de la phalange distale (cm)	Longueur de la phalange médiane (cm)	Longueur de la phalange proximale (cm)	Longueur de la paume (cm)	Épaisseur de la main au pouce (cm)	Taille de la main (EN 420 [48])
1	182,0	95	19,0	8,6	9,9	1,6	2,5	2,5	11,8	4,2	9
2	164,5	75	18,2	8,2	10,0	2,3	2,4	2,4	10,2	4,9	8-9
3	178,0	65	18,5	8,4	10,1	2,7	2,4	2,5	10,8	3,1	9
4	176,5	91	20,5	9,5	10,9	2,9	3	3,1	12,0	5,1	10
5	164,0	62	20,0	8,0	9,6	2,9	2,6	3,1	11,2	4,6	10
6	175,3	77	18,2	7,7	9,6	2,3	2,1	2,9	11,0	3,8	8-9
7	173,2	70	17,0	8,5	9,9	2,5	2,7	2,5	10,1	4,0	8-9
8	188,0	74	19,7	8,6	10,4	2,7	2,5	2,9	11,7	4,2	10
9	180,0	77	21,2	8,7	10,4	3,1	2,7	3,1	12,8	4,5	10-11
Moy.	175,7	76,2	19,1	8,5	10,1	2,6	2,5	2,8	11,3	4,3	
ÉT¹	7,78	10,9	1,32	0,50	0,42	0,45	0,25	0,30	0,88	0,60	

¹ Moy. = Moyenne, ÉT = Écart-type

Les capteurs ont été étalonnés dans des conditions aussi bien statiques que dynamiques. Aux fins des mesures dynamiques, le pot vibrant a été réglé de sorte à générer deux niveaux de vibration aléatoire en large bande (1,5 et 3,0 m/s² d'accélération efficace pondérée en fréquence selon la pondération définie dans l'ISO 5349-1 [4]), avec une densité spectrale de puissance (DSP) de

l'accélération pratiquement constante dans la plage de fréquences de 4 à 1000 Hz. Le spectre vibratoire recherché a été synthétisé à l'aide d'un contrôleur de vibrations, l'accéléromètre de la poignée (PCB SEN026) agissant alors comme accéléromètre de rétroaction.

Aussi bien dans le cas des conditions statiques que dans celui des conditions dynamiques, 12 combinaisons de forces de préhension et de poussée, allant de 10 à 30 N et de 0 à 75 N, respectivement, ont été utilisées. Sous chaque condition, l'ordre des combinaisons était aléatoire et chaque mesure était prise trois fois. Les mesures statiques et dynamiques ont été effectuées de façon séquentielle (en commençant par les statiques) pour évaluer l'utilisabilité du système de mesure en présence de vibrations de la poignée. Le Tableau 4.2 résume le plan d'essai utilisé pour les deux types d'étalonnage.

Tableau 4.2 : Conditions d'essai pour l'étalonnage des capteurs *FlexiForce*[®] appliqués sur les poignées.

Étalonnage statique

Poignées cylindriques : 32 mm, 38 mm, 43 mm

Poignées elliptiques : 32 mm x 38 mm, 38 mm x 44 mm

Position des capteurs : 0 mm et 5 mm

Nombre de sujets : 8

Posture : Position debout, le coude formant un angle de 90°

Étalonnage dynamique

Excitation : Vibration aléatoire en large bande dans la plage de fréquences de 4 à 1000 Hz ; accélération efficace pondérée de 1,5 et 3,0 m/s²

Poignées cylindriques : 38 mm, 43 mm

Position des capteurs : 0 mm

Nombre de sujets : 7

Posture : Position debout, le coude formant un angle de 90°

4.3.3 Acquisition et analyse des données

Les signaux conditionnés générés par les capteurs des poignées instrumentées et les signaux générés par les capteurs *FlexiForce*[®] ont été enregistrés au moyen d'un système d'acquisition de données multicanal NI (modèle cDAQ-9172 ; National Instrument Corporation, Austin, TX, É.-U.). Une application LabView a été développée pour calculer les forces de préhension et de poussée à partir des signaux émis par les capteurs *FlexiForce*[®] de paume et de doigts selon les équations 4.1 et 4.2. Les forces de préhension et de poussée ainsi estimées ont été enregistrées et affichées (en mV) sur un écran d'ordinateur parallèlement aux forces de préhension et de poussée mesurées à partir des capteurs Kistler des poignées instrumentées (affichées en N). L'affichage était rafraîchi à raison de quatre échantillons par seconde. L'écran utilisé était installé à la hauteur des yeux du sujet à une distance d'environ un mètre.

On a demandé aux sujets de maintenir les forces de préhension et de poussée requises en surveillant l'affichage des valeurs de force renvoyées par la poignée instrumentée. Les valeurs des signaux de force de référence et des signaux émis par les capteurs *FlexiForce*[®] étaient enregistrées pendant cinq secondes une fois stabilisées les forces exercées par la main du sujet. Les données issues de ces mesures ont ensuite été exportées vers des feuilles de calcul Excel, et une macro a été développée pour calculer les forces de préhension et de poussée à partir des signaux émis par les capteurs *FlexiForce*[®] de paume et de doigts selon les équations 4.1 et 4.2. La macro fournissait en outre la sensibilité statique de chaque capteur *FlexiForce*[®] de même que la corrélation entre les signaux de référence et les signaux de sortie des capteurs *FlexiForce*[®].

La sensibilité du capteur de paume *FlexiForce*[®] a été calculée à partir de la force de référence de la paume, $F_{r,paume}$, et du signal de sortie du capteur de paume, V_{paume} , tel que :

$$S_{paume} = \frac{V_{paume}}{F_{r,paume}} \quad (4.3)$$

où S_{paume} représente la sensibilité du capteur de paume *FlexiForce*[®]. La force de référence de la paume, $F_{r,paume}$, a été calculée à partir des forces de préhension et de poussée mesurées par les capteurs de force intégrés à la poignée et à son support de fixation, tel que :

$$F_{r,paume} = F_{kis,pr} + F_{kis,po} \quad (4.4)$$

où $F_{kis,pr}$ et $F_{kis,po}$ représentent les forces de préhension et de poussée, respectivement, provenant de la poignée instrumentée (capteurs Kistler). De même, la sensibilité du capteur de doigts *FlexiForce*[®], S_{doigts} , a été calculée à partir de la force de référence des doigts, $F_{r,doigts}$ et du signal de sortie du capteur, V_{doigts} , tel que :

$$S_{doigts} = \frac{V_{doigts}}{F_{r,doigts}} \quad (4.5)$$

où la force de référence des doigts est identique à la force de préhension de référence $F_{kis,pr}$:

$$F_{r,doigts} = F_{kis,pr} \quad (4.6)$$

4.4 Propriétés statiques des capteurs appliqués aux poignées

4.4.1 Répétabilité et variabilité intra-sujet et inter-sujet des mesures

Les propriétés statiques des capteurs ont été évaluées une fois ces derniers appliqués sur les poignées. Les capteurs ont d'abord été placés dans l'axe de chaque poignée, comme décrit à la section 0. Les mesures ont été effectuées avec 8 sujets agrippant la poignée selon différentes combinaisons de forces de préhension et de poussée. Les sujets appliquaient les forces requises en surveillant l'affichage des signaux de force de la poignée instrumentée. Chaque mesure a été prise trois fois, et les données ont été analysées de manière à déterminer la répétabilité des mesures et la variabilité de la sensibilité statique des capteurs d'un sujet à l'autre. L'étalonnage statique du capteur de paume a été effectué en fonction de la force exercée par la paume du sujet, laquelle était calculée à partir de la somme des forces de préhension et de poussée mesurées par les capteurs de force intégrés au support de fixation de la poignée instrumentée. De même, le capteur de doigts *FlexiForce*[®] a été étalonné en fonction de la force de préhension mesurée par les capteurs de la poignée instrumentée.

Les résultats obtenus ont révélé des relations linéaires entre les forces mesurées par les capteurs *FlexiForce*[®] et les forces de référence provenant de la poignée instrumentée (voir les équations 4.4 et 4.6), et ce, pour toutes les poignées. La Figure 4.9 présente les données obtenues avec un sujet agrippant la poignée de 38 mm. Les résultats indiquent que les mesures présentent une répétabilité et une linéarité raisonnablement bonnes. La sensibilité moyenne du capteur de paume était de 4,37 mV/N (ÉT = 0,06), et celle du capteur de doigts, de 4,82 mV/N (ÉT = 0,36). Les coefficients de corrélation des mesures de force moyenne exercée par la paume et par les doigts étaient de plus de 0,98 et 0,94, respectivement. La variabilité relativement plus élevée des forces

mesurées au niveau des doigts a été attribuée à un changement de position des doigts sur la poignée d'un essai à l'autre.

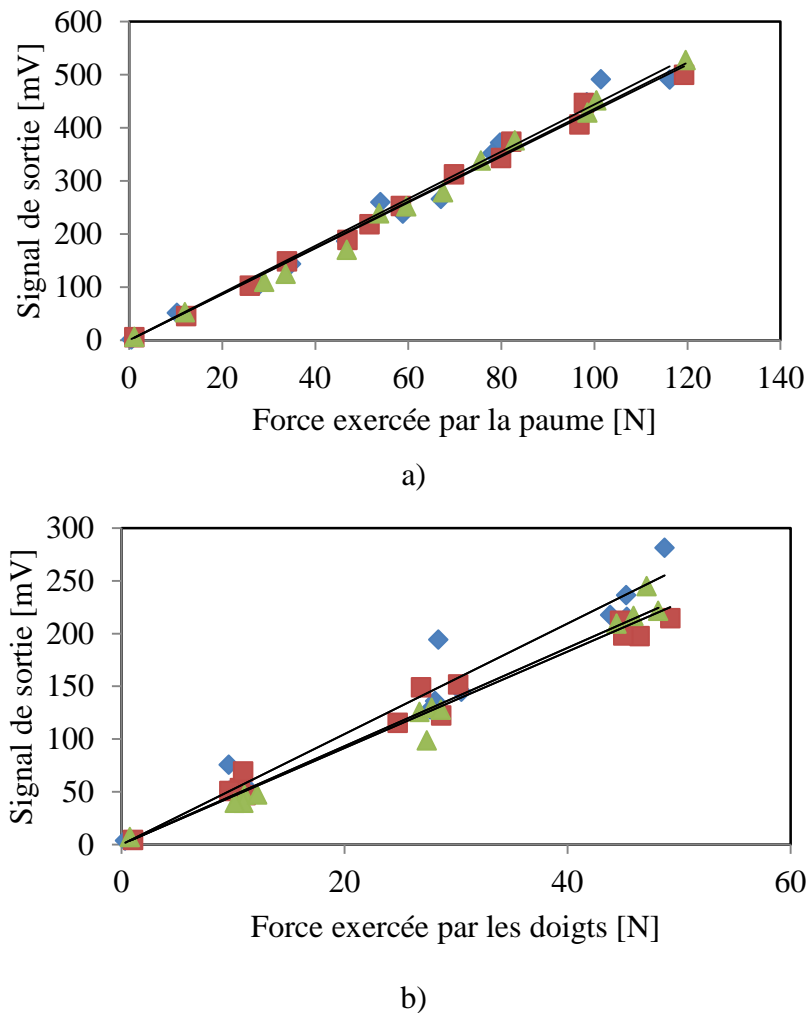


Figure 4.9 : Caractéristiques d'entrée-sortie statiques des capteurs *FlexiForce*® du côté paume et du côté doigts observées au cours de trois essais avec un même sujet (n° 5) : a) capteur de paume ($r^2 > 0,98$) ; b) capteur de doigts ($r^2 > 0,94$).

La sensibilité des capteurs de paume et de doigts variait d'un sujet à l'autre, et ce, lorsqu'ils agrippaient aussi bien une poignée cylindrique (38 mm ; Tableau 4.3) qu'une poignée elliptique (38 mm x 44 mm ; Tableau 4.4). Cette variabilité a été attribuée à des différences relatives à la taille de la main et au mode de préhension des sujets donnant lieu à des écarts de distribution de la pression de contact sur les capteurs. Il convient de noter qu'un ensemble de capteurs *FlexiForce*® différent a été utilisé pour les mesures effectuées avec chacune des poignées. Les tableaux indiquent également la longueur de la paume et des doigts des sujets. Une corrélation linéaire entre les dimensions des mains et les signaux de sortie des capteurs n'a toutefois pas pu être établie. Les coefficients de variation (CV) des mesures obtenues au cours des trois essais avec les poignées cylindriques et elliptiques variaient de 0,8 à 7,8 % dans le cas de la poignée cylindrique, et de 0,9 à 11,8 % dans le cas de la poignée elliptique, comme l'indiquent les tableaux.

Tableau 4.3 : Variabilité intra-sujet et inter-sujet de la sensibilité statique des capteurs *FlexiForce*[®] de paume et de doigts avec la poignée cylindrique de 38 mm.

Sujet	Paume Longueur [cm]	Sensibilité du capteur de paume [mV/N]					
		E1	E2	E3	Moyenne	ÉT	CV [%]
1	11,8	4,70	4,48	4,19	4,45	0,26	5,8
2	10,2	4,29	4,12	4,22	4,21	0,09	2,1
3	10,8	4,22	4,08	4,13	4,14	0,07	1,8
4	12,0	4,10	4,12	4,06	4,09	0,03	0,8
5	11,2	4,44	4,32	4,35	4,37	0,06	1,3
6	11,0	4,48	4,71	4,41	4,53	0,16	3,5
7	10,1	4,69	4,66	4,52	4,63	0,09	1,9
8	11,7	4,49	4,29	4,17	4,32	0,16	3,7
Sujet	Doigts Longueur [cm]	Sensibilité du capteur de doigts [mV/N]					
		E1	E2	E3	Moyenne	ÉT	CV [%]
1	7,2	4,43	4,69	4,54	4,55	0,13	2,8
2	8,0	4,00	3,71	4,33	4,01	0,31	7,8
3	7,7	4,67	4,72	4,57	4,65	0,08	1,7
4	8,5	4,61	4,93	4,92	4,82	0,18	3,8
5	8,8	5,24	4,57	4,66	4,82	0,36	7,5
6	7,2	5,12	4,97	4,91	5,00	0,11	2,2
7	7,2	5,53	5,04	4,96	5,18	0,31	6,0
8	8,0	4,61	4,86	4,63	4,70	0,14	3,0

Tableau 4.4 : Variabilité intra-sujet et inter-sujet de la sensibilité statique des capteurs *FlexiForce*[®] de paume et de doigts avec la poignée elliptique de 38 mm x 44 mm.

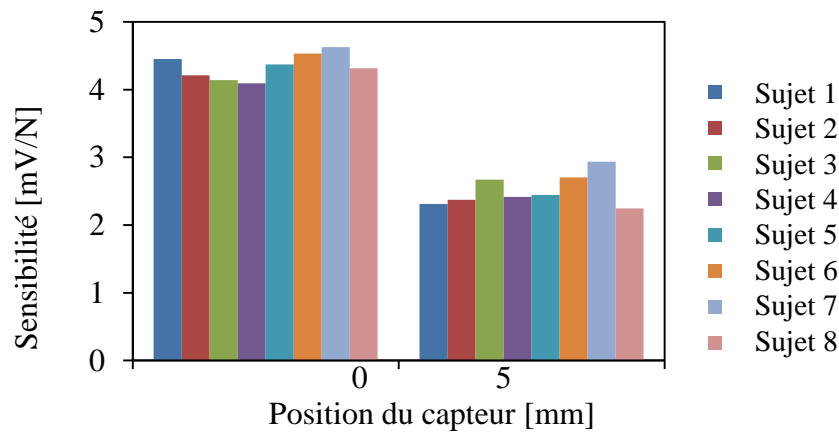
Sujet	Paume Longueur [cm]	Sensibilité du capteur de paume [mV/N]					
		E1	E2	E3	Moyenne	ÉT	CV [%]
1	11,8	1,18	1,05	1,09	1,11	0,07	6,1
2	10,2	1,93	1,85	1,66	1,81	0,14	7,5
3	10,8	2,54	2,18	2,02	2,25	0,26	11,7
4	12,0	1,78	1,65	1,66	1,70	0,07	4,1
5	11,2	2,06	1,90	2,19	2,05	0,15	7,1
6	11,0	1,92	1,83	1,75	1,83	0,08	4,6
7	10,1	2,16	1,92	1,98	2,02	0,13	6,2
8	11,7	1,74	1,73	1,77	1,75	0,02	0,9

Sujet	Doigts Longueur [cm]	Sensibilité du capteur de doigts [mV/N]					
		E1	E2	E3	Moyenne	ÉT	CV [%]
1	7,2	1,66	2,00	2,09	1,92	0,23	11,8
2	8,0	2,36	2,32	2,21	2,30	0,08	3,6
3	7,7	2,82	2,70	2,55	2,69	0,13	5,0
4	8,5	2,53	2,44	2,61	2,53	0,08	3,3
5	8,8	2,61	2,72	2,86	2,73	0,12	4,6
6	7,2	2,76	2,75	2,62	2,71	0,08	2,9
7	7,2	2,29	2,20	2,24	2,24	0,04	2,0
8	8,0	1,49	1,45	1,48	1,47	0,02	1,5

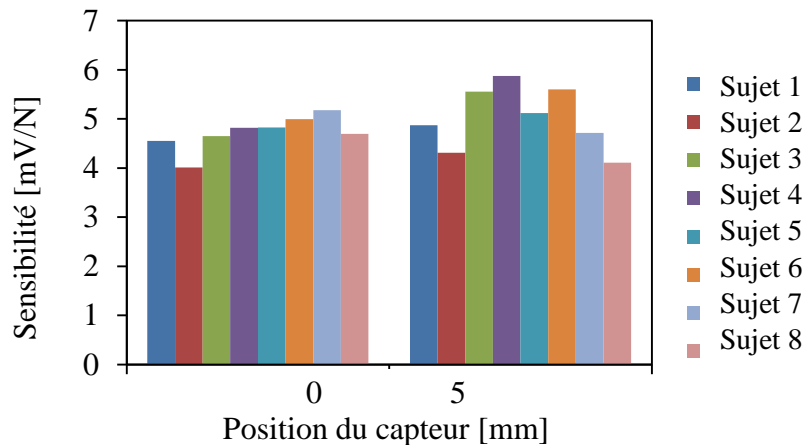
Les Figures 4.10 et 4.11 illustrent la variation de la sensibilité statique moyenne des capteurs de paume et de doigts entre les 8 sujets avec la poignée cylindrique de 38 mm et la poignées elliptique de 38 mm x 44 mm, respectivement. Les résultats sont présentés selon deux positions des capteurs *FlexiForce*[®] : i) position symétrique de chaque côté du plan de division de la poignée (centrée sur l'axe de la poignée), désignée « 0 mm » ; et ii) position décalée de 5 mm dans le sens contraire des aiguilles d'une montre par rapport à l'axe de la poignée, désignée « 5 mm » (voir la Figure 1.2 :). Les résultats montrent une importante variabilité intersujet de la sensibilité moyenne des capteurs, comme indiqué ci-dessus. En outre, la poignée elliptique montre une variabilité intersujet relativement plus élevé par rapport à la poignée cylindrique.

La sensibilité moyenne de tous les capteurs utilisés avec les poignées ainsi que l'ÉT et le CV sont résumés dans le Tableau 4.5. Les résultats présentés le sont pour les deux positions des capteurs *FlexiForce*[®] (0 mm et 5 mm), et ils révèlent clairement une variabilité relativement plus grande des mesures avec les poignées elliptiques qu'avec les poignées cylindriques. Les résultats indiquent en outre que la position des capteurs a très peu d'effet sur les mesures de la force exercée par les doigts. Cela suggère que dans une position comme dans l'autre, le capteur de

doigts peut efficacement mesurer la force développée dans les zones de contact 2 et 3 de la main (comme l'indiquent les Figures 4.4 à 4.6). Un déplacement de 5 mm du capteur de paume avait toutefois généralement pour effet de réduire la sensibilité du capteur. Le CV de la sensibilité moyenne obtenue avec les poignées cylindriques et les capteurs en position centrale (0 mm) variait de 4,4 à 8,2 % dans le cas des capteurs de paume, et de 7,3 à 11,4 % dans le cas des capteurs de doigts. Les valeurs correspondantes lorsque les capteurs étaient déplacés de 5 mm étaient de 8,2 à 9,4 % dans le cas des capteurs de paume, et de 11,0 à 15,9 % dans le cas des capteurs de doigts. Le CV de la sensibilité moyenne obtenue avec les poignées elliptiques variait de 10,9 à 20,0 %, quelle que soit la position des capteurs. Il ressort de ces résultats qu'une position centrale des capteurs par rapport à l'axe de la poignée peut favoriser une variabilité inter-sujet relativement moindre des mesures et une sensibilité statique relativement accrue du capteur de paume.



a)



b)

Figure 4.10 : Variation inter-sujet de la sensibilité statique moyenne des capteurs *FlexiForce*[®] lorsqu'ils sont appliqués dans l'axe de la poignée ou décalés de 5 mm par rapport à cet axe, avec une poignée cylindrique de 38 mm : a) capteur de paume ; b) capteur de doigts.

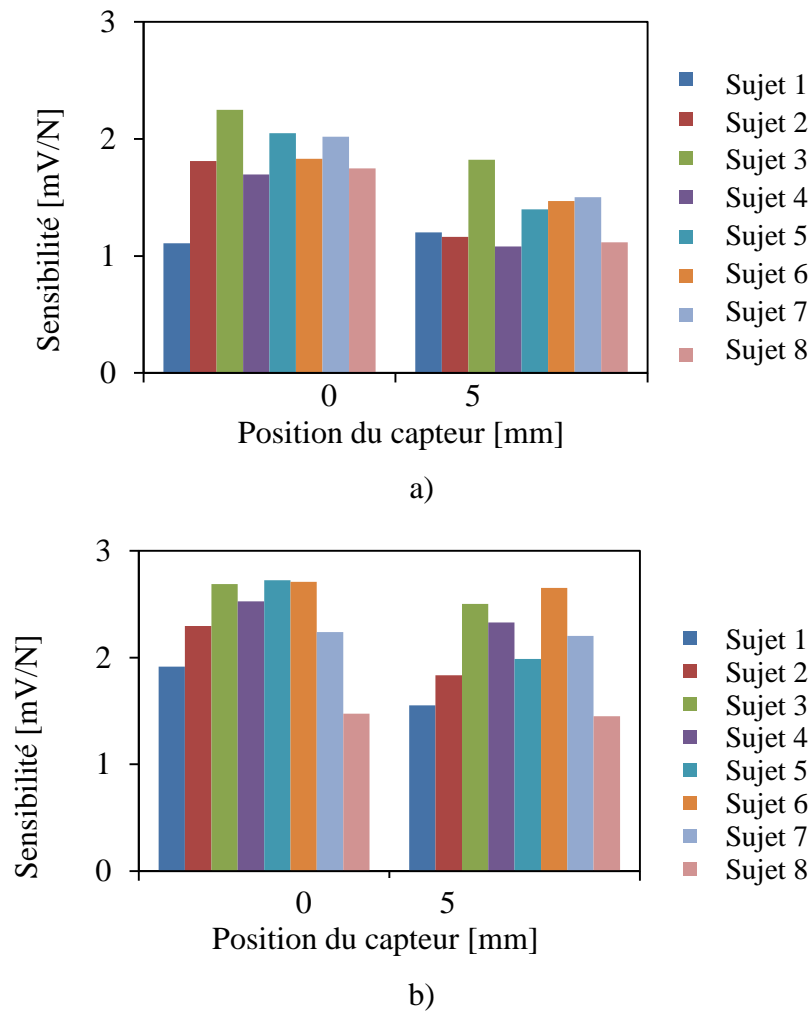


Figure 4.11 : Variation inter-sujet de la sensibilité statique moyenne des capteurs *FlexiForce*[®] lorsqu'ils sont appliqués dans l'axe de la poignée ou décalés de 5 mm par rapport à cet axe, avec une poignée elliptique de 38 mm x 44 mm : a) capteur de paume ; b) capteur de doigts.

Tableau 4.5 : Variabilité inter-sujet de la sensibilité statique des capteurs *FlexiForce*[®] de paume et de doigts appliqués sur différentes poignées.

Taille de la poignée	Capteur n ^o	Moyenne	ÉT	CV	Capteur n ^o	Moyenne	ÉT	CV
		[mV/N]	[mV/N]	[%]		[mV/N]	[mV/N]	[%]
		Paume - 0 mm			Doigts - 0 mm			
32 mm	4	4,67	0,33	7,06	11	5,07	0,50	9,95
38 mm	12	4,34	0,19	4,36	10	4,72	0,35	7,34
43 mm	4	2,16	0,18	8,20	11	2,32	0,26	11,39
32 mm x 38 mm	16	2,55	0,38	14,86	17	2,83	0,36	12,63
38 mm x 44 mm	13	1,81	0,20	10,87	18	2,32	0,45	19,20
		Paume - 5 mm			Doigts - 5 mm			
32 mm	4	4,15	0,34	8,22	11	4,34	0,48	11,02
38 mm	12	2,51	0,24	9,39	10	5,02	0,63	12,61
43 mm	4	1,66	0,15	9,21	11	2,27	0,36	15,88
32 mm x 38 mm	16	2,75	0,54	19,73	17	3,04	0,46	15,26
38 mm x 44 mm	13	1,34	0,27	19,74	18	2,06	0,41	20,04

Il convient de souligner que les mesures reproduites ci-dessus ont été obtenues avec un même ensemble de capteurs appliqués sur chaque poignée, comme indiqué par les identificateurs de capteurs du Tableau 4.5. Les mesures prises avec une poignée donnée l'ont donc été au cours d'une même séance de quatre heures afin de réduire l'impact de la dégradation des capteurs.

La réduction de la sensibilité des capteurs était clairement notable lorsqu'un ensemble de capteurs était réutilisé sur une autre poignée, comme dans le cas des capteurs n^o 4 et n^o 11. Cette réduction est rendue évidente par la variation de la sensibilité moyenne des capteurs selon le nombre de réutilisations, comme on peut le voir dans la Figure 4.12. Les résultats sont présentés pour l'ensemble de capteurs (n^o 4 - paume et n^o 11 - doigts) réutilisé sur la poignée de 43 mm après avoir servi à la prise de mesures avec la poignée cylindrique de 32 mm. Les mesures ont été refaites à quatre reprises au cours de séances différentes, les capteurs étant retirés et appliqués de nouveau d'un essai à l'autre. Les résultats indiquent clairement une importante réduction de la sensibilité des capteurs en fonction du nombre de réutilisations.

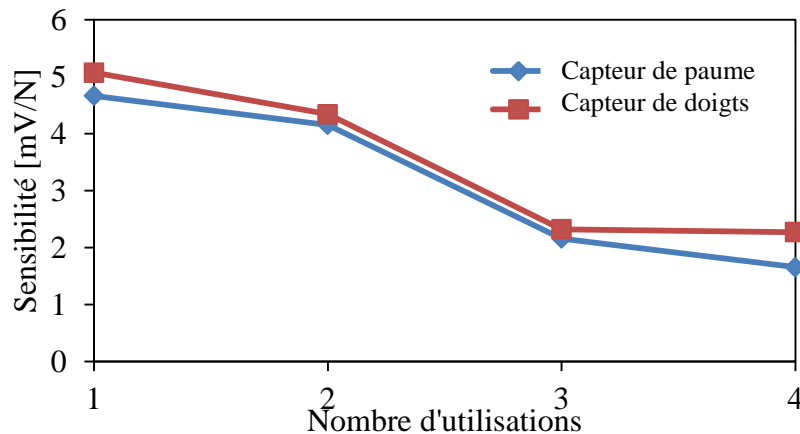


Figure 4.12 : Variation de la sensibilité du capteur de paume (n° 4) et du capteur de doigts (n° 11) avec l'augmentation du nombre d'utilisations sur la poignée cylindrique de 43 mm.

4.4.2 Effet de la position des capteurs du côté paume et du côté doigts

Les signaux de sortie des capteurs, présentés ci-dessus, sont fortement influencés par la taille de la main, le diamètre et la section transversale de la poignée, ainsi que par une utilisation répétée. L'influence de la taille de la main ou de la section transversale de la poignée n'a pu être établie de façon isolée en raison de la dégradation des capteurs à l'usage et de l'importante variabilité inter-sujet des mesures. Vu la complexité de l'apport de différents facteurs, les données acquises avec la poignée cylindrique de 38 mm – celle qui présentait le moins de variabilité inter-sujet (Tableau 4.5) – ont été analysées afin de déterminer la position optimale des capteurs de paume et de doigts. La Figure 4.13 : (a) montre l'effet de la position des capteurs sur la sensibilité moyenne mesurée pour l'ensemble des sujets. Les résultats indiquent clairement que le capteur de paume présente une plus grande sensibilité lorsqu'il est aligné avec l'axe de la poignée que lorsqu'il est décalé de 5 mm. La sensibilité moyenne du capteur de paume diminue en effet de près de 42,1 % lorsqu'il est décalé de 5 mm par rapport à l'axe de la poignée (Tableau 4.6). Par contre, la sensibilité du capteur de doigts augmente légèrement (de 6,4 %) lorsqu'il est décalé de 5 mm par rapport à l'axe de la poignée. Les données obtenues avec la poignée de 38 mm x 44 mm révèlent cependant une tendance inverse, la sensibilité du capteur de doigts se trouvant alors réduite de 11 % lorsqu'il est décalé de 5 mm par rapport à l'axe de la poignée, comme l'indiquent la Figure 4.13 : (b) et le Tableau 4.6. On a constaté que les zones 2 et 3 de la main se trouvaient près de l'axe de la poignée ou légèrement à droite de celui-ci (Figure 4.4). Un déplacement du capteur de doigts dans le sens contraire des aiguilles d'une montre est donc avantageux dans le cas d'une poignée cylindrique, alors qu'il a un effet inverse sur le signal de sortie du capteur dans le cas d'une poignée elliptique. Les résultats obtenus permettent de déduire qu'une disposition symétrique des capteurs de part et d'autre du plan de division de la poignée permet d'obtenir des signaux de sortie relativement plus élevés avec la poignée cylindrique de 38 mm et la poignée elliptique de 38 mm x 44 mm, ce qui concorde avec les résultats relatifs à la distribution des forces de contact présentés à la section 4.2.

La Figure 4.14 : compare les niveaux de sensibilité statique moyenne globalement observés selon les deux positions de capteurs de paume et de doigts avec toutes les poignées à l'essai dans l'étude. Les résultats indiquent clairement que la position des capteurs dépend des dimensions de la poignée. Lorsque les capteurs sont décalés de 5 mm, leur sensibilité moyenne à la force exercée par la paume se trouve relativement moins réduite avec les poignées cylindriques de 32 et 43 mm et la poignée elliptique de 32 mm x 38 mm qu'avec la poignée cylindrique de 38 mm et la poignée elliptique de 38 mm x 44 mm. La position du capteur de doigts n'a cependant que très peu d'effet sur sa sensibilité moyenne dans le cas de la poignée de 43 mm.

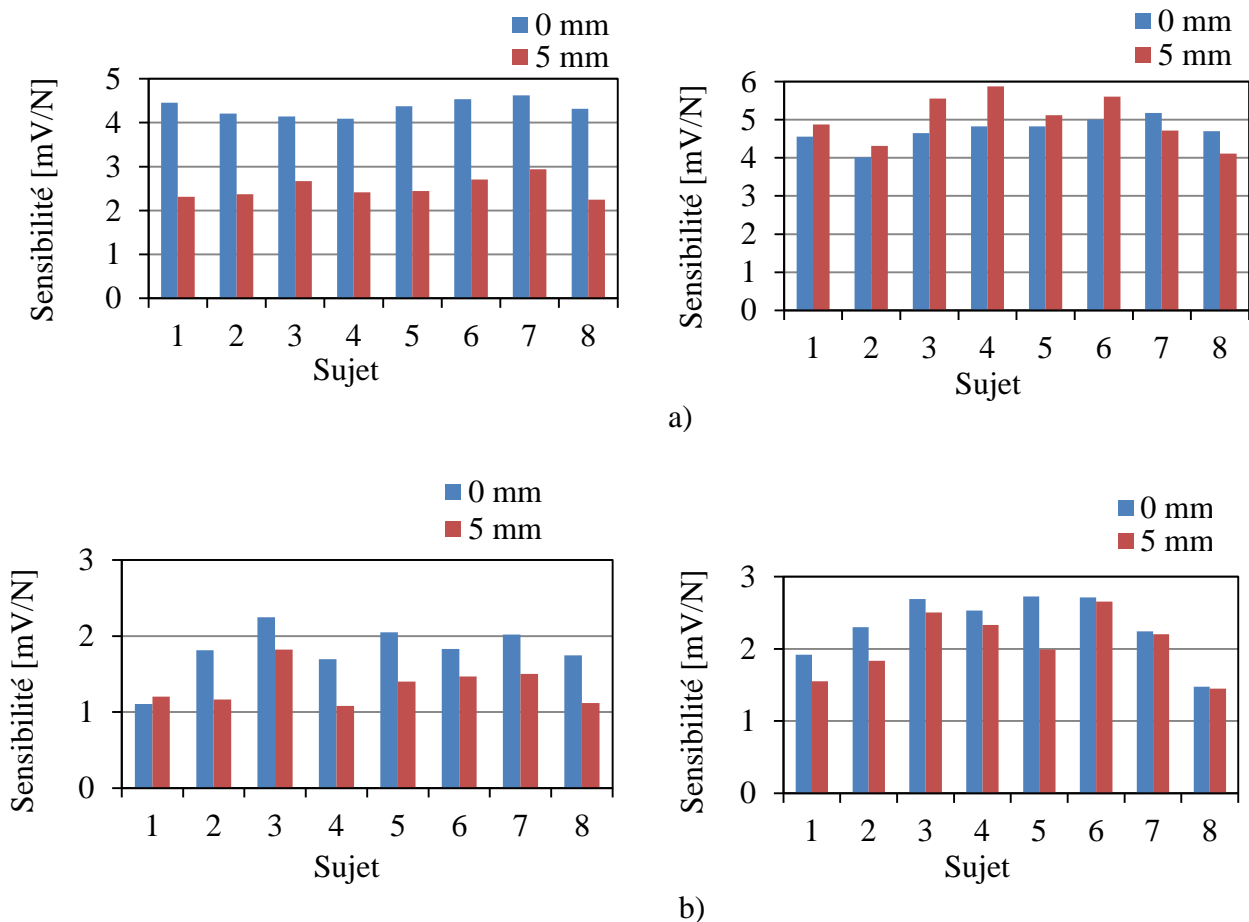


Figure 4.13 : Effet de la position des capteurs sur la sensibilité statique moyenne des capteurs de force de la paume (à gauche) et des capteurs de force des doigts (à droite) : a) poignée cylindrique de 38 mm ; b) poignée elliptique de 38 mm x 44 mm.

Tableau 4.6 : Pourcentage de variation de la sensibilité moyenne des capteurs de paume et de doigts résultant d'un déplacement de 5 mm des capteurs par rapport à l'axe de la poignée.

Taille de la poignée	Paume		Doigts	
	Capteur n°	% de variation	Capteur n°	% de variation
32 mm	4	-11,0	11	-14,4
38 mm	12	-42,1	10	+6,4
43 mm	4	-23,2	11	-2,2
32 mm x 38 mm	16	+7,5	17	+7,4
38 mm x 44 mm	13	-25,9	18	-11,1

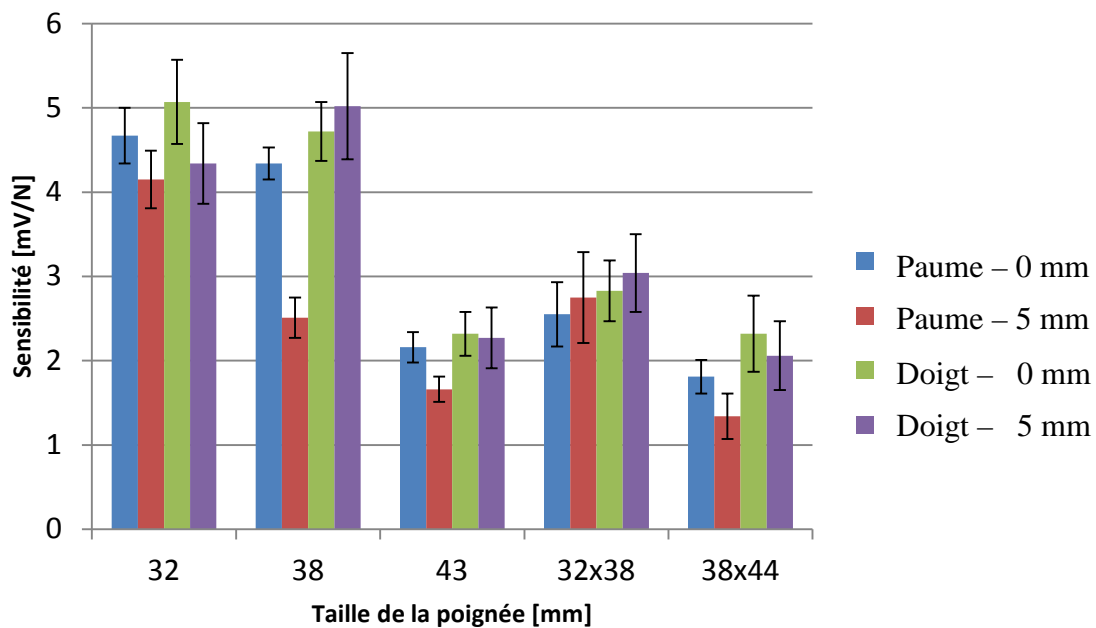


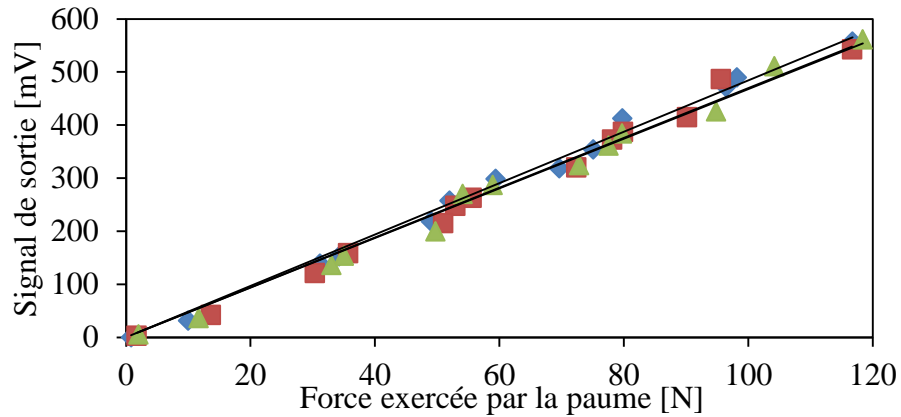
Figure 4.14 : Effet de la position des capteurs sur la sensibilité moyenne des capteurs de paume et de doigts avec différentes poignées cylindriques et elliptiques.

4.5 Propriétés du capteur *FlexiForce*[®] soumis à des vibrations de poignée

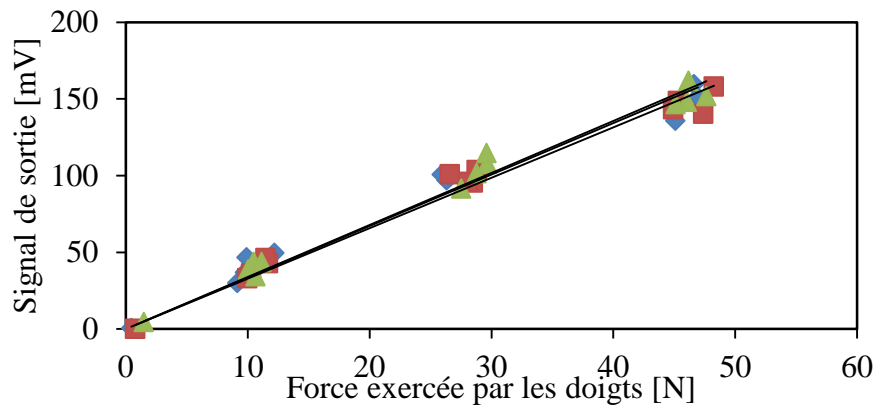
4.5.1 Répétabilité et variabilité intra-sujet et inter-sujet des mesures

Les propriétés dynamiques des capteurs ont été étudiées suivant les méthodes décrites à la section 0 afin d'évaluer leur capacité à mesurer les forces exercées par la main sur des poignées d'outils vibrants. Les mesures ont été effectuées sous deux amplitudes de vibration à large bande de la poignée (accélération efficace pondérée en fréquence de 1,5 et 3 m/s²) dans la plage de fréquences de 4 à 1000 Hz. Les capteurs de paume et de doigts ont été disposés de façon symétrique de part et d'autre du plan de division, centrés sur l'axe de la poignée. Compte tenu de la variation de la sensibilité des capteurs avec le temps, un étalonnage statique des capteurs a été effectué avec chaque sujet avant d'appliquer la vibration. Les signaux des capteurs *FlexiForce*[®] ont été filtrés en passe-bas de manière à acquérir les forces exercées par la paume et les doigts. Les mesures ont été prises avec 7 sujets et deux poignées cylindriques (38 et 43 mm). À titre d'exemple, la Figure 4.15 illustre la corrélation des forces exercées par la paume et les doigts, telles qu'obtenues à l'aide des capteurs *FlexiForce*[®], avec les valeurs de référence correspondantes mesurées alors que le sujet n° 5 agrippait la poignée de 38 mm sous le niveau de vibration le plus élevé (accélération efficace pondérée en fréquence de 3 m/s²). Les résultats, présentés pour deux essais, montrent une bonne répétabilité et une bonne linéarité des mesures avec les poignées vibrantes.

La sensibilité moyenne des capteurs de paume et de doigts était de 4,74 mV/N (ÉT = 0,09, CV = 1,91 %) et de 3,34 mV/N (ÉT = 0,05, CV = 1,57 %), respectivement, avec un $r^2 > 0,96$. Un degré comparable de répétabilité et de linéarité a été observé à l'égard des mesures effectuées avec tous les sujets ; la sensibilité des capteurs différait toutefois de celle observée lors des essais statiques. Les tableaux 4.7 et 4.8 résument les données sur la sensibilité des capteurs obtenues auprès de 7 sujets agrippant les poignées de 38 et 43 mm sous une excitation vibratoire de 3 m/s². Ces tableaux précisent également la variabilité intrasujet exprimée sous forme d'écart-type et de coefficient de variation, laquelle s'est avérée beaucoup plus faible que la variabilité observée lors des essais statiques. Les mesures effectuées sous vibration présentent généralement une bonne répétabilité. Le CV pour les deux poignées et les 7 sujets variait de 0,9 à 3,7 % dans le cas du capteur de paume, et de 1,6 à 7,1 % dans le cas du capteur de doigts.



a)



b)

Figure 4.15 : Propriétés d'entrée-sortie des capteurs *FlexiForce*[®] sous vibration à large bande de la poignée d'une accélération efficace pondérée en fréquence de 3 m/s^2 dans la plage de fréquences de 4 à 1000 Hz : a) capteur de paume ($r^2 > 0,98$) ; b) capteur de doigts ($r^2 > 0,96$) [poignée de 38 mm, sujet n° 5].

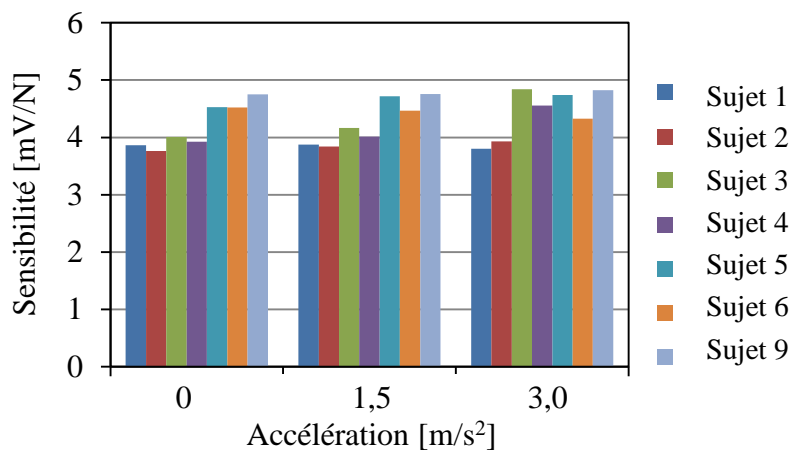
Tableau 4.7 : Variabilité intra-sujet de la sensibilité moyenne des capteurs de paume et de doigts (poignée cylindrique de 38 mm ; excitation avec une accélération efficace pondérée en fréquence de 3 m/s²).

Sujet	Paume Longueur [cm]	Sensibilité du capteur de paume [mV/N]					
		E1	E2	E3	Moyenne	ÉT	CV [%]
1	11,8	3,93	3,78	3,71	3,81	0,12	3,1
2	10,2	4,02	3,92	3,85	3,93	0,08	2,1
3	10,8	4,77	4,84	4,91	4,84	0,07	1,4
4	12,0	4,49	4,59	4,59	4,56	0,06	1,3
5	11,2	4,84	4,69	4,68	4,74	0,09	1,9
6	11,0	4,39	4,33	4,26	4,33	0,06	1,5
9	12,8	4,86	4,87	4,75	4,83	0,07	1,4
Sujet	Doigts Longueur [cm]	Sensibilité du capteur de doigts [mV/N]					
		E1	E2	E3	Moyenne	ÉT	CV [%]
1	7,2	2,52	2,28	2,27	2,36	0,14	6,0
2	8,0	2,96	2,81	2,69	2,82	0,14	4,8
3	7,7	3,46	3,28	3,37	3,37	0,09	2,7
4	8,5	2,56	2,45	2,50	2,50	0,05	2,2
5	8,8	3,36	3,29	3,39	3,34	0,05	1,6
6	7,2	2,98	3,06	3,09	3,04	0,06	1,9
9	8,4	2,71	2,39	2,56	2,55	0,16	6,3

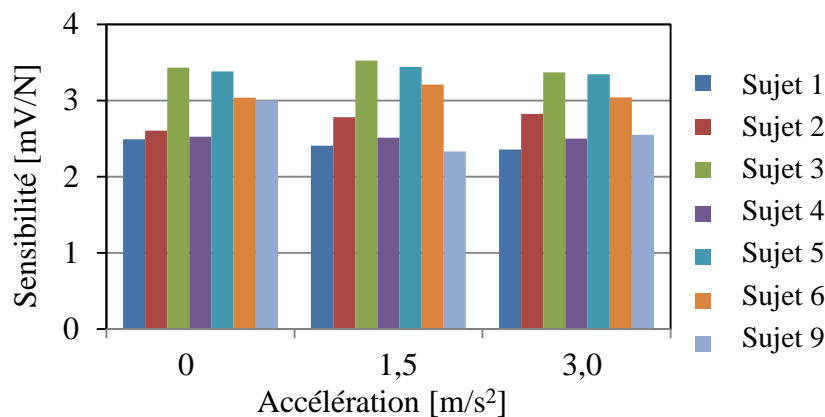
Tableau 4.8 : Variabilité intra-sujet de la sensibilité moyenne des capteurs de paume et de doigts (poignée cylindrique de 43 mm ; excitation d'une accélération efficace pondérée en fréquence de 3 m/s²).

Sujet	Paume Longueur [cm]	Sensibilité du capteur de paume [mV/N]					
		E1	E2	E3	Moyenne	ÉT	CV [%]
1	11,8	5,50	5,15	5,31	5,32	0,17	3,2
2	10,2	4,31	4,34	4,21	4,29	0,07	1,6
3	10,8	4,19	4,27	4,43	4,30	0,12	2,9
4	12,0	4,72	4,47	4,40	4,53	0,17	3,7
5	11,2	4,27	4,35	4,46	4,36	0,09	2,1
6	11,0	5,77	5,84	5,88	5,83	0,05	0,9
9	12,8	4,74	4,57	4,41	4,57	0,16	3,6
Sujet	Doigts Longueur [cm]	Sensibilité du capteur de doigts [mV/N]					
		E1	E2	E3	Moyenne	ÉT	CV [%]
1	7,2	3,65	3,60	3,71	3,65	0,06	1,6
2	8,0	2,95	2,79	2,88	2,87	0,08	2,8
3	7,7	2,50	2,78	2,69	2,66	0,14	5,3
4	8,5	3,30	3,13	3,11	3,18	0,10	3,2
5	8,8	3,17	3,05	2,98	3,07	0,10	3,1
6	7,2	4,02	3,95	3,67	3,88	0,19	4,9
9	8,4	3,24	2,91	2,84	3,00	0,21	7,1

La sensibilité moyenne des capteurs de paume et de doigts, telle que mesurée avec les 7 sujets et sous les deux niveaux de vibrations retenus, est également comparée à l'égard des poignées de 38 et 43 mm dans les Figure 4.16 : et Figure 4.17 :, respectivement. Ces figures font aussi état de la sensibilité statique des capteurs mesurée avant l'application de la vibration. Bien que la sensibilité moyenne des capteurs varie manifestement de façon importante d'un sujet à l'autre, les données acquises suggèrent que l'effet de la vibration de la poignée est très faible. L'analyse des données relatives à l'excitation d'une accélération efficace pondérée en fréquence de 3 m/s² a révélé une variabilité intersujet maximale de 20,1 et 17,4 % avec les poignées de 43 et 38 mm, respectivement. La variabilité relativement plus élevée avec la poignée de 43 mm était due à des signaux de sortie du capteur de paume beaucoup plus importants dans le cas des sujets n° 1 et n° 6 que dans le cas des autres sujets.

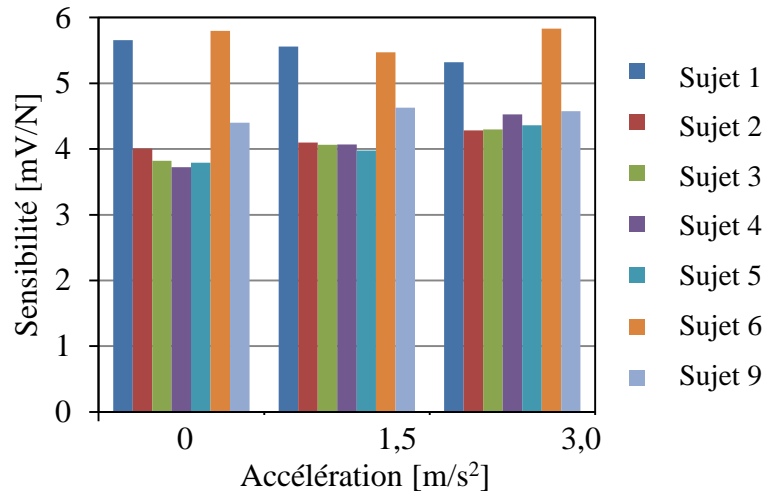


a)

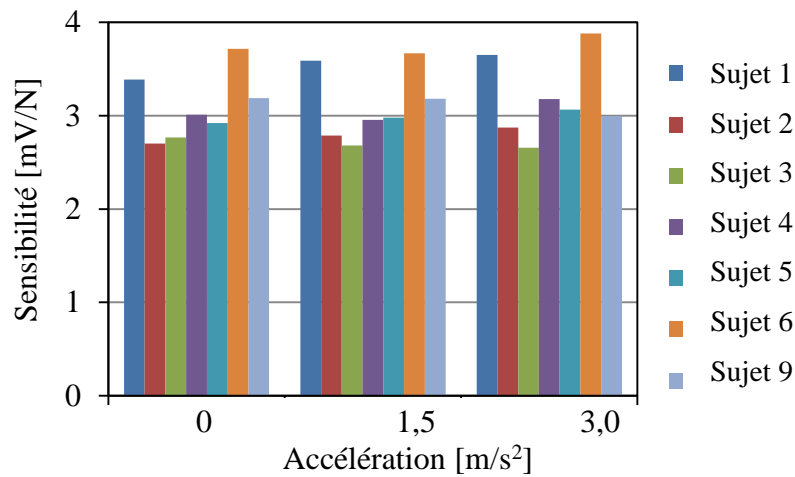


b)

Figure 4.16 : Variation inter-sujet de la sensibilité moyenne des capteurs *FlexiForce*[®] dans des conditions statiques et dynamiques : a) capteur de paume ; b) capteur de doigts [poignée de 38 mm].



a)



b)

Figure 4.17 : Variation inter-sujet de la sensibilité moyenne des capteurs *FlexiForce*[®] dans des conditions statiques et dynamiques : a) capteur de paume ; b) capteur de doigts [poignée de 43 mm].

4.5.2 Comparaison des signaux de sortie des capteurs *FlexiForce*[®] dans des conditions statiques et dynamiques

La sensibilité moyenne des capteurs dans des conditions statiques et dynamiques est globalement comparée dans la Figure 4.18. Dans l'ensemble, les résultats révèlent que la sensibilité du capteur de paume est légèrement plus élevée en présence de vibrations que dans des conditions statiques,

et ce, avec les deux poignées Cela peut s'expliquer par une plus forte pression de contact sur les capteurs, puisque les sujets ont tendance à agripper la poignée plus fermement en présence de vibrations. La sensibilité du capteur de doigts diminue toutefois en présence de vibrations avec la poignée de 38 mm, ce qui peut être dû à une plus grande variation de la pression de contact entre les doigts et la poignée, de même qu'à une éventuelle perte de contact intermittente des doigts avec la poignée. Les mesures effectuées avec la poignée de 43 mm révèlent une légère augmentation de la sensibilité du capteur de doigts sous vibration, ce qui peut en partie s'expliquer par le fait que le capteur couvre surtout les zones 2 et 3, comme le montre la Figure 4.5. À partir des résultats obtenus avec les deux poignées, il est évident que de tels capteurs peuvent être utilisés pour mesurer les forces exercées par la paume et les doigts sur des poignées d'outils vibrants, car leurs signaux de sortie en présence de vibrations sont semblables à ceux mesurés dans des conditions statiques.

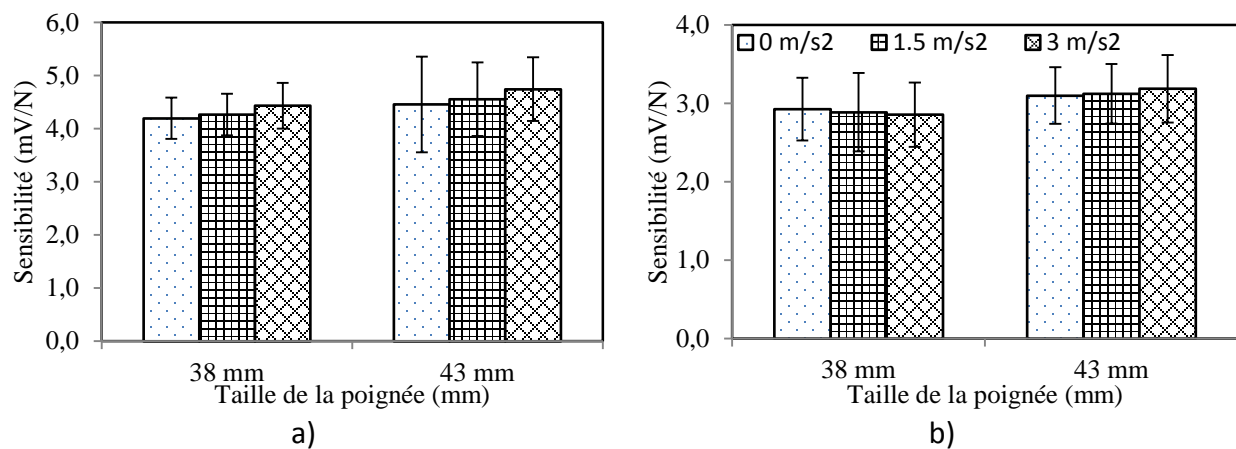


Figure 4.18 : Influence de l'amplitude de vibration sur la sensibilité moyenne globale des capteurs FlexiForce® : a) capteur de paume ; b) capteur de doigts.

Le Tableau 4.9 résume les pourcentages de variation de la sensibilité de quatre capteurs différents entre des conditions vibratoires et statiques. Les forces exercées sous vibration par la paume et les doigts ont été mesurées avec les capteurs n° 2, n° 12, n° 14 et n° 19, et les résultats indiquent une variation de la sensibilité de ces capteurs de l'ordre de 1,6, 2,2, 1,3 et 0,7 %, respectivement, ce qui n'est pas statistiquement significatif.

Tableau 4.9 : Sensibilité moyenne globale de quatre capteurs et variation de leur sensibilité sous vibration par rapport à des conditions statiques.

Poignée	Capteur n°	Statique [mV/N]	Dyn-1,5 [mV/N]	Dyn-3 [mV/N]	ÉT	CV
Paume						
38 mm	14	4,19	4,26	4,43	0,12	2,8%
% de variation			1,63	4,03		
43 mm	12	4,46	4,55	4,74	0,15	3,2%
% de variation			2,17	4,26		
Doigts						
38 mm	19	2,92	2,89	2,86	0,03	1,2%
% de variation			-1,29	-1,07		
43 mm	2	3,10	3,12	3,19	0,05	1,4%
% de variation			0,70	2,11		

5 MESURE DES RÉPONSES BIODYNAMIQUES DU SYSTÈME MAIN-BRAS CHEZ L'HUMAIN

La biodynamique du système main-bras joue un rôle fondamental dans la compréhension des mécanismes responsables des troubles résultant d'une exposition aux vibrations, de même que dans l'établissement de pondérations en fréquence permettant d'évaluer le risque d'exposition aux vibrations. Une bonne connaissance des réponses biodynamiques du système main-bras exposé à des vibrations est également requise pour concevoir et évaluer des méthodes d'isolation des vibrations, ainsi que pour développer des simulateurs main-bras destinés à l'évaluation des outils portatifs motorisés [12,49]. Les réponses biodynamiques du système main-bras ont invariablement été mesurées en laboratoire à l'aide de poignées instrumentées. D'importants écarts ont toutefois été constatés entre les réponses en impédance du système main-bras rapportées par différentes études, surtout à fréquence élevée. Les écarts relevés ont été attribués à la variabilité des facteurs intrinsèques et extrinsèques, des conditions d'essai et des méthodologies employées [50]. Quelques études ont démontré que les caractéristiques dynamiques des poignées instrumentées peuvent être à l'origine d'importantes erreurs de mesure des réponses biodynamiques, surtout en ce qui a trait à la force inertielle de la poignée [29,30]. Adewusi et al. [29] ont démontré que l'influence de cette force à fréquence élevée (au-dessus de 500 Hz) ne peut être entièrement éliminée par annulation de la masse. Dong et al. [30] ont quant à eux constaté que la distribution des vibrations était inégale sur une poignée instrumentée (au-dessus de 500 Hz), ce qui peut engendrer des erreurs de mesure de même que des variations de la force de couplage à l'interface main-poignée. Ces études suggèrent d'utiliser des poignées d'une masse effective très faible et d'une grande rigidité, ce qui représente un défi de conception pour le moins complexe étant donné les fréquences élevées des vibrations d'outils.

Dans la présente étude, l'applicabilité des capteurs *FlexiForce*[®] est évaluée aux fins de mesure des réponses biodynamiques du système main-bras humain exposé à des vibrations. Vu leur masse négligeable, ces capteurs pourraient éliminer les erreurs dues à l'inertie effective de la poignée. Ils pourraient en outre être appliqués sur les poignées d'outils pour mesurer directement des réponses biodynamiques telles que l'impédance mécanique au point d'application et la puissance vibratoire absorbée par le système main-bras dans des conditions de terrain réalistes, en plus des forces de poussée et de préhension statiques de la main.

5.1 Montage expérimental et méthodologie

La capacité des capteurs *FlexiForce*[®] à mesurer les réponses biodynamiques a été évaluée au moyen d'essais réalisés avec 6 sujets et une poignée cylindrique de 38 mm de diamètre. La Figure 5.1 présente le montage expérimental utilisé pour mesurer les réponses biodynamiques du système main-bras en termes d'impédance mécanique au point d'application. Deux capteurs *FlexiForce*[®] ont été symétriquement installés sur la poignée instrumentée de part et d'autre du plan de division, centrés sur l'axe de la poignée, à savoir dans le prolongement de l'axe de l'avant-bras des sujets.

On a demandé à chaque sujet d'agripper la poignée en lui appliquant des forces de préhension et de poussée précises, en position debout, l'avant-bras horizontalement aligné avec la poignée, et le coude fléchi à angle de 90° . Les sujets prenaient place sur une plateforme ajustable de sorte à obtenir la posture main-bras requise. Les essais portaient sur 9 combinaisons de forces de poussée et de préhension selon 3 niveaux de force de poussée (25, 50 et 75 N) et 3 niveaux de force de préhension (10, 30 et 50 N) présentés dans un ordre aléatoire, et deux niveaux de vibration à large bande dans la plage de fréquence de 4 à 1000 Hz (accélération efficace pondérée en fréquence de 1,5 et 3 m/s^2). Le Tableau 5.1 résume les conditions d'essai retenues aux fins de l'étude. Les sujets maintenaient les forces requises en surveillant un écran où étaient affichées les forces de préhension et de poussée mesurées par la poignée instrumentée. Les signaux d'accélération et de force de poussée de la poignée, de même que les signaux des capteurs *FlexiForce*[®] du côté paume et du côté doigts, étaient enregistrés par un système d'acquisition et d'analyse multicanal des données (système Pulse de Brüel & Kjær). Les données relatives à chaque mesure étaient enregistrées pendant environ 20 secondes, période au cours de laquelle les sujets devaient maintenir les forces de préhension et de poussée autour des valeurs requises. L'impédance était mesurée selon une résolution de fréquence de 0,125 Hz, 30 moyennes spectrales et 75 % de chevauchement. Les mesures propres à chaque condition d'essai étaient effectuées deux fois.

Tableau 5.1 : Conditions d'essai pour les mesures d'impédance

<p>Poignée instrumentée : 38 mm cylindrique</p> <p>Position des capteurs <i>FlexiForce</i>[®] : 0 mm</p> <p>Nombre de sujets : 6</p> <p>Posture du sujet : Debout, coude fléchi à angle de 90°.</p> <p>Excitation : Vibration aléatoire en large bande dans la plage de fréquences de 4 à 1000 Hz (accélération efficace pondérée en fréquence de 1,5 et 3,0 m/s^2).</p>

L'impédance mécanique du système main-bras correspondant à chaque combinaison de forces et de niveau de vibration a été mesurée en deux étapes, à partir de l'impédance mécanique au niveau de la paume (Z_{paume}) et des doigts (Z_{doigts}). La poignée a d'abord été orientée de manière à ce que son axe soit aligné avec la paume de la main (voir la Figure 5.1). Le capteur *FlexiForce*[®] a été installé sur le couvercle de mesure (comme le montre la Figure 5.1) afin d'obtenir la force exercée par la paume. Les signaux provenant des capteurs de force de préhension intégrés à la poignée instrumentée, du capteur de paume *FlexiForce*[®] et de l'accéléromètre ont été enregistrés et analysés afin d'établir l'impédance mécanique au niveau de la paume. L'impédance dérivée des capteurs de force de préhension a fait l'objet d'une correction inertielle afin de tenir compte de la

force d'inertie liée à la masse du couvercle de mesure. À cette fin, un programme Pulse a été écrit pour que la correction soit automatiquement appliquée. L'impédance de la paume mesurée à partir des capteurs de la poignée instrumentée et corrigée en fonction de l'inertie ($Z_{r,paume}$) était calculée selon la formule suivante :

$$Z_{r,paume}(j\omega) = \frac{S_{Fk,v}(j\omega)}{S_{vv}(j\omega)} \quad (5.1)$$

où $S_{Fk,v}(j\omega)$ représente la densité spectrale croisée de la force interfaciale F_k et de la vitesse de la poignée v . La réponse en impédance ainsi obtenue servait ensuite de valeur de référence. L'impédance de la paume mesurée à partir du capteur *FlexiForce*® s'obtenait de la même façon :

$$Z_{paume}(j\omega) = \frac{S_{Fpf,v}(j\omega)}{S_{vv}(j\omega)} \quad (5.2)$$

où $S_{Fpf,v}(j\omega)$ représente la densité spectrale croisée de la force interfaciale F_{pf} mesurée par le capteur *FlexiForce*® et de la vitesse de la poignée v .

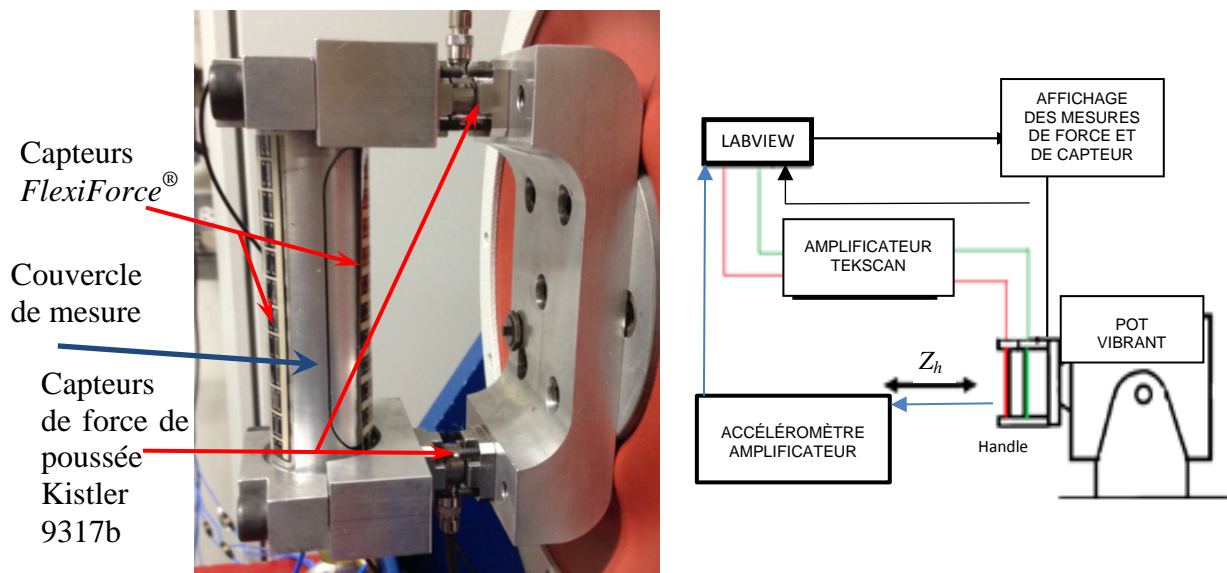


Figure 5.1 : Montage expérimental pour la mesure de l'impédance main-bras à l'aide des capteurs *FlexiForce*® et de la poignée instrumentée.

On faisait ensuite pivoter la poignée de 180° de manière à aligner le contact côté doigts avec le couvercle de mesure, ce qui permettait de mesurer la force exercée par les doigts. L'impédance des doigts était calculée à partir des signaux de force du capteur de doigts *FlexiForce*® et de la poignée instrumentée, selon les formules suivantes :

$$Z_{r,doigts}(j\omega) = \frac{S_{Fk,v}(j\omega)}{S_{vv}(j\omega)} ; \quad \text{et} \quad Z_{doigts}(j\omega) = \frac{S_{Fff,v}(j\omega)}{S_{vv}(j\omega)} \quad (5.3)$$

où $Z_{r,doigts}$ représente la valeur de référence de l'impédance côté doigts dérivée de la force au point d'application mesurée par les capteurs de force de la poignée instrumentée ; Z_{doigts} , l'impédance dérivée de la force mesurée par le capteur de doigts *FlexiForce*[®] ; et $S_{F_{ff},v}(j\omega)$, la densité spectrale croisée de la force exercée par les doigts F_{ff} et de la vitesse de la poignée. L'impédance totale du système main-bras Z correspondait à la somme des impédances de la paume et des doigts [49] :

$$Z(j\omega) = Z_{paume}(j\omega) + Z_{doigts}(j\omega) \quad (5.4)$$

Dans les équations ci-dessus, la force exercée par la paume correspond à la somme des forces de préhension et de poussée mesurées par la poignée instrumentée, comme indiqué dans l'Équation 3.2. L'application LabView était ensuite modifiée pour afficher les forces exercées par la paume et les doigts plutôt que les forces de préhension et de poussée. À titre d'exemple, une combinaison de force de poussée de 50 N et de force de préhension de 30 N s'affichait désormais sous la forme d'une force de paume de 80 N et d'une force de doigts de 30 N. Toutes les combinaisons de forces de poussée et de préhension ont ainsi été revues sous l'angle des forces correspondantes exercées par la paume et les doigts. Par ailleurs, compte tenu de la forte dépendance des signaux de sortie des capteurs *FlexiForce*[®] aux dimensions de la main du sujet et à l'aire de contact effective, des procédures d'étalonnage ont été appliquées avec chaque sujet afin de déterminer la sensibilité des capteurs du côté paume et du côté doigts avant de mesurer les réponses biodynamiques comme telles.

5.2 Réponses biodynamiques mesurées aux interfaces paume-poignée et doigts-poignée

5.2.1 Variabilité inter-sujet

La Figure 5.2 présente l'amplitude moyenne de l'impédance à l'interface paume-poignée et la réponse en phase de 6 sujets mesurées à partir de la poignée instrumentée. Les résultats présentés le sont pour une combinaison de forces de préhension et de poussée de 30 N et 50 N (force de paume = 80 N ; force de doigts = 30 N), respectivement, et une excitation de $1,5 \text{ m/s}^2$. Les graphiques montrent également la réponse en impédance moyenne de la paume. La réponse en impédance de la paume mesurée par le capteur *FlexiForce*[®] dans les mêmes conditions expérimentales est présentée dans la Figure 5.3. Les résultats obtenus à partir des deux systèmes de mesure affichent des tendances comparables, mais l'amplitude varie considérablement de l'un à l'autre. Les données relatives aux réponses mesurées présentent en outre des écarts importants d'un sujet à l'autre, plus particulièrement dans le cas de l'un d'eux (sujet n° 2 dans le Tableau 4.1) autour de la crête de résonance principale. La réponse en impédance de ce sujet, telle que mesurée à partir de la poignée instrumentée, affiche en effet une amplitude presque nulle dans la plage de fréquences de 26 à 78 Hz, alors que les données obtenues avec les autres sujets indiquent une crête de résonance dans cette plage de fréquences.

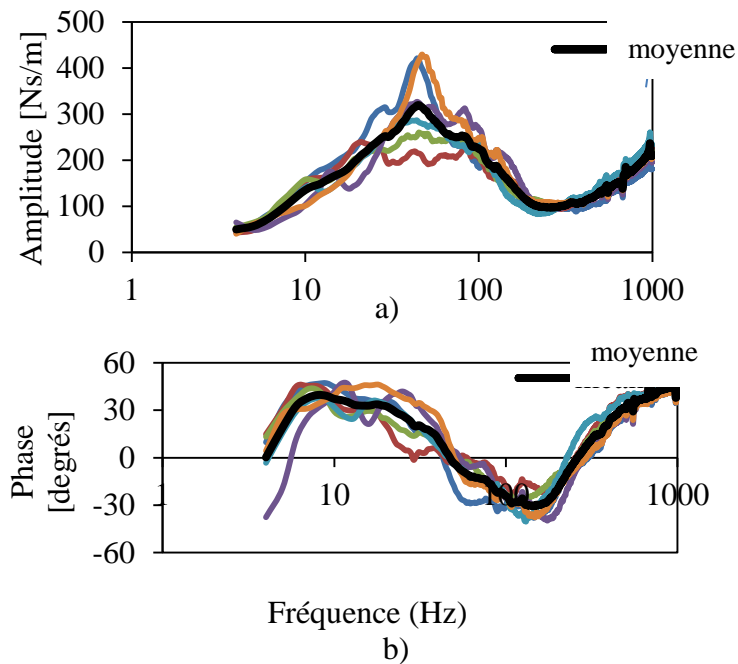


Figure 5.2 : Comparaison de l'impédance de la paume de 6 sujets, telle que mesurée au moyen de la poignée instrumentée avec une force de préhension de 30 N, une force de poussée de 50 N et une excitation de $1,5 \text{ m/s}^2$: a) amplitude ; b) phase.

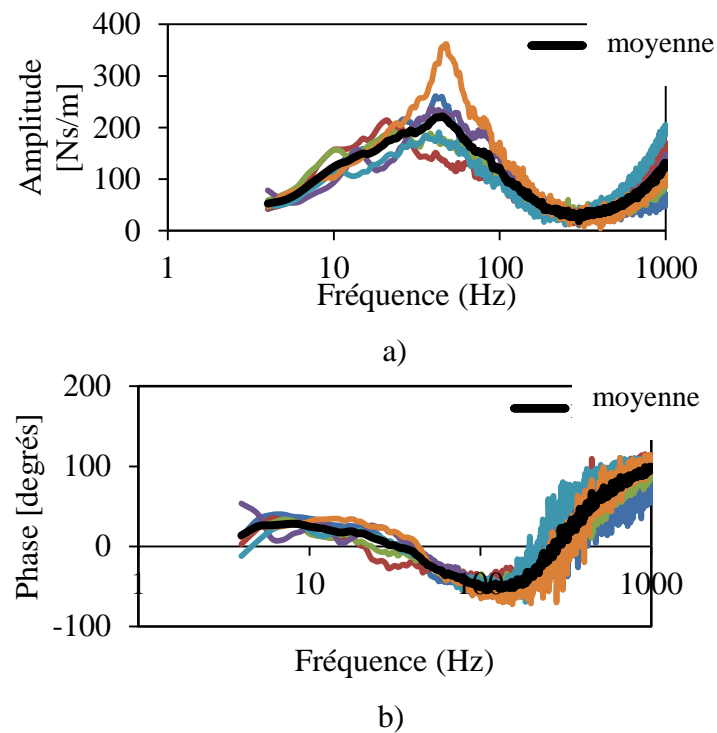
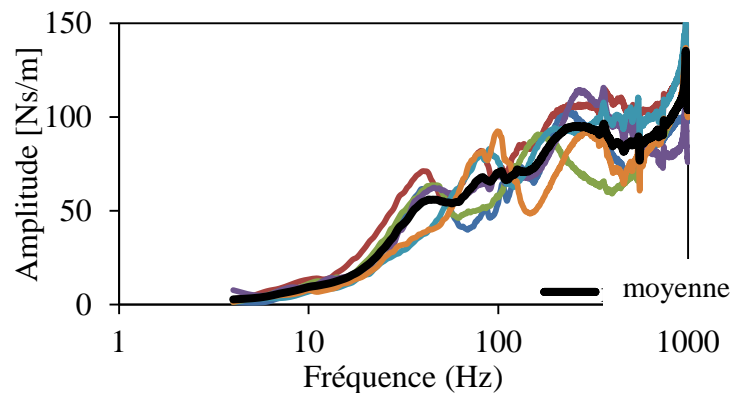
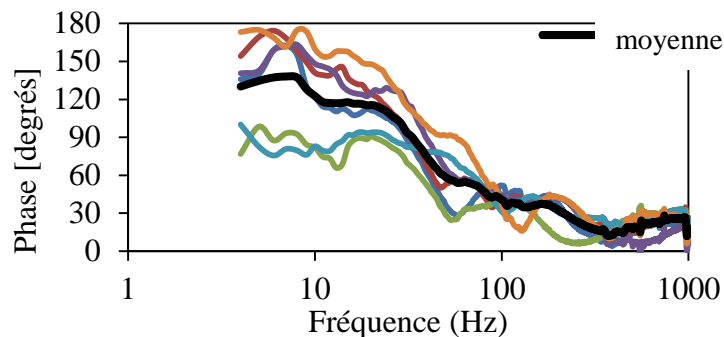


Figure 5.3 : Comparaison de l'impédance de la paume de 6 sujets, telle que mesurée au moyen du capteur *FlexiForce*[®] avec une force de préhension de 30 N, une force de poussée de 50 N et une excitation de $1,5 \text{ m/s}^2$: a) amplitude ; b) phase.

Les Figures 5.4 et 5.5 présentent l'amplitude de l'impédance et les réponses en phase des sujets telles que mesurées à l'interface doigts-poignée au moyen de la poignée instrumentée et du capteur *FlexiForce*[®], respectivement. Les résultats présentés le sont pour une combinaison de forces de préhension et de poussée de 30 N et 50 N, respectivement, et une excitation de $1,5 \text{ m/s}^2$. La variabilité des mesures obtenues avec le capteur *FlexiForce*[®] s'est avérée particulièrement importante, ce qui a été en partie attribué à l'amplitude considérablement plus faible de la force exercée par les doigts par rapport à celle de la force exercée par la paume, surtout à basse fréquence. Une importante variabilité inter-sujet a par ailleurs été observée quant à l'impédance des doigts et aux réponses en phase obtenues avec les deux systèmes de mesure. Les mesures de réponse en phase obtenues avec les capteurs *FlexiForce*[®] ne sont pas présentées du fait de leur très grande variabilité d'un sujet à l'autre. Une forte variabilité des réponses en phase mesurées au moyen de la poignée instrumentée est également évidente dans la Figure 5.4(b), avec des écarts atteignant jusqu'à 40° près de 8 Hz. Les données obtenues avec les deux systèmes de mesure révèlent cependant des tendances comparables en ce qui a trait à l'amplitude de l'impédance des doigts. Les résultats indiquent que l'amplitude de l'impédance des doigts augmente avec la fréquence d'excitation, tandis que la réponse en phase diminue avec une égale hausse de la fréquence. Des résultats comparables ont été obtenus avec une excitation de $3,0 \text{ m/s}^2$.



a)



b)

Figure 5.4 : Comparaison de l'impédance des doigts de 6 sujets, telle que mesurée au moyen de la poignée instrumentée avec une force de préhension de 30 N, une force de poussée de 50 N et une excitation de $1,5 \text{ m/s}^2$: a) amplitude ; b) phase.

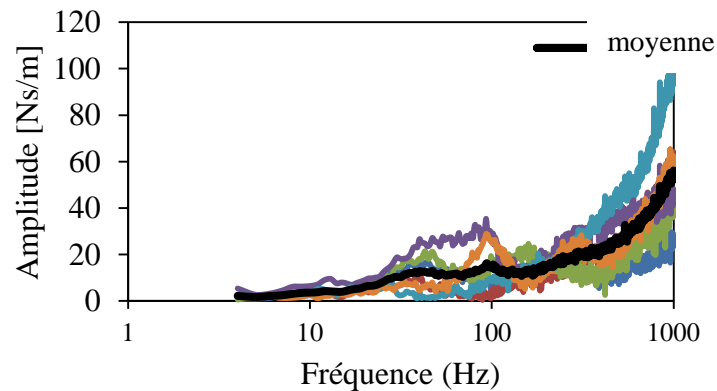


Figure 5.5 : Comparaison de l'amplitude de l'impédance des doigts de 6 sujets, telle que mesurée au moyen du capteur *FlexiForce*[®] avec une force de préhension de 30 N, une force de poussée de 50 N et une excitation de 1,5 m/s².

5.2.2 Comparaison des réponses mesurées avec les données publiées

Une seule étude, réalisée par Dong et al. [49], fait état des réponses en impédance de la paume et des doigts du système main-bras chez l'humain exposé à des vibrations de poignée. Cette étude rapporte les réponses en impédance de la paume et des doigts mesurées sous excitation sinusoïdale à vitesse constante (14 mm/s), et ce, pour 10 fréquences discrètes (16, 25, 40, 63, 100, 160, 250, 400, 630 et 1000 Hz). L'accélération efficace pondérée en fréquence résultant de cette excitation était de 1,4 m/s², ce qui est comparable à l'excitation de la plus faible amplitude retenue pour la présente étude. La posture main-bras utilisée dans l'étude citée était également semblable à celle utilisée dans la présente étude, tandis que la force appliquée était de 50 N aussi bien en poussée qu'en préhension. La validité des mesures a été évaluée en comparant les réponses en impédance moyennes de la paume et des doigts mesurées au moyen des capteurs *FlexiForce*[®] et de la poignée instrumentée avec les valeurs publiées.

Les réponses en impédance moyennes de la paume correspondant à deux combinaisons de forces de poussée et de préhension (30/50 N et 50/50 N), telles que mesurées au moyen des capteurs *FlexiForce*[®] et de la poignée instrumentée, sont comparées avec les valeurs publiées dans la Figure 5.6. Ces comparaisons suggèrent une corrélation raisonnablement bonne entre les données publiées et les réponses obtenues avec la poignée instrumentée. Quelques écarts sont toutefois évidents dans la plage de fréquences de 63 à 160 Hz, où les amplitudes rapportées sont plus faibles que les amplitudes mesurées. Les mesures effectuées avec les capteurs *FlexiForce*[®] révèlent une tendance comparable, bien que l'amplitude de l'impédance soit significativement plus faible dans toute la plage de fréquences. L'amplitude est même inférieure de près de 117 Ns/m à celle obtenue avec la poignée instrumentée autour de la crête la plus évidente, soit près de 46 Hz. Une meilleure concordance est cependant manifeste entre la réponse en phase de l'impédance de la paume mesurée au moyen du capteur *FlexiForce*[®] et les valeurs rapportées de même que celles obtenues avec la poignée instrumentée, même si des différences notables subsistent, surtout dans la plage de fréquences de 40 à 100 Hz.

Les réponses en impédance moyennes des doigts obtenues au moyen de la poignée instrumentée et du capteur *FlexiForce*[®] sont aussi comparées aux données publiées, dans la Figure 5.7. La comparaison des réponses en phase de l'impédance des doigts est toutefois limitée aux mesures provenant de la poignée instrumentée. Les réponses mesurées affichent des tendances similaires à celles des réponses rapportées, bien que les valeurs d'amplitude et de phase diffèrent de façon notable. L'amplitude de l'impédance des doigts mesurée au moyen de la poignée instrumentée se compare raisonnablement bien avec les amplitudes rapportées jusqu'à 100 Hz, mais les amplitudes mesurées s'avèrent légèrement plus faibles à fréquence plus élevée. Les réponses en phase présentent par contre des écarts considérables à basse fréquence, soit jusqu'à 100 Hz. Les amplitudes de l'impédance des doigts mesurées au moyen du capteur *FlexiForce*[®] sont nettement plus faibles que les amplitudes rapportées dans toute la plage de fréquences, comme c'était le cas pour les amplitudes de l'impédance de la paume.

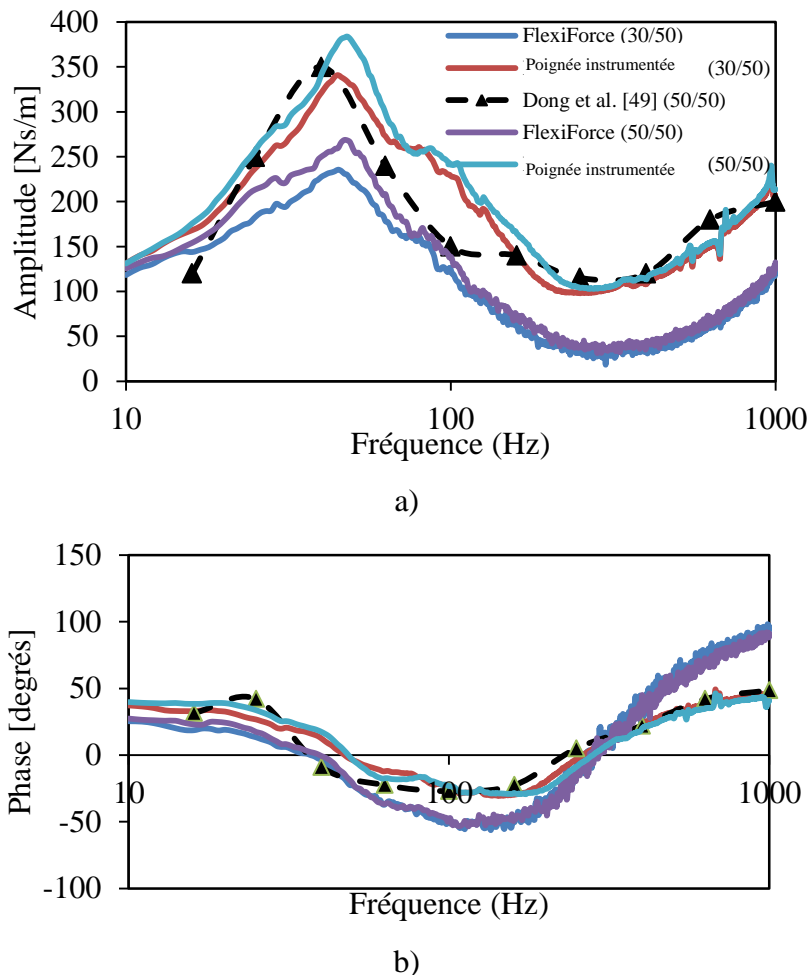


Figure 5.6 : Comparaison des réponses en impédance moyennes de la paume obtenues au moyen de la poignée instrumentée et du capteur *FlexiForce*[®] avec les données rapportées par Dong et al. [49], sous une excitation de $1,5 \text{ m/s}^2$: a) amplitude ; b) phase.

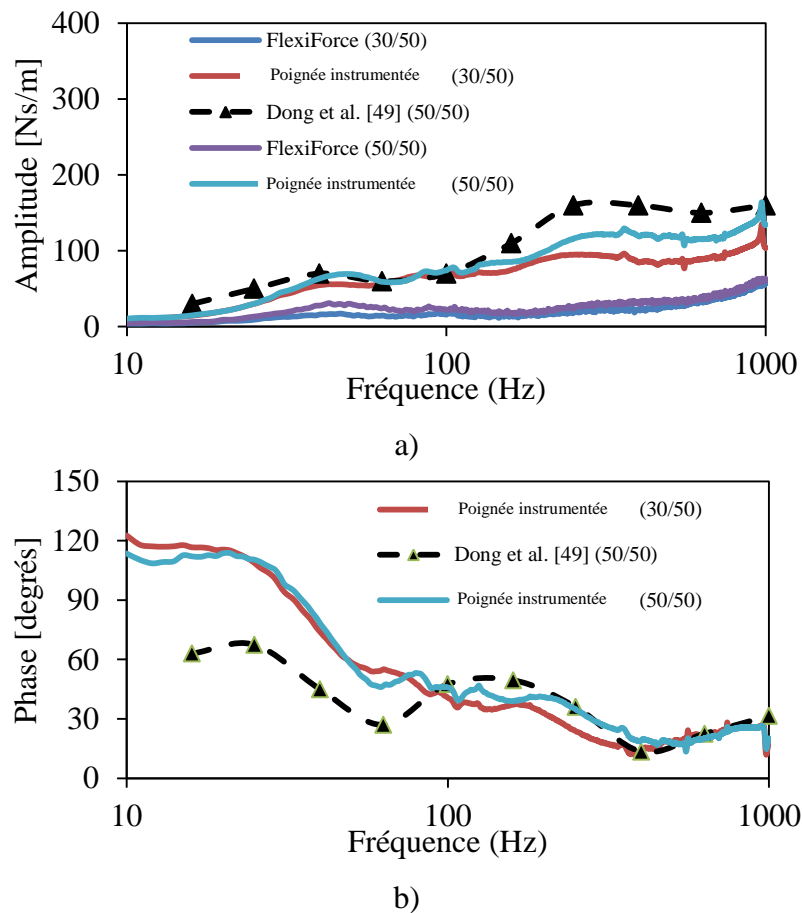


Figure 5.7 Comparaison des réponses en impédance moyennes des doigts obtenues au moyen de la poignée instrumentée et du capteur *FlexiForce*[®] avec les données rapportées par Dong et al. [49], sous une excitation de $1,5 \text{ m/s}^2$: a) amplitude ; b) phase.

5.2.3 Caractéristiques des réponses en fréquence du capteur *FlexiForce*[®]

L'amplitude moins élevée des réponses en impédance obtenues au moyen des capteurs *FlexiForce*[®] est présumément due à la faible réponse en fréquence des capteurs résistifs. Une récente étude portait sur la mesure des réponses biodynamiques du corps en position assise et exposé à des vibrations globales du corps au moyen de capteurs de pression résistifs [51]. Les données recueillies indiquaient également que l'amplitude de la masse apparente mesurée au moyen de capteurs de pression résistifs était plus faible qu'avec une plateforme de force, ce que les chercheurs ont attribué à la réponse en fréquence limitée des capteurs résistifs. Ils proposaient d'ailleurs une méthodologie visant à compenser la réponse en fréquence limitée de tels capteurs en utilisant la réponse en fréquence inverse du dispositif de détection. Dans le cadre de la présente étude, les caractéristiques des réponses en fréquence des capteurs *FlexiForce*[®] ont été examinées à partir des réponses en impédance mesurées, et les données ainsi obtenues peuvent servir à l'application d'une correction propre à fournir de meilleures estimations de l'impédance du système main-bras.

La fonction de réponse en fréquence (FRF) d'un capteur *FlexiForce*[®] dérive du rapport de la réponse en impédance complexe mesurée avec le capteur à la réponse de référence obtenue au moyen de la poignée instrumentée. La FRF a été calculée avec chaque sujet, pour chaque combinaison de force de préhension et de force de poussée, et pour chaque niveau d'excitation. À titre d'exemple, les Figures 5.8 et 5.9 illustrent les FRF des capteurs du côté paume et du côté doigts, respectivement, sous une excitation de $1,5 \text{ m/s}^2$ avec une combinaison de forces de 50 N en poussée et de 30 N en préhension. Les figures présentent les FRF obtenues à partir des données recueillies auprès des six sujets, de même que la FRF moyenne. Il convient de noter que la fonction de réponse en phase n'est pas présentée pour le capteur du côté doigts du fait de variations extrêmes, comme indiqué dans la section précédente. Les FRF obtenues avec les différents sujets révèlent des tendances comparables, bien qu'une importante dispersion des données soit aussi évidente. Cette dispersion est attribuable à la variabilité intersujet des mesures, tenue dans différentes études pour importante en ce qui a trait aux réponses en impédance du système main-bras.

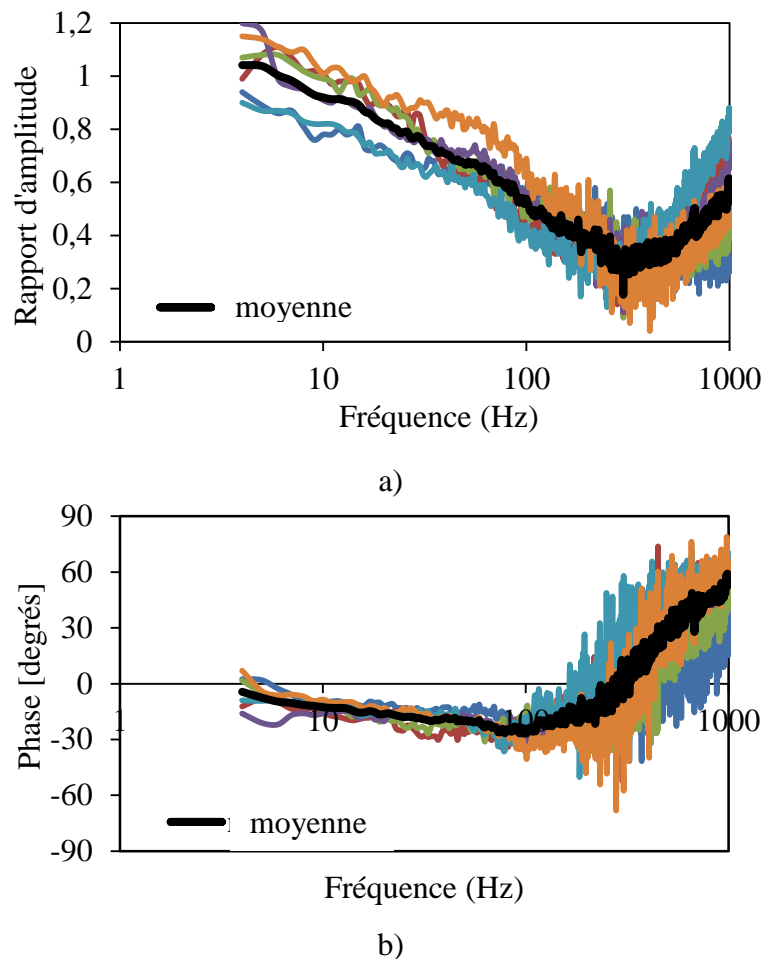


Figure 5.8 : Caractéristiques des réponses en fréquence du capteur *FlexiForce*[®] dérivées des réponses en impédance de la paume des 6 sujets (traits colorés). Les valeurs moyennes sont représentées par un trait noir : a) rapport d'amplitude ; b) phase (force de poussée : 50 N, force de préhension : 30 N, excitation : $1,5 \text{ m/s}^2$).

Les résultats révèlent un rapport d'amplitude de la FRF quasi unitaire entre les réponses en impédance de la paume à très basse fréquence, lequel décroît à près de 0,3 autour de 240 Hz pour ensuite atteindre environ 0,5 à 1000 Hz. Le rapport en amplitude moyen des réponses en impédance des doigts montre une tendance similaire. La réponse en phase de la FRF du capteur de paume se révèle également très faible à basse fréquence, diminuant lentement jusqu'à environ -25° près de 90 Hz pour ensuite augmenter avec la fréquence. Les caractéristiques des réponses en fréquence des capteurs observées avec les différentes combinaisons de sujets, de forces exercées par la main et de niveaux d'excitation présentaient des tendances comparables. Les valeurs du rapport d'amplitude et de la réponse en phase variaient par contre considérablement. Ces écarts ont été attribués à la forte dépendance des signaux de sortie du capteur aux dimensions de la main, à la force de contact et à la zone de contact. L'influence du niveau de vibration sur les caractéristiques des réponses en fréquence du capteur était cependant très faible par rapport à celle des forces exercées par la main et de la taille de la main.

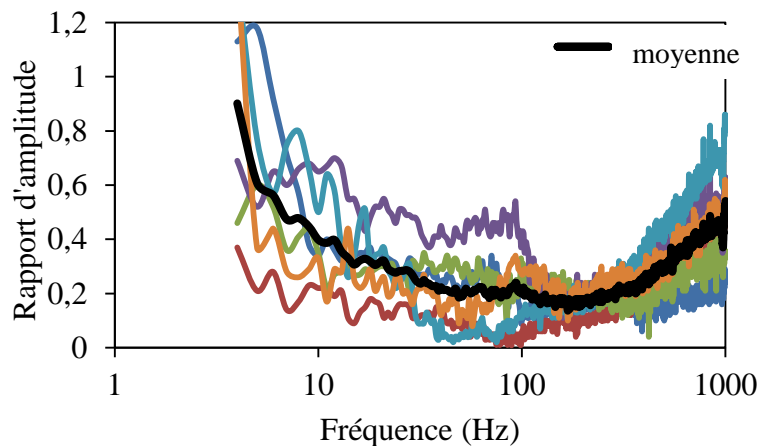


Figure 5.9 : Caractéristiques des réponses en fréquence du capteur *FlexiForce*[®] dérivées de l'amplitude de l'impédance des doigts des 6 sujets (traits colorés). Les valeurs moyennes sont représentées par un trait noir (force de poussée : 50 N, force de préhension : 30 N, excitation : 1,5 m/s²).

À titre d'exemple, la Figure 5.10 présente les caractéristiques de la FRF du capteur de paume, telles qu'obtenues avec un des sujets (n° 6 du Tableau 4.1) en termes de rapport d'amplitude et de phase, pour différentes combinaisons de force de préhension et de force de poussée sous une excitation de 3 m/s². Le rapport d'amplitude du capteur de doigts pour différentes combinaisons de forces exercées par la main est présenté dans la Figure 5.11. Les résultats révèlent clairement que les caractéristiques des réponses en fréquence du capteur, fortement dépendantes des forces exercées par la main, présentent une non-linéarité importante. L'application de la fonction de réponse en fréquence comme facteur de correction nécessiterait donc une caractérisation de la réponse à l'égard de chaque condition expérimentale (forces exercées par la main, taille de la poignée et niveau de vibration) et ce, avec chaque sujet.

5.2.4 Application de la fonction de réponse en fréquence au capteur FlexiForce®

L'inverse de la fonction de réponse en fréquence moyenne des capteurs *FlexiForce*® correspondant à chaque combinaison de forces de poussée et de préhension est appliquée à la réponse moyenne mesurée avec les capteurs *FlexiForce*®, comme proposé dans [51]. Cette approche permet de compenser la réponse en fréquence limitée des capteurs. Les réponses en impédance corrigées de la paume et des doigts sont calculées comme suit :

$$Z_{c,paume}(j\omega) = CF_{paume}(\omega) \frac{S_{Fpf,v}(j\omega)}{S_{vv}(j\omega)} \quad (5.5)$$

$$Z_{c,doigts}(j\omega) = CF_{doigts}(\omega) \frac{S_{Fff,v}(j\omega)}{S_{vv}(j\omega)} \quad (5.6)$$

où $Z_{c,paume}(j\omega)$ et $Z_{c,doigts}(j\omega)$ représentent respectivement les réponses en impédance corrigées de la paume et des doigts obtenues par l'application de l'inverse des FRF correspondantes $CF_{paume}(\omega)$ et $CF_{doigts}(\omega)$.

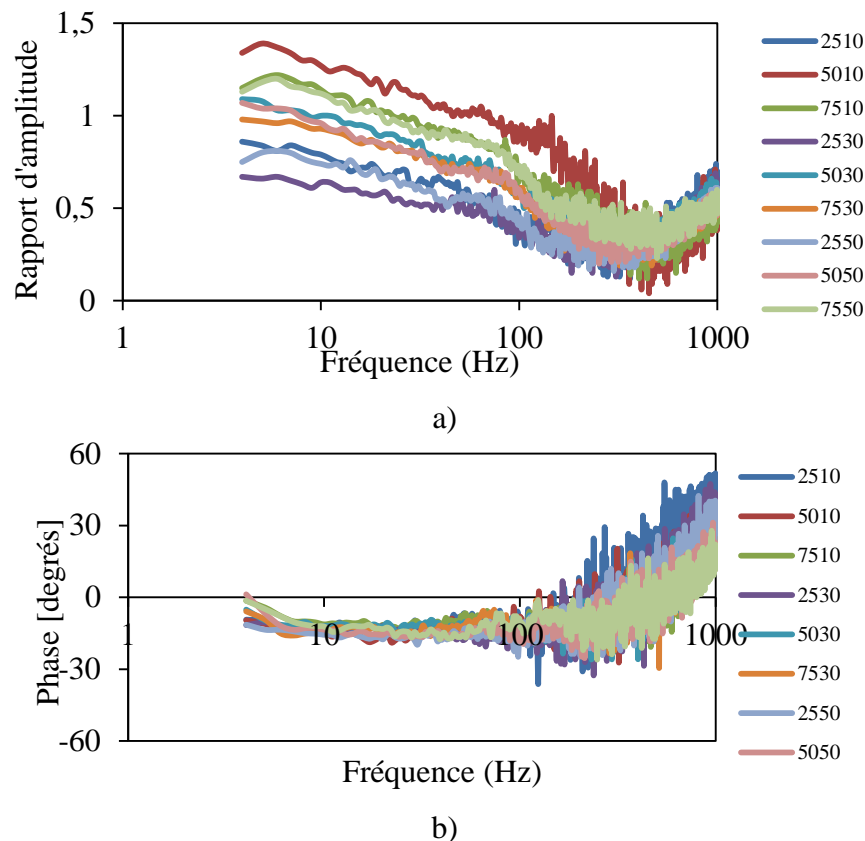


Figure 5.10 : Caractéristiques des réponses en fréquence du capteur *FlexiForce*® dérivées des réponses en impédance de la paume correspondant à différentes combinaisons de forces exercées par la main dans le cas du sujet n° 6 : a) rapport d'amplitude ; b) phase. Les forces de préhension et de poussée sont indiquées du côté droit des graphiques, les deux premiers chiffres faisant référence à la force de poussée, suivis de la valeur de la force de préhension.

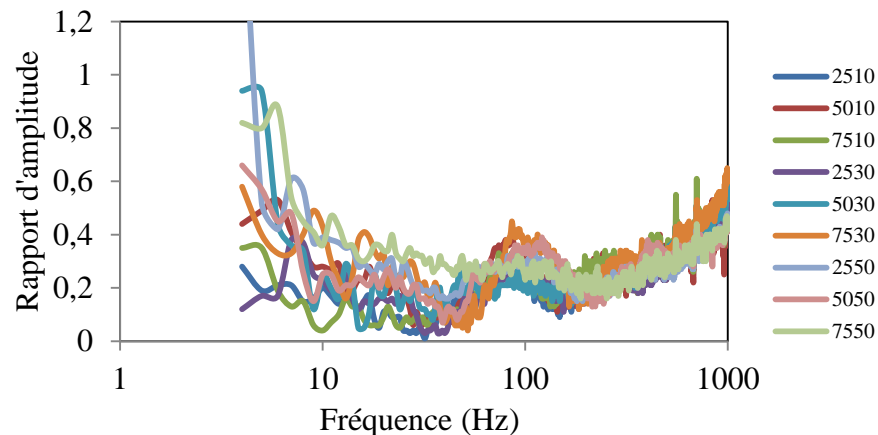


Figure 5.11 : Caractéristiques des réponses en fréquence du capteur *FlexiForce*® dérivées de l'amplitude de l'impédance des doigts correspondant à différentes combinaisons de forces exercées par la main dans le cas du sujet n° 6 : Les forces de préhension et de poussée sont indiquées du côté droit des graphiques, les deux premiers chiffres faisant référence à la force de poussée, suivis de la valeur de la force de préhension.

Les Figures 5.12 et 5.13 illustrent la comparaison entre les réponses en impédance corrigées de la paume et des doigts et les valeurs de référence correspondant aux combinaisons de forces de poussée et de préhension retenues sous une excitation d'une accélération efficace de 1,5 et 3 m/s², respectivement. Ces figures montrent également les réponses non corrigées provenant directement des signaux de sortie des capteurs *FlexiForce*®, alors que les réponses de référence dérivent de la poignée instrumentée. Il convient de noter que les corrections ont été effectuées à partir de la réponse en fréquence moyenne des capteurs obtenue avec chacun des sujets et pour chaque combinaison de forces exercées par la main. Les comparaisons montrent clairement que les capteurs *FlexiForce*® peuvent fournir des mesures fiables des réponses en impédance de la paume et des doigts dans toute la plage de fréquences lorsque la correction de la réponse en fréquence est appliquée. De tels capteurs pourraient donc être utilisés sur le terrain pour mesurer les réponses biodynamiques et les forces exercées par la main sur les poignées d'outils motorisés. La détermination de la fonction de réponse en fréquence des capteurs serait toutefois passablement difficile compte tenu de sa dépendance non linéaire à la taille de la main, aux forces exercées par la main et à la taille de la poignée. Des recherches ultérieures visant à définir une fonction de réponse en fréquence généralisée contribueraient à faciliter la mesure des réponses biodynamiques dans des conditions représentatives de celles qu'on trouve sur le terrain.

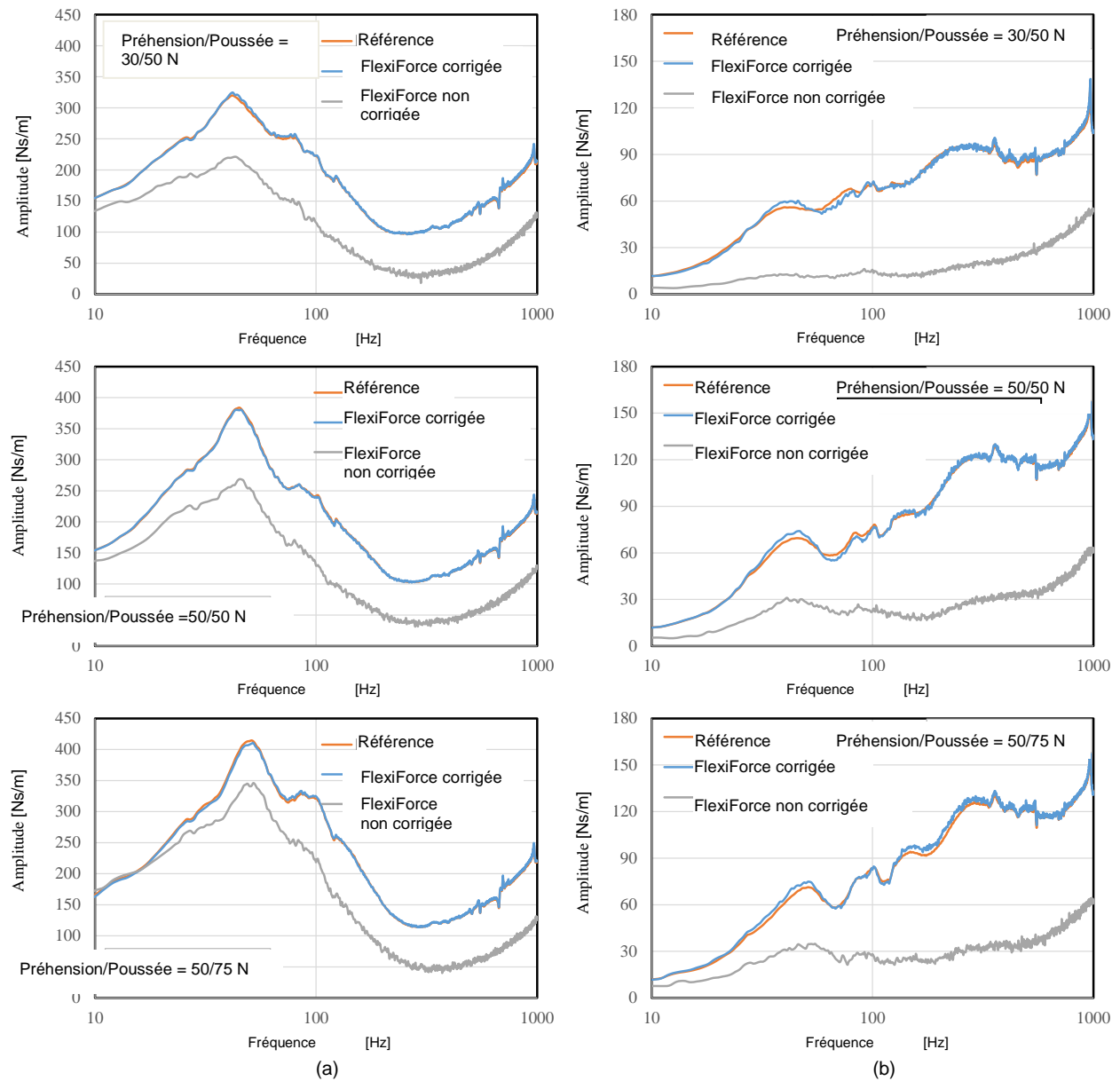


Figure 5.12 : Réponses en impédance corrigées et non corrigées obtenues au moyen des capteurs *FlexiForce*[®] comparées à la réponse de référence obtenue au moyen de la poignée instrumentée sous une excitation de $1,5 \text{ m/s}^2$: a) impédance de la paume ; b) impédance des doigts.

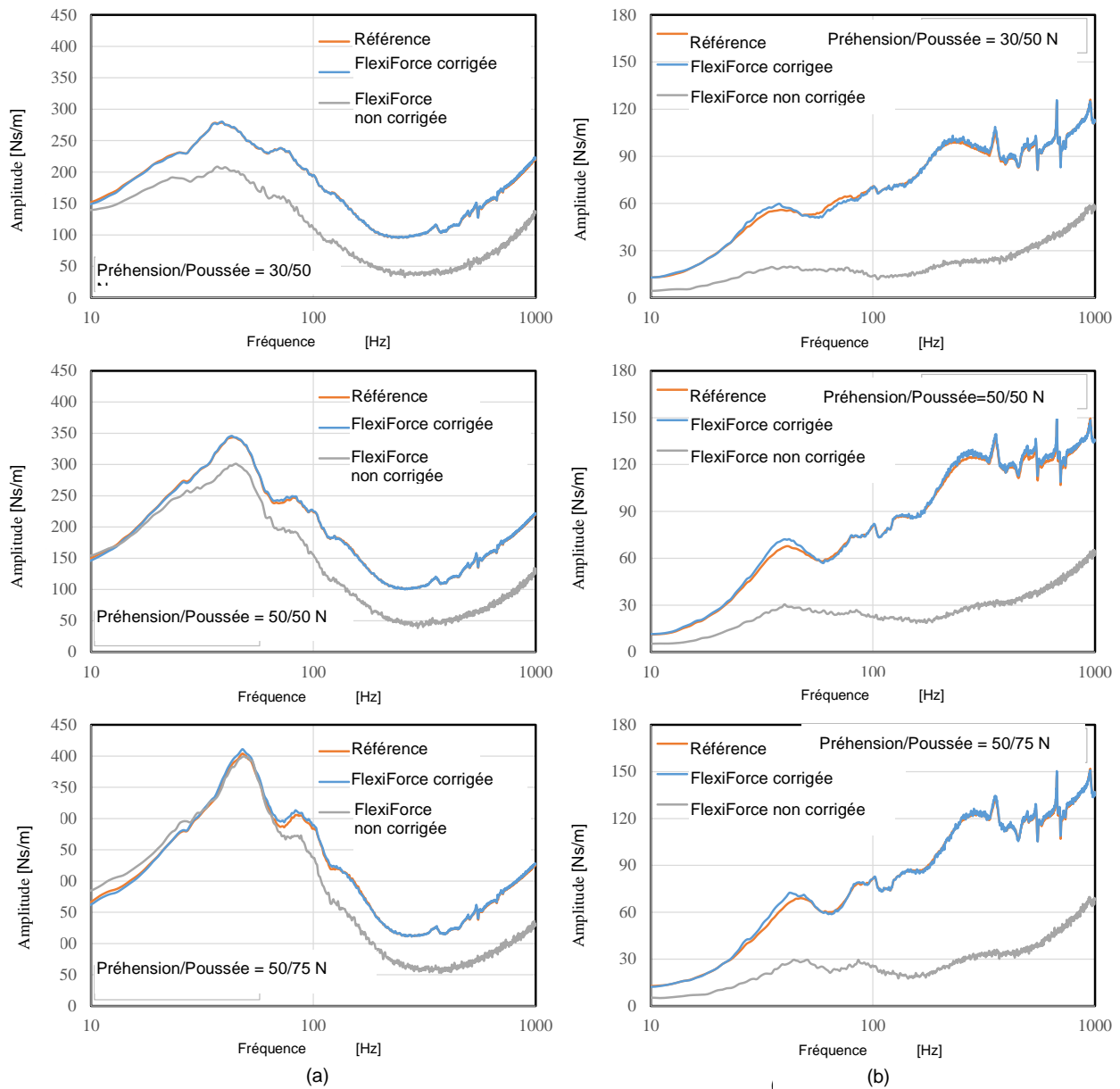


Figure 5.13 : Réponses en impédance corrigées et non corrigées obtenues au moyen des capteurs *FlexiForce*[®] comparées à la réponse de référence obtenue au moyen de la poignée instrumentée sous une excitation de 3 m/s² : a) impédance de la paume ; b) impédance des doigts.

6 ÉVALUATION DES CAPTEURS *FLEXIFORCE*[®] AUX FINS D'UTILISATION AVEC DES OUTILS MOTORISÉS

Le principal objectif de cette étude consistait à évaluer un système de mesure peu coûteux des forces de couplage main-poignée sur des outils vibrants. Il importe de souligner que l'effet significatif des forces de couplage sur l'intensité des vibrations transmises à la main et au bras d'un opérateur d'outil motorisé est largement documenté [7,8]. C'est pourquoi des efforts considérables sont déployés en quête de méthodes pratiques et fiables pour mesurer les forces de couplage main-poignée pendant l'utilisation d'outils sur le terrain, particulièrement au sein de la Communauté européenne [17,18]. Les études publiées ont démontré l'efficacité du système de mesure capacitif de la pression à capter les forces exercées à l'interface main-poignée avec des poignées d'outils. La faisabilité du système de mesure capacitif de la pression dans le cadre d'applications sur le terrain demeure toutefois douteuse, en raison non seulement du coût élevé des capteurs, mais aussi de leur viabilité dans des conditions d'utilisation sur le terrain. Les capteurs résistifs *FlexiForce*[®] présentent de nombreux avantages par rapport au système de mesure capacitif, notamment leur faible coût et la simplicité du circuit de conditionnement des signaux, également peu coûteux, par rapport à celui du système capacitif. Il ressort à l'évidence des essais menés en laboratoire que de tels capteurs peuvent fournir des estimations fiables des forces de contact au niveau de la paume et des doigts de part et d'autres de sections transversales uniformes de poignées cylindriques et elliptiques, et ce, dans des conditions aussi bien dynamiques que statiques, pourvu que les capteurs soient étalonnés en fonction de chaque poignée et de chaque sujet. Les capteurs résistifs offrent une flexibilité comparable à celle des capteurs capacitifs lorsque appliqués à des poignées d'outils de profil varié. Par ailleurs, contrairement aux capteurs capacitifs, une détérioration ou une défaillance des capteurs *FlexiForce*[®] sur le terrain ne serait nullement préoccupante du fait de leur faible coût.

Compte tenu des avantages potentiels des capteurs résistifs, la capacité des capteurs *FlexiForce*[®] à faible coût à mesurer les forces de poussée et de préhension de la main avec des outils portatifs vibrants a été évaluée en laboratoire. On a, pour ce faire, utilisé un marteau burineur électrique à percussion opéré dans un dissipateur d'énergie conçu conformément à la norme ISO 8662 [52].

6.1 Méthodologie

Une expérience a été conçue pour évaluer la capacité des capteurs à mesurer les forces exercées par la main lorsque couplée à un marteau burineur (BOSCH 11313 EVS), présenté dans la Figure 6.1. L'outil comportait un variateur de vitesse électrique permettant de générer de 1300 à 2600 coups-minute en l'absence de charge. La vitesse de l'outil pouvait être réglée au moyen d'un cadran à six positions situé près de la poignée principale de l'outil. L'opérateur prenait normalement l'outil en main en utilisant ses deux poignées. La poignée principale de l'outil est fixée sur son boîtier avec le bloc moteur (Figure 6.1), là où l'opérateur applique les forces de préhension et de poussée. La poignée secondaire se trouve près du mandrin et sert à guider l'outil. Les capteurs *FlexiForce*[®] étaient appliqués de manière à pouvoir mesurer les forces exercées par la main sur la poignée principale.

L'outil était posé dans un dissipateur d'énergie, où le burin était remplacé par un embout plat, comme recommandé dans la norme ISO 8662-2 [52]. Vu la posture verticale de l'opérateur en position debout, on a décidé d'appliquer les capteurs sur les faces supérieures et inférieures de la poignée principale pour mesurer les forces exercées du côté paume et du côté doigts (Figure 6.2a), et ainsi déterminer les forces de poussée et de préhension de la main à l'aide des équations (3.1) et (3.2). La face supérieure de la poignée principale était plane, ce qui facilitait l'installation des capteurs *FlexiForce*[®] du côté paume. La face inférieure de la poignée comportait quant à elle une partie courbe, comme le montre la Figure 6.1. Les capteurs étaient fixés aux deux faces de la poignée avec du ruban-cache. La Figure 6.2b montre la poignée d'outil équipée de capteurs du côté paume et du côté doigts.



Figure 6.1 : Représentation du marteau burineur à percussion (BOSCH 11313 EVS).

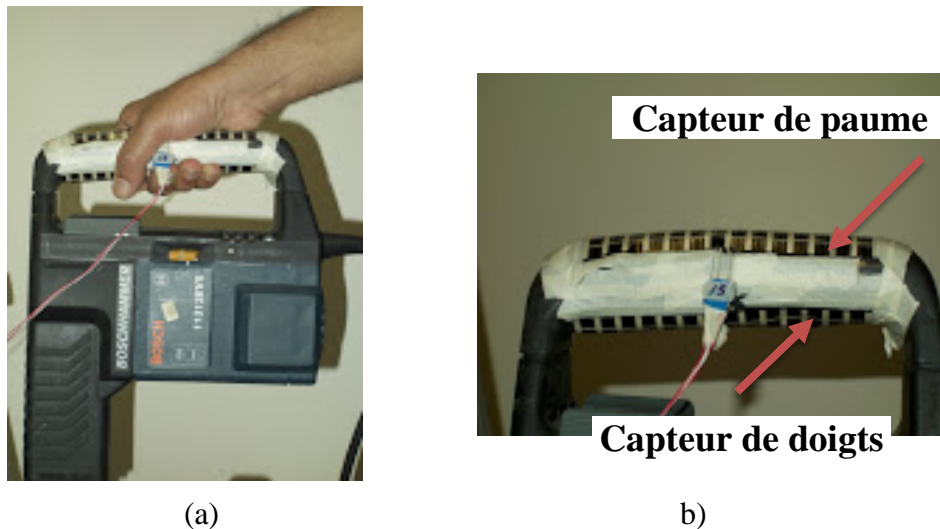


Figure 6.2 : a) Position de la main de l'opérateur sur les capteurs de paume et de doigts de la poignée principale ; b) capteurs *FlexiForce*[®] de paume et de doigts installés sur la poignée.

La méthodologie expérimentale comportait trois étapes séquentielles de mesure avec trois sujets adultes de sexe masculin dont la taille de main variait entre 9 et 10. La première étape de mesure visait à déterminer la sensibilité des capteurs du côté paume et du côté doigts. La deuxième étape de mesure consistait à évaluer les capteurs selon différentes combinaisons de forces de préhension et de poussée exercées par chacun des sujets sur la poignée de l'outil stationnaire. L'étape finale consistait à reprendre les mesures alors que les sujets opéraient l'outil dans le dissipateur d'énergie. La vitesse de l'outil était choisie de façon arbitraire par le sujet, et à chacune des étapes, les mesures étaient reprises trois fois.

Contrairement aux essais menés avec la poignée instrumentée, les essais avec l'outil présentaient d'importants défis quant à l'établissement des valeurs de référence des forces exercées par la paume et les doigts. Une plateforme de force a été utilisée de manière à ce que les sujets puissent appliquer une force de poussée contrôlée. Durant la première étape des essais, le capteur du côté paume a d'abord été étalonné en fonction de quatre niveaux de force exercée par la paume (25, 50, 75 et 100 N) en affichant le signal de la plateforme de force sur un écran à la vue du sujet. Tandis que le sujet se trouvait en position debout sur la plateforme de force, on lui demandait d'agripper la poignée en prise de force et d'appliquer la force de poussée requise tout en s'efforçant de n'exercer aucune pression des doigts, ou force de préhension (Figure 6.3). Cela permettait d'obtenir une position de main plus représentative de l'opération de l'outil. À cette fin, le signal de sortie du capteur *FlexiForce*[®] du côté doigts était aussi rendu visible au sujet. Les trois sujets ont réussi à remplir cette exigence en exerçant une pression des doigts ne dépassant pas 2 N. La sensibilité du capteur du côté paume a ensuite été calculée et entrée dans l'application LabView afin d'afficher la force exercée par la paume en Newton.

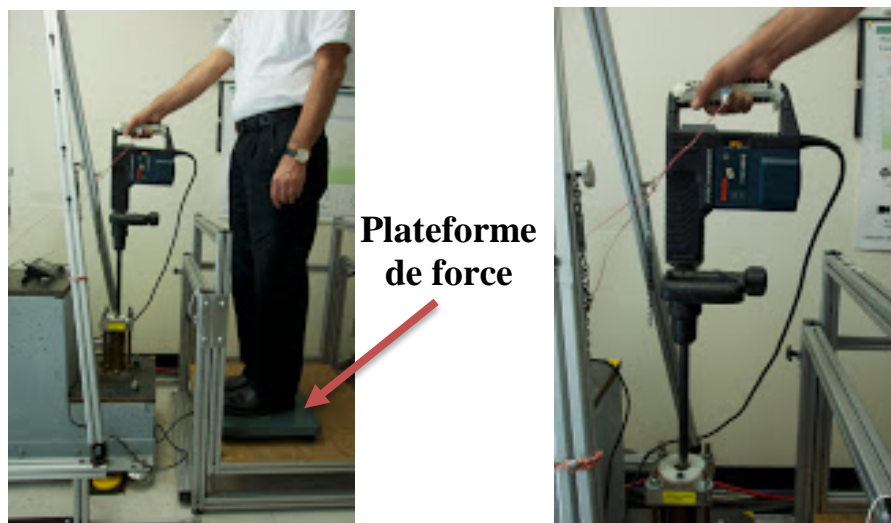


Figure 6.3 : Posture du sujet agrippant la poignée de l'outil.

Aux fins d'étalonnage du capteur du côté doigts, le sujet devait appliquer une force de paume déterminée en s'aidant des signaux du capteur de paume et de la plateforme de force affichés à l'écran. On demandait ensuite au sujet d'augmenter graduellement la force exercée par les doigts jusqu'à compenser pleinement la force de poussée indiquée par le signal de sortie de la

plateforme de force, tout en maintenant la force de paume indiquée par le signal de sortie du capteur du côté paume. Le signal de sortie de la plateforme de force se trouvait ainsi ramené à zéro tandis que le signal de sortie du capteur *FlexiForce*[®] demeurait constant. Cette approche a permis d'obtenir des valeurs de référence quant à la force de préhension exercée par les doigts aux fins d'étalonnage du capteur du côté doigts. Les étapes ci-dessus ont été suivies pour quatre niveaux de force de préhension (25, 50, 75 et 100 N). La sensibilité du capteur du côté doigts a ensuite été calculée et entrée dans l'application LabView afin d'afficher la force exercée par les doigts en Newton.

Au cours de la deuxième phase d'essais, la validité des capteurs *FlexiForce*[®] étalonnés a été évaluée alors que le sujet agrippait la poignée en prise de force selon cinq combinaisons de forces de préhension et de poussée ($F_{pr}/F_{po} = 0/30, 30/30, 30/50, 30/75$ et $0/75$ N). Les signaux de sortie de la plateforme de force (force de poussée) et du capteur *FlexiForce*[®] du côté doigts étaient affichés à l'écran pour aider le sujet à contrôler les forces appliquées. Le signal de sortie du capteur de paume n'était toutefois pas présenté au sujet. L'ordre des combinaisons de forces de préhension et de poussée était aléatoire, et chaque mesure était reprise trois fois. Deux approches différentes ont été retenues pour évaluer les deux capteurs *FlexiForce*[®] en prise de force sous condition statique. Dans le premier cas, les données de sortie du capteur de paume ont été directement comparées à la somme des forces de préhension et de poussée affichées. Dans le deuxième cas, la force de poussée a été estimée en soustrayant la valeur de sortie du capteur de doigts de celle du capteur de paume.

La même méthodologie a été retenue pour la dernière phase d'essais, au cours de laquelle le sujet opérait l'outil en agrippant sa poignée. Durant cette phase, ni la vitesse de l'outil ni la vibration de la poignée n'était contrôlée, le but étant alors de valider les capteurs *FlexiForce*[®] étalonnés avec l'outil vibrant. Les trois phases de mesure ont été exécutées de façon séquentielle avec chacun des sujets, et un nouvel ensemble de capteurs *FlexiForce*[®] a été utilisé avec chaque sujet.

6.2 Résultats

6.2.1 Étalonnage statique

Les Figures 6.4 et 6.5 illustrent les données d'étalonnage statique pour trois ensembles de capteurs de paume et de doigts, respectivement utilisés avec les trois sujets. Les valeurs de référence de la force de poussée provenaient de la plateforme de force, tandis que les valeurs de la force de préhension provenaient des capteurs de paume alors que le sujet compensait la force de poussée. Les données de sortie du capteur de paume correspondent donc à la force de poussée pure, et celles du capteur de doigts, à la seule force de préhension. Les résultats découlent de 12 mesures obtenues à raison de trois répétitions avec chacun des quatre niveaux de force (25, 50, 75 et 100 N). Les figures présentent également la sensibilité moyenne de chaque capteur ainsi que les valeurs de r^2 . Les résultats indiquent que tous les capteurs présentent une bonne linéarité ($r^2 \geq 0,86$). La sensibilité des trois ensembles de capteurs utilisés avec les trois sujets diffère toutefois, comme on peut s'y attendre. Ainsi la sensibilité des capteurs de paume varie-t-elle de 2,991 mV/N pour le sujet n° 2 à 5,584 mV/N pour le sujet n° 1, tandis que la sensibilité des capteurs de doigts varie de 3,362 mV/N pour le sujet n° 2 à 4,436 mV/N pour le sujet n° 1.

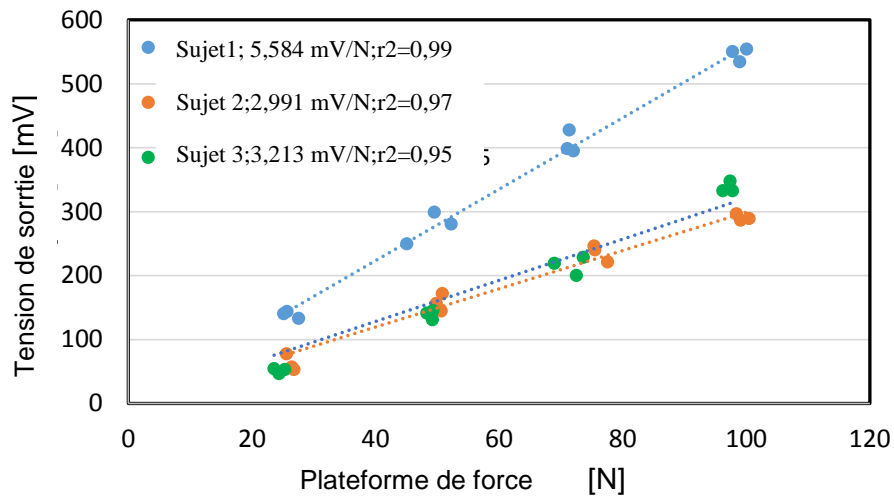


Figure 6.4 : Tension de sortie de 3 capteurs de paume utilisés avec 3 sujets pour 4 niveaux de force de poussée mesurée au niveau de la plateforme de force (3 répétitions par niveau).

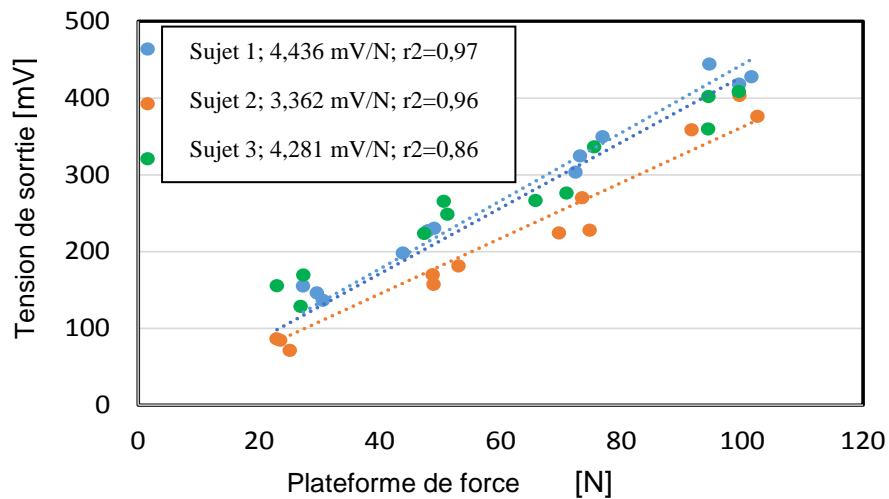


Figure 6.5 : Tension de sortie de 3 capteurs de paume utilisés avec 3 sujets pour 4 niveaux de force de préhension mesurée au niveau de la plateforme de force (3 répétitions par niveau).

Ces résultats permettent de conclure que les capteurs *FlexiForce*[®] appliqués à la poignée d'outil assurent une bonne répétabilité des mesures et renvoient des signaux linéaires par rapport à la force appliquée. La sensibilité de chaque capteur a ensuite été entrée dans l'application LabView afin d'évaluer la capacité de tels capteurs à mesurer les forces à l'interface main-outil dans des conditions aussi bien dynamiques que statiques.

6.2.2 Mesure des forces de couplage sous conditions statiques

Les données obtenues avec chaque sujet alors qu'il agrippait la poignée de l'outil stationnaire selon cinq combinaisons de forces de poussée et de préhension de la main ont été analysées pour évaluer la faisabilité du système de mesure à faible coût. La force de poussée était obtenue en soustrayant la valeur du signal de sortie du capteur de doigts de celle du capteur de paume. La Figure 6.6 illustre la corrélation entre la force de poussée obtenue au moyen du système de mesure *FlexiForce*[®] et celle obtenue à partir de la plateforme de force. Elle présente, pour chaque sujet, les données issues de 15 mesures, à raison de trois répétitions avec chacune des cinq combinaisons de forces de la main. Les résultats démontrent une très bonne répétabilité des mesures et une concordance relativement bonne entre les forces de poussée mesurées selon les deux systèmes, les valeurs de r^2 variant de 0,84 à 0,91 pour les trois sujets. Le rapport de la force de poussée obtenue avec le système de mesure *FlexiForce*[®] à celle obtenue à partir de la plateforme de force variait de 0,90 pour le sujet n° 2 à 1,06 pour le sujet n° 1.

Les mesures provenant du capteur de paume sont par ailleurs mises en corrélation avec la force de couplage main-poignée dans la Figure 6.7 afin d'évaluer la validité du système de mesure sous cet angle. La force de couplage s'obtient en additionnant les valeurs de sortie de la plateforme de force et du capteur de doigts. Les résultats révèlent de meilleures corrélations entre les données du capteur de paume et la force de couplage, les valeurs de r^2 variant de 0,95 à 0,97 avec les trois sujets. Le rapport à la force de couplage de la force de la paume obtenue avec le système de mesure *FlexiForce*[®] variait de 0,96 pour le sujet n° 1 à 1,06 pour le sujet n° 2. Les résultats présentés dans les figures 6.6 et 6.7 démontrent la validité du système de mesure proposé pour ce qui est d'obtenir des estimations relativement bonnes des forces de préhension, de poussée et de couplage lorsque le sujet agrippe la poignée d'un outil stationnaire en prise de force.

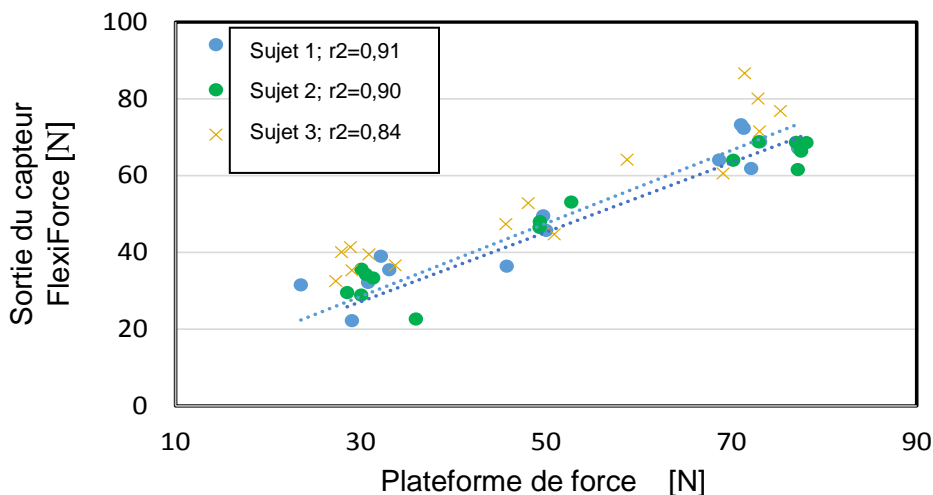


Figure 6.6 : Corrélation entre les données de force de poussée obtenues au moyen des capteurs *FlexiForce*[®] et les données provenant de la plateforme de force alors que chaque sujet agrippait la poignée de l'outil stationnaire selon 5 combinaisons de forces de préhension et de poussée.

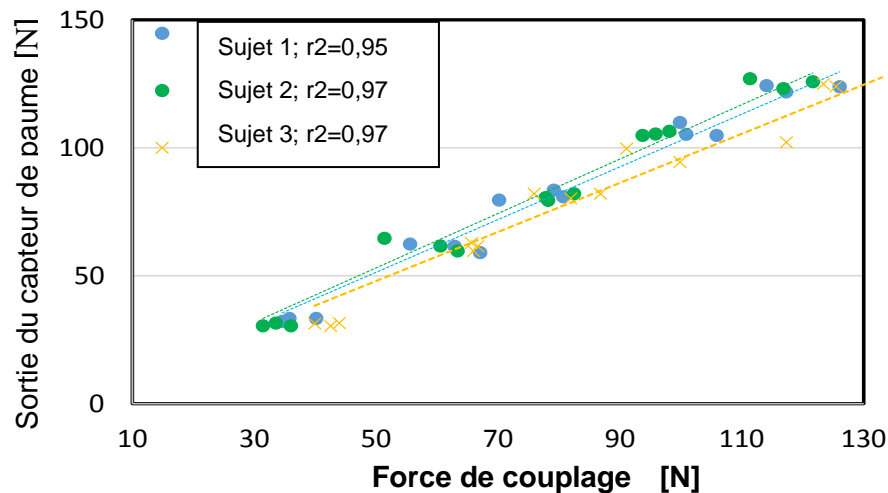


Figure 6.7 : Corrélation entre les données du capteur de paume et la force de couplage alors que chaque sujet agrippait la poignée de l’outil stationnaire selon 5 combinaisons de forces de préhension et de poussée.

6.2.3 Mesure des forces de couplage sous conditions dynamiques

Les données issues des mesures effectuées alors que chaque sujet agrippait la poignée de l'outil opéré dans le dissipateur d'énergie selon cinq combinaisons de forces de préhension et de poussée ont été analysées pour évaluer la faisabilité du système de mesure *FlexiForce*[®] sous vibrations. Les sujets étaient libres de choisir la vitesse de l'outil de façon arbitraire. Les données ont été analysées de manière à calculer les forces de poussée et de couplage, comme pour les essais avec l'outil stationnaire. La Figure 6.8 révèle de très bonnes corrélations entre la force de poussée obtenue au moyen du système de mesure *FlexiForce*[®] et celle obtenue à partir de la plateforme de force. Les valeurs de r^2 variaient de 0,73 à 0,95 avec les trois sujets. Le rapport de la force de poussée obtenue avec le système de mesure *FlexiForce*[®] à celle obtenue à partir de la plateforme de force variait de 0,92 à 1,06 avec les trois sujets. La Figure 6.9 : montre également de très bonnes corrélations entre les mesures issues du capteur de paume et la force de couplage main-poignée. Les valeurs de r^2 variaient de 0,93 à 0,98 avec les trois sujets. Le rapport à la force de couplage de la force de la paume obtenue avec le système de mesure *FlexiForce*[®] variait de 0,96 à 1,05 avec les trois sujets. Une comparaison entre les mesures obtenues avec la poignée d'outil stationnaire et vibrant suggère que le système de mesure *FlexiForce*[®] fournit une estimation des forces de poussée et de couplage aussi précise dans un cas que dans l'autre.

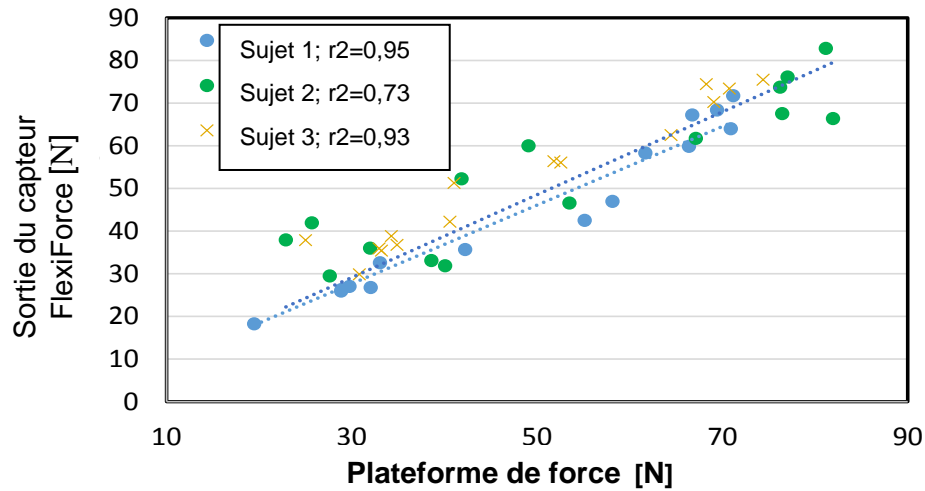


Figure 6.8 : Corrélation entre les données de force de poussée obtenues au moyen des capteurs *FlexiForce*[®] et les données provenant de la plateforme de force alors que chaque sujet agrippait la poignée de l'outil vibrant selon 5 combinaisons de forces de préhension et de poussée.

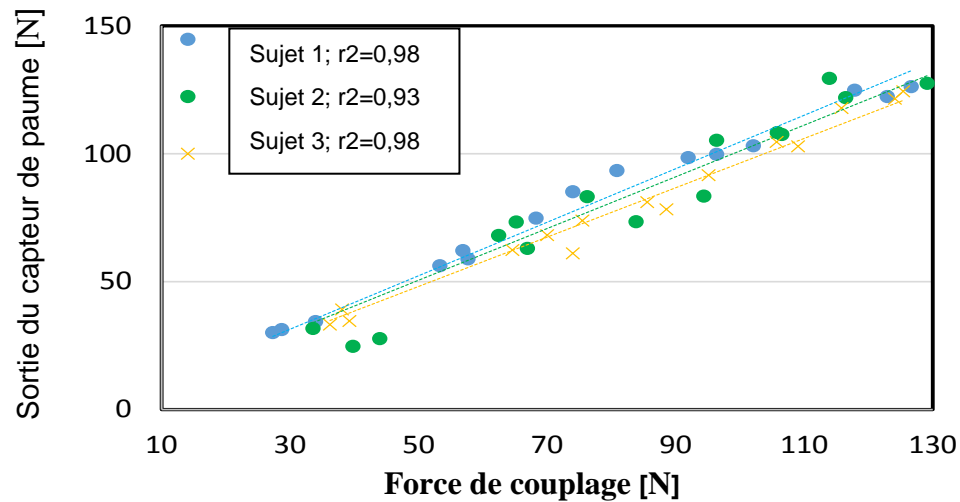


Figure 6.9 : Corrélation entre les données du capteur de paume et la force de couplage alors que chaque sujet agrippait la poignée de l'outil vibrant selon 5 combinaisons de forces de préhension et de poussée.

7 CONCLUSION

Un système à faible coût a été développé pour mesurer les forces de couplage main-poignée, et son utilisabilité avec de réelles poignées d'outils a été évaluée par voie d'essais systématiques en laboratoire. Le système de mesure repose sur des capteurs résistifs minces et flexibles (*FlexiForce*[®]) qui présentent d'importants avantages en ce qui concerne la mesure des forces exercées par la main sur les poignées d'outils motorisés. Les principaux attraits de ces capteurs tiennent à leur faible coût, à la simplicité du conditionneur de signal requis et à ce qu'ils peuvent être taillés de manière à en ajuster la longueur à la taille de différentes poignées d'outils. Chaque capteur présentait une très bonne linéarité avec la force appliquée, une faible hystérésis et une bonne répétabilité dans la plage de forces requises (jusqu'à 100 N), sur surface aussi bien plane que courbe, et dans des conditions aussi bien statiques que dynamiques. Les signaux de sortie des capteurs révélaient cependant une dépendance non linéaire à la zone de chargement, à la position de la charge par rapport à la surface du capteur, de même qu'à la longueur du capteur et à la rigidité du support de chargement. Les signaux de sortie se dégradaient par ailleurs à l'usage et avec le temps, et s'avéraient très peu uniformes d'un capteur à l'autre. Chaque capteur fournissait néanmoins des mesures répétables sur surface aussi bien plane que courbe. On en a conclu que de tels capteurs pouvaient être utilisés pour mesurer les forces de la main, pourvu que chaque capteur soit soigneusement étalonné avant usage.

L'analyse de la géométrie main-poignée et de la distribution des forces à l'interface main-poignée suggère que les forces dominantes du côté paume et du côté doigts sont exercées de façon quasi symétrique autour de l'axe de la poignée, dans l'axe de l'avant-bras. Les capteurs *FlexiForce*[®] symétriquement appliqués sur les faces opposées de la poignée présentaient une bonne linéarité avec les forces de poussée et de préhension exercées sur la poignée d'outil, indépendamment de la taille de la main et de la poignée. On a effectivement pu le constater dans toute la plage de forces de préhension (jusqu'à 50 N) et de poussée (jusqu'à 75 N), de même qu'avec toutes les tailles de poignées à l'étude (poignées cylindriques de 32, 38 et 43 mm, et poignées elliptiques de 32 mm x 38 mm et de 38 mm x 44 mm), et ce, dans des conditions aussi bien statiques que vibratoires. Les mesures ont toutefois révélé une forte dépendance des signaux de sortie des capteurs à la taille de la main et de la poignée. On a ainsi pu conclure que les capteurs pouvaient effectivement être utilisés pour mesurer les forces exercées par la paume et les doigts sur les poignées d'outils vibrants à condition d'étalonner chaque capteur en fonction du sujet avant de procéder aux mesures.

La capacité du système proposé à mesurer les réponses biodynamiques du système main-bras exposé à des vibrations a en outre été évaluée en laboratoire. Les réponses en impédance de la paume et des doigts mesurées au moyen des capteurs *FlexiForce*[®] présentaient une très bonne concordance avec les valeurs de référence obtenues au moyen de poignées instrumentées, mais l'amplitude de l'impédance était sensiblement plus faible que les valeurs de référence correspondantes. Cela a été attribué à la faible réponse en fréquence des capteurs, donnant lieu à une importante atténuation de la force mesurée avec l'augmentation de la fréquence. L'application d'une fonction de correction fondée sur la réponse en fréquence mesurée a permis d'obtenir une bien meilleure corrélation entre les réponses en impédance mesurées et les valeurs de référence correspondantes, et ce, pour les différentes combinaisons de force de préhension et de force de poussée de même qu'avec les différentes excitations vibratoires retenues aux fins de

l'étude. Le système proposé offre deux avantages de taille en ce qui concerne la mesure des réponses biodynamiques : i) il évite d'avoir à soumettre les réponses mesurées à une correction inertielle comme c'est le cas avec les poignées instrumentées, une importante source d'erreur connue ; et ii) il facilite la mesure des réponses biodynamiques et de l'absorption de la puissance vibratoire par le système main-bras dans une posture et sous des vibrations représentatives des conditions de travail. La détermination de la fonction de réponse en fréquence des capteurs serait toutefois passablement difficile compte tenu de sa dépendance non linéaire à différents facteurs opérationnels. Des recherches ultérieures visant à définir une fonction de réponse en fréquence généralisée seraient souhaitables pour faciliter la mesure des réponses biodynamiques et de l'absorption de la puissance vibratoire dans des conditions représentatives de celles qu'on trouve sur le terrain.

La faisabilité du système de mesure proposé quant à son application à une poignée d'outil dans des conditions statiques et vibratoires a été évaluée sur un marteau burineur. Les capteurs *FlexiForce*[®] du côté paume et du côté doigts symétriquement appliqués sur les faces opposées de la poignée principale de l'outil, autour de l'axe de la poignée et dans l'axe de l'avant-bras, fournissaient de très bonnes estimations des forces de poussée et de couplage dans des conditions aussi bien d'outil stationnaire que vibrant. Les écarts d'estimation observés étaient nettement inférieurs à 10 % avec toutes les combinaisons de force de préhension et de force de poussée retenues aux fins de l'étude.

Par conséquent, cette étude permet de conclure que les capteurs *FlexiForce*[®] peuvent fournir de bonnes estimations des forces exercées par la main sur une poignée d'outil dans un contexte simulant les conditions qu'on trouve sur le terrain. Les capteurs *FlexiForce*[®] peuvent être taillés à la longueur voulue, et ils peuvent facilement être appliqués à des poignées d'outils de différentes géométries et sections transversales. Vu leur très faible coût, les capteurs peuvent être jetés une fois prises les mesures pour un outil et des conditions d'opération donnés. Les principales limites du système proposé tiennent au manque de répétabilité des signaux de sortie de différents capteurs et au besoin de les étalonner pour chaque sujet et chaque poignée. En discutant avec le fabricant, il s'est avéré que ces capteurs étaient uniquement conçus pour un usage tactile qualitatif, et qu'ils fourniraient vraisemblablement des mesures objectives offrant peu de répétabilité d'un capteur à l'autre. Il demeure possible de fabriquer des capteurs permettant des mesures objectives plus uniformes et répétables, mais moyennant un coût de lancement passablement élevé. Compte tenu de la très bonne répétabilité des mesures et de la très bonne applicabilité des capteurs lorsqu'ils sont individuellement étalonnés, à quoi s'ajoute leur très faible coût, il est recommandé d'utiliser un lot de capteurs en vue d'une évaluation ultérieure et du développement d'un système de mesure fiable des forces exercées à l'interface main-poignée. L'acquisition de capteurs aux propriétés comparables peut également servir à définir une fonction de réponse en fréquence généralisée pour la mesure des réponses biodynamiques du système main-bras et de l'absorption de la puissance vibratoire avec différents outils sur le terrain. Cela pourrait aussi favoriser l'évaluation du risque de lésion relatif lié à différents outils.

BIBLIOGRAPHIE

1. Bovenzi M, Petronio L, DiMarino F (1980) Epidemiological survey of shipyard workers exposed to hand-arm vibration. *Int Arch Occup Environ Health*, 46, 251 - 266.
2. Malchaire J, Maldague B, Huberlant JM, Crouzet F (1986) Bone and joint changes in the wrists and elbows and their association with hand and arm vibration exposure. *Ann Occup Hyg*, 30, 461 – 468.
3. Bovenzi M (1998) Exposure-response relationship in the hand–arm vibration syndrome: an overview of current epidemiology research. *Int Arch Occup Environ Health*, 71(8), 509–19.
4. International Organization for Standardization (2001) Mechanical vibration and shock – Measurement and evaluation of human exposure to mechanical vibration – Part 1: General requirements. International Standard, ISO 5349-1.
5. Bovenzi M (2012) Epidemiological evidence for new frequency weightings of hand-transmitted vibration. *Industrial Health*, 50, 377-387.
6. Griffin M (2012) Frequency-dependence of psychophysical and physiological responses to hand-transmitted vibration. *Industrial Health*, 50, 354-369.
7. Hartung E, Dupuis H, Scgeffer M (1993) Effects of grip and push forces on the acute response of the hand-arm system under vibrating conditions. *Responses. Int Arch Occup Environ Health*, 64, 463-467.
8. Griffin MJ (1990) *Handbook of human vibration*, Academic Press, London.
9. International Organization for Standardization (2007) Mechanical vibration and shock - Coupling forces at the man--machine interface for hand-transmitted vibration. International Standard, ISO 15230.
10. Radwin RG, Armstrong TJ, Chaffin DB (1987) Power hand tool vibration effects on grip exertions. *Ergonomics*, 30(5) 833-855.
11. Adewusi S, Rakheja S, Marcotte P, Boutin J (2010) Vibration transmissibility characteristics of the human hand-arm system under different postures, hand forces and excitation levels. *J Sound and Vibration*, 329, 2953 – 2971.
12. Marcotte P, Aldien Y, Boileau P-É, Rakheja S, Boutin J (2005) Effect of handle size and hand-handle contact force on the biodynamic response of the hand-arm system under z_h -axis vibration. *J Sound and Vibration*, 283, n° 3-5, 1071-1091.
13. Gurram R, Rakheja S, Gouw GJ (1995) A study of hand grip pressure distribution and EMG of finger flexor muscles under dynamic loads. *Ergonomics*, 38(4) 684-699.
14. Kaulbars U (1995) Measurement and evaluation of coupling forces when using hand-held power tools. *Proc. 7th Intl Hand-Arm Vibration Conf, Prague*.
15. Riedel S (1995) Consideration of grip and push forces for the assessment of vibration exposure. *Proc. 7th Intl Hand-Arm Vibration Conf, Prague*.
16. Kaulbars U, Raffler N (2011) Study of vibration transmission on a paver's hand hammer. *Can Acoustics*, 39(2), 52-53.

17. VIBTOOL (2008) Grip force mapping for characterization of hand-held vibrating tools. European Community Competitive and Sustainable Growth Program Report, project No.G6RD-CT-2002-00843.
18. Lemerle P, Klinger A, Cristalli A, Geuder M (2008) Application of pressure mapping techniques to measure push and gripping forces with precision. *Ergonomics*, 51(2), 168-191.
19. Aldien Y, Marcotte P, Rakheja S, Boileau P-É (2005) Mechanical impedance and absorbed power of hand-arm under x_h -axis vibration and role of hand forces and posture. *Industrial Health*, 43, 495-508.
20. Aldien Y, Marcotte P, Rakheja S, Boileau P-É (2006) Influence of hand-arm posture on biodynamic response of the human hand-arm exposed to z_h -axis vibration. *Int J Industrial Ergonomics*, 36, 45-59.
21. Burstrom L (1990) Measurement of the impedance of the hand and arm. *Int Arch Occup Environ Health*, 62, 431 – 439.
22. Burström L (1997) The influence of biodynamic factors on the mechanical impedance of the hand and arm. *Int Arch Occup Environ Health*, 69, 437 – 446.
23. Lundström R, Burström L (1989) Mechanical impedance of the human hand–arm system. *Int J Industrial Ergonomics*, 3, 235 – 242.
24. International Organization for Standardization (1998) Mechanical vibration and shock – Free mechanical impedance of the human hand-arm system at the driving-point. International Standard, ISO 10068.
25. Kattel BP, Fredericks TK, Frenandez JE, Lee DC (1996) The effect of upper extremity posture on maximum grip strength. *Int J Industrial Ergonomics*, 18, 423-429.
26. Kuzala EA, Vargo MC (1992) The relationship between elbow position and grip strength, *American J Occ Therapy*, 46, 509-512.
27. Marley RJ, DeBree TS, Wehrman R (1993) Grip strength as a function of forearm and elbow posture on maximum grip strength. *Proc. 2nd Ind Engineering Research Conf, Los Angeles*, 525-529
28. Cronjäger L, Hesse M (1990) Hand-arm system response to stochastic excitation. *Proc. 5th Intl Hand-Arm Vibration Conf, Kanzawa, Japan*.
29. Adewusi SA, Rakheja S, Marcotte P, Boileau P-É (2008) On the discrepancies in the reported human hand– arm impedance at higher frequencies. *Int J Industrial Ergonomics*, 38, 703– 714.
30. Dong RG, Welcome DE, McDowell TW, Wu JZ (2008) Analysis of handle dynamics-induced errors in hand biodynamic measurements. *J Sound and Vibration*, 318, 1313–1333.
31. Aldien Y, Marcotte P, Rakheja S, Boileau P-É (2006) Influence of hand-arm forces on power absorption of the human hand-arm exposed to z_h -axis vibration. *J Sound and Vibration*, 290, 1015-1039.

32. German proposal for a revision of “ISO 15230:2007 Mechanical vibration and shock — Coupling forces at the man machine interface for hand-transmitted vibration”, Document ISO/TC 108/SC 4/WG 3 N 203.
33. McGorry RW (2001) A system for the measurement of grip forces and applied moments during hand tool use. *Appl Ergonomics*, 32(3), 271–279.
34. Chadwick EKJ, Nicol AC (2001) A novel force transducer for the measurement of grip force. *J Biomech*, 34(1), 125–128.
35. Wimer B, Dong RG, Welcome DE, Warren C, McDowell TW (2009) Development of a new dynamometer for measuring grip strength applied on a cylindrical handle. *Medical Engineering & Physics*, 31, 695–704
36. Reynolds DD, Falkenberg RJ (1984) A study of hand vibration on chipping and grinding operators, Part I: Four-degree-of-freedom lumped parameter model of the vibration response of the human hand. *J Sound and Vibration*, 95, 499–514.
37. Dong RG, Welcome DE, McDowell TW, Wu JZ (2006) Measurement of biodynamic response of human hand–arm system. *J Sound and Vibration*, 294, 807–827.
38. International Organization for Standardization (2012) Mechanical vibration and shock — Hand-arm vibration — Method for the measurement and evaluation of the vibration transmissibility of gloves at the palm of the hand. International Standard, ISO 10819.
39. Van der Kamp M, Conway BA, Nicol AC (2001) A novel instrumented ring for the measurement of gripforce adjustments during precision grip tasks. *I Mech E, Part H: J. Engineering in Medicine*, 215(H2), 421–427.
40. Yun MH, Kotani K, Ellis D (1992) Using force sensitive resistors to evaluate hand tool grip design. *Proc 36th Ann Meet of the Human Factors Society*, Santa Monica, CA, 806–810.
41. Welcome D, Rakheja S, Dong R, Wu JZ, Schopper AW (2004) An investigation on the relationship between grip, push and contact forces applied to a tool handle. *Int J Industrial Ergonomics*, 34, 507–518
42. Aldien Y, Welcome D, Rakheja S, Dong R, Boileau P-É (2005) Contact pressure distribution at hand-handle interface: role of hand forces and handle size. *Int. J. of Industrial Ergonomics*, 35(3): 267-286.
43. Young JG, Sackllah ME, Armstrong TJ (2010) Force distribution at the hand/handle interface for the grip and pull tasks, *Proc 54th Ann Meet of the Human Factors and Ergonomics Society*.
44. Deboli R, Calv A (2009) The use of capacitive sensor matrix to determine grip forces applied to olive hand held harvesters, *Agricultural Engineering Int, The CIGR e-Journal Manuscript MES 1144 ,Vol XI*.
45. Komi ER, Roberts JR, Rothberg SJ (2007) Evaluation of thin flexible sensors for time resolved grip force measurement. *Proc. I MechE, Part C: J Mechanical Engineering Science*, 221.

46. Rossi J, Berton J, Grélot L, Barla C, Vigouroux L (2012) Characterisation of forces exerted by the entire hand during the power grip: effect of the handle diameter. *Ergonomics*, 55(6), 682-692
47. Marcotte P, Adewusi S, Rakheja S (2011) Development of a low-cost system to evaluate coupling forces on real power tool handles. *Can Acoustics*, 39(2), 36-37.
48. British Standard (1994) General requirements for gloves. BS EN 420.
49. Dong RG, Wu JZ, McDowell TW, Welcome DE, Schopper AW (2005) Distribution of mechanical impedance at the fingers and palm of the human hand. *J Biomechanics*, 38, 1165-1175.
50. Dong R, Rakheja S, Schoppwer AW, Han B, Smutz WP (2001) Hand-transmitted vibration and biodynamic response of the human hand-arm: A critical review. *Critical Reviews in Biomed Engineering*, 29(4), 391-441.
51. Rakheja S, Dewangan K, Marcotte P, Shahmir A, Patra S (2015) An exploratory study for characterizing seated body apparent mass coupled with elastic seats under vertical vibration. Research Report # R-884, IRSST.
52. International Organization for Standardization (1992) Hand-held portable power tools – measurement of vibrations at the handle – part 2: Chipping hammers and riveting hammers. International Standard, ISO 8662-2.