

Prévention des risques mécaniques et physiques

Études et recherches

RAPPORT R-883



**Étude exploratoire sur la caractérisation
de la masse apparente d'un système couplé corps assis –
siège élastique soumis à des vibrations dans l'axe vertical**

*Subhash Rakheja
Krishna Dewangan
Pierre Marcotte
Arman Shahmir
Suresh Patra*



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

NOS RECHERCHES

travaillent pour vous !

Mission

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

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

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

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

Pour en savoir plus

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

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

Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales du Québec
2015
ISBN : 978-2-89631-818-6 (PDF)
ISSN : 0820-8395

IRSST - Direction des communications
et de la valorisation de la recherche
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec)
H3A 3C2
Téléphone : 514 288-1551
Télécopieur : 514 288-7636
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca
© Institut de recherche Robert-Sauvé
en santé et en sécurité du travail,
Juillet 2015



Prévention des risques mécaniques et physiques

Études et recherches

RAPPORT R-883

Étude exploratoire sur la caractérisation de la masse apparente d'un système couplé corps assis – siège élastique soumis à des vibrations dans l'axe vertical

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, Krishna Dewangan¹,
Pierre Marcotte², Arman Shahmir¹, Suresh Patra¹*

¹Centre de recherche CONCAVE, Université Concordia

²Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail

Cliquez recherche
www.irsst.qc.ca



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

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

Cette publication a été traduite; seule la version originale (R-884) fait foi.

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

Cette étude explore un système de mesure à pellicule mince de la pression à l'interface corps-siège (Tekscan Inc.) pour caractériser les réponses biodynamiques de sujets humains assis sur des sièges élastiques et exposés à des vibrations dans l'axe vertical. L'étude porte sur un siège rigide et trois sièges élastiques : un siège constitué d'un bloc de mousse de polyuréthane (MPU) plat d'une épaisseur de 8 cm (siège A), un siège de véhicule automobile flexible et moulant (siège B) et un coussin gonflable à bulles d'air (siège C). La validité du système de mesure a d'abord été examinée, en l'absence de vibrations, avec 11 sujets assis avec un appui-dos (AAD) et sans appui-dos (SAD). Les résultats ont révélé que le système de mesure de la pression au siège peut mesurer avec précision le poids corporel statique soutenu par le siège. L'erreur maximale était de l'ordre de 4 % pour le siège plat (siège A) et de 6 % pour le siège moulant (siège B) et le siège à coussin d'air (siège C).

La validité du système de mesure a ensuite été évaluée en présence de vibrations dans l'axe vertical. Pour ce faire, le siège rigide a été installé sur une plateforme de force monoaxiale montée sur un simulateur de vibrations globales du corps (SVGC), et le capteur de distribution de pression (CDP) a été posé sur l'assiette du siège pour mesurer la force à l'interface corps-siège. La force dynamique mesurée au niveau de la plateforme de force a servi de valeur de référence pour comparer les données du CDP. Le SVGC a été programmé pour générer trois niveaux de vibrations aléatoires avec une densité spectrale de puissance (DSP) de l'accélération presque constante dans la plage de fréquences de 0,5 à 20 Hz (accélération efficace globale = 0,25, 0,50 et 0,75 m/s²). Les expériences ont été réalisées avec différentes charges passives ainsi que des sujets humains. Les signaux de force provenant des deux systèmes de mesure (le CDP et la plateforme de force) et le signal d'accélération ont été analysés pour établir la réponse de masse apparente (MAPP). Les résultats ont révélé que les estimations de MAPP fournies par le CDP à des fréquences supérieures à 3 Hz étaient nettement inférieures à celles de la plateforme de force, quels que soient le chargement du siège et l'amplitude de l'excitation. Cet écart a été attribué à la faible plage dynamique et à l'absence de gain échelonné du système de mesure de la pression. Une fonction de correction, soit le rapport de l'amplitude de MAPP fournie par la plateforme de force sur celle provenant du CDP, a été calculée pour tenir compte des limites du système de mesure de la pression, et ce, pour chaque combinaison de chargement et d'amplitude de vibration. L'application des fonctions de correction a permis d'obtenir des réponses comparables des deux systèmes de mesure.

Trois séries d'expériences ont ensuite été entreprises pour caractériser les réponses biodynamiques de sujets assis sur un siège rigide et sur des sièges élastiques, de même que pour examiner plus à fond la validité du système de mesure. Les deux premières séries, effectuées simultanément, portaient sur la mesure des réponses biodynamiques de sujets assis sur un siège rigide au moyen de la plateforme de force et du capteur de distribution de pression, respectivement. Les résultats issus de la première série d'expériences ont servi de référence pour vérifier les données du système de mesure utilisé lors de la deuxième série. La troisième série portait sur la caractérisation des réponses de MAPP de sujets assis sur trois types de sièges élastiques, la force biodynamique étant alors mesurée au moyen du CDP. Compte tenu des propriétés d'atténuation des vibrations des sièges viscoélastiques, cette dernière série d'expériences exigeait une synthèse de niveaux de vibrations identiques à la surface du siège. Une méthode a donc été développée pour synthétiser le spectre vibratoire recherché sur les sièges

élastiques au moyen de deux microaccéléromètres installés à proximité des tubérosités ischiatiques des sujets qui fournissaient une rétroaction au contrôleur de vibrations du SVGC. L'analyse des niveaux de vibrations mesurés à la surface et à la base du siège a révélé que les sièges élastiques atténuaient les vibrations de façon notable.

Au total, 58 sujets (31 hommes et 27 femmes) dont la masse corporelle en position debout variait entre 45,5 kg et 106 kg ont participé aux expériences. Chaque sujet a tour à tour pris place sur un siège rigide et sur trois sièges élastiques pour les conditions avec un appui-dos vertical (AAD) et sans appui-dos (SAD), et a ainsi été exposé à trois niveaux de vibrations à large bande dans la plage de 0,5 à 20 Hz. Les dimensions anthropométriques des sujets, telles que la stature, l'adiposité corporelle, la masse maigre du corps, la taille en position assise, la hauteur C7, le tour de hanches et l'aire de contact corps-siège, ont également été consignées. Les résultats obtenus dans le cadre de la première série d'expériences ont été analysés pour déterminer l'effet lié au sexe et établir des corrélations avec les facteurs anthropométriques. Les analyses ont révélé d'importants couplages entre les effets liés au sexe, à la masse corporelle et aux facteurs anthropométriques. Les mesures obtenues ont ainsi été regroupées en étroites plages de masses corporelles et de valeurs anthropométriques afin de dégager des corrélations entre les réponses de MAPP et les facteurs anthropométriques retenus. La comparaison des réponses des sujets masculins et féminins a clairement démontré un important effet lié au sexe jumelé à des facteurs anthropométriques de façon complexe. Les réponses des sujets féminins ont nettement révélé une crête de résonance secondaire de grande amplitude aux fréquences supérieures à 10 Hz, ce qui ne ressortait que peu ou pas des réponses des sujets masculins. Les sujets masculins présentaient invariablement une fréquence de résonance principale plus élevée que les sujets féminins de masse corporelle comparable. L'amplitude maximale de la MAPP augmentait en fonction de la masse corporelle et de la plupart des paramètres anthropométriques considérés dans cette étude.

Les réponses de MAPP mesurées au niveau du capteur de distribution de pression (série 2) et pondérées par les fonctions de correction concordaient relativement bien avec celles de la plateforme de force. La différence maximale entre les réponses obtenues selon les deux méthodes était de l'ordre de 6 % sous une excitation de $0,75 \text{ m/s}^2$, et plus élevée sous une excitation de $0,25 \text{ m/s}^2$, ce qui a été attribué à la faible plage dynamique du CDP. On a ainsi conclu que les fonctions de correction pouvaient adéquatement rendre compte de la réponse en fréquence du système de mesure, et émis l'hypothèse qu'elles étaient applicables aux sièges élastiques. Les réponses de MAPP obtenues avec les sièges élastiques (série 3) ont été comparées à celles qui provenaient du siège rigide i) pour chaque sujet, ii) pour les réponses moyennes des sujets à l'intérieur de chaque groupe de masse corporelle, et iii) pour les réponses moyennes de tous les sujets. L'examen de l'amplitude de la MAPP à basse fréquence (près de 1 Hz) pour chaque combinaison sujet-siège a révélé que le siège soutenait une masse corporelle beaucoup plus faible dans le cas de certains sujets. L'écart entre les valeurs mesurées et attendues (75 % à 80 % de la masse corporelle en position debout) s'élevait à plus de 15 % pour certains sujets, plus particulièrement sous la faible excitation de $0,25 \text{ m/s}^2$. Les ensembles de données présentant des écarts de plus de 15 % ont été exclus des analyses ultérieures. Les ensembles de données restants pour chaque siège ont été répartis par groupes de masse corporelle pour les deux sexes. Les réponses moyennes ont été analysées pour évaluer les effets liés au sexe, à la masse corporelle, à l'appui-dos et à l'amplitude de vibration sur la MAPP des sujets assis sur les sièges élastiques.

Les résultats ont montré que les sièges élastiques ont tendance à réduire la fréquence de résonance principale de même que la crête de résonance. Ils suggèrent par ailleurs une forte influence des propriétés viscoélastiques des sièges de même que des facteurs liés au sexe et à la masse corporelle. La moyenne des amplitudes maximales de la MAPP des sujets masculins s'apparentait à celle des sujets féminins de masse corporelle comparable, tandis que la fréquence de résonance principale des sujets féminins était plus faible que celle des sujets masculins. Le siège à coussin d'air (siège C) a fourni des mesures d'amplitude maximale de la MAPP relativement plus élevées chez les deux sexes, ce qu'on a attribué au faible degré d'amortissement du siège. Le siège à coussin plat en mousse de polyuréthane (siège A), dont les propriétés d'amortissement étaient supérieures, a fourni les plus faibles mesures de réponse maximale en amplitude, quelles que soient les conditions d'assise et d'excitation. On peut donc en conclure que les réponses biodynamiques de sujets humains assis sur des sièges élastiques et exposés à des vibrations dans l'axe vertical diffèrent significativement de celles qu'on obtient avec un siège rigide. Les réponses mesurées fournissent d'importantes valeurs cibles qui pourront servir au développement de mannequins anthropodynamiques et à la conception de sièges.

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ	I
TABLE DES MATIÈRES	V
LISTE DES TABLEAUX	VII
LISTE DES FIGURES	IX
1. BIODYNAMIQUE DES VIBRATIONS GLOBALES DU CORPS – UN BREF SURVOL	1
2. OBJECTIFS DE L'ÉTUDE	9
3. MESURE DES RÉPONSES BIODYNAMIQUES	11
3.1 Méthodes	11
3.2 Sujets	11
3.3 Système de mesure à l'interface humain-siège	13
3.3.1 Validation du système de mesure sous chargement statique	15
3.3.2 Dispositif et méthodes de mesure dynamique – siège rigide	17
3.3.3 Dispositif et méthodes de mesure dynamique – sièges élastiques	19
3.3.4 Analyse des données	21
3.3.5 Mesure des réponses biodynamiques avec un siège rigide – deux approches	22
3.3.6 Validation du système de mesure sous conditions dynamiques	23
4. EFFETS DE L'ANTHROPOMÉTRIE HUMAINE SUR LES RÉPONSES DE MASSE APPARENTE	29
4.1 Caractéristiques des réponses de MAPP de sujets assis sur un siège rigide	29
4.2 Effet lié au sexe	30
4.2.1 Influence de l'amplitude d'excitation	36
4.2.2 Effet de la masse corporelle	39
4.2.3 Autres paramètres anthropométriques	39
4.2.4 Variation des réponses maximales.....	48

4.3	Constatations.....	50
4.3.1	Effet lié au sexe sur les réponses de MAPP.....	51
4.3.2	Effets des paramètres anthropométriques sur la MAPP	53
5.	RÉPONSES DE MASSE APPARENTE DE SUJETS ASSIS SUR DES SIÈGES ÉLASTIQUES	55
5.1	Vérification des fonctions de correction – Siège rigide.....	55
5.2	Application des fonctions de correction aux sièges élastiques	59
5.3	Caractéristiques des réponses de MAPP de sujets assis sur des sièges élastiques	61
5.3.1	Variabilité interindividuelle.....	61
5.3.2	Comparaison des réponses moyennes obtenues avec un siège rigide et des sièges élastiques.....	64
5.3.3	Effet de l'appui-dos.....	68
5.3.4	Effet de l'amplitude de vibration	70
5.4	Effet lié au sexe sur les réponses de MAPP obtenues avec des sièges élastiques.....	71
5.4.1	Effet de la masse corporelle sur les réponses de MAPP obtenues avec des sièges élastiques.....	79
5.5	Constatations.....	83
5.5.1	Comparaison des réponses de MAPP de cette étude avec les données publiées	83
5.5.2	Réponses de MAPP de sujets assis sur des sièges élastiques	85
5.5.3	Effet de l'appui-dos.....	87
5.5.4	Effet de l'amplitude de vibration	88
5.5.5	Effet lié au sexe.....	89
5.5.6	Effet de la masse corporelle.....	90
5.6	Limites de l'étude.....	91
6.	CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS	93
7.	RÉFÉRENCES.....	97

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 3.1 : Dimensions corporelles anthropométriques des sujets participant à l'étude.	12
Tableau 3.2 : Moyennes et fourchettes de masse corporelle des sous-groupes de sujets.	12
Tableau 3.3 : Groupes de sujets masculins et féminins de masse corporelle comparable.	12
Tableau 3.4 : Masse corporelle en position debout des sujets humains prise en compte pour mesurer le chargement statique des sièges.	15
Tableau 4.1 : Valeurs de p obtenues à partir d'une analyse de variance à trois facteurs (S, SD et E) de la fréquence de résonance principale et de l'amplitude maximale de la MAPP pour les deux groupes de masse corporelle (60 kg et 70 kg) ($\alpha = 0,05$). ...	34
Tableau 4.2 : Valeurs de p obtenues à partir de tests t d'échantillons appariés portant sur l'amplitude de la MAPP des sujets masculins et féminins des deux groupes de masse corporelle (G60 et G70) dans les deux conditions d'assise et sous les trois niveaux d'excitation.	36
Tableau 4.3 : Fréquence de résonance principale moyenne (écart-type) et amplitude de la MAPP correspondante sous différents niveaux d'excitation pour les 31 sujets masculins et les 27 sujets féminins.	38
Tableau 4.4 : Fréquence de résonance principale moyenne (écart-type) et amplitude de la MAPP correspondante sous différents niveaux d'excitation pour les sujets masculins et féminins des deux groupes de masse corporelle (G60 et G70).	38
Tableau 4.5 : Fourchettes de facteurs anthropométriques retenues pour définir les sous-groupes de sujets masculins et féminins.	42
Tableau 4.6 : Fourchettes de facteurs anthropométriques retenues pour comparer les réponses de MAPP des sujets masculins et féminins.	46
Tableau 5.1 : Ensembles de données retenus pour analyser les réponses de MAPP des sujets assis sur les sièges élastiques.	61
Tableau 5.2 : Valeurs de p obtenues à partir d'analyses de variance à un facteur de l'amplitude de la MAPP avec un siège rigide et des sièges élastiques dans deux conditions d'assise et sous trois niveaux d'excitation ($\alpha = 0,05$).	65
Tableau 5.3 : Moyenne (écart-type) des fréquences de résonance principales et des amplitudes maximales de la MAPP des sujets assis sur le siège rigide et les sièges élastiques dans deux conditions d'assise et sous trois niveaux d'excitation.	66
Tableau 5.4 : Valeurs de p obtenues à partir d'analyses de variance à trois facteurs illustrant l'effet du siège, de l'appui-dos et du niveau d'excitation sur la fréquence de résonance principale et l'amplitude maximale de la MAPP ($\alpha = 0,05$).	67
Tableau 5.5 : Moyenne (écart-type) des amplitudes maximales de la MAPP et des fréquences de résonance principales des sujets masculins et féminins assis sur les différents coussins dans les deux conditions d'assise et sous les trois niveaux d'excitation.	73

Tableau 5.6 : Moyenne (écart-type) des fréquences de résonance principales et des amplitudes maximales de la MAPP des sujets masculins et féminins des deux groupes de masse corporelle assis sur les sièges élastiques et exposés à des vibrations de différentes amplitudes.....	78
Tableau 5.7 : Coefficient de détermination (r^2) de l'amplitude maximale de la MAPP selon la masse corporelle des sujets pour les trois sièges, les deux conditions d'assise et les trois niveaux d'excitation.....	82
Tableau 5.8 : Comparaison des données publiées sur les amplitudes maximales principales et secondaires de la MAPP et sur les fréquences correspondantes avec celles obtenues dans la présente étude.	85

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 : Comparaisons de la transmissibilité de l'accélération d'un siège de véhicule occupé par un sujet humain ou chargé d'une masse inerte équivalente [15].	2
Figure 3.1 : (a) Représentation schématique du dispositif de mesure de la pression au siège mis au point par Tekscan ; (b) capteur de distribution de pression du siège (CDP) [78].	14
Figure 3.2 : (a) Représentation schématique du coussin à bulles d'air ; (b) crêtes et creux autour de chaque bulle.	16
Figure 3.3 : (a) Schéma du siège rigide ; (b) schéma du siège rigide surmonté d'un coussin moulant et du capteur de distribution de pression.	16
Figure 3.4 : Corrélations entre les masses corporelles moyennes en position assise mesurées par le capteur de distribution de pression (CDP) et la plateforme de pesage : (a) dos non soutenu (SAD) ; (b) dos soutenu par un appui-dos vertical (AAD) – Coussin A : plat en MPU ; Coussin B : moulant en MPU ; Coussin C : à bulles d'air.	17
Figure 3.5 : Illustrations des deux postures assises (SAD et AAD).	18
Figure 3.6 : (a) Densité spectrale de puissance de l'accélération des signaux de vibrations aléatoires synthétisés ; (b) schéma du SVGC avec contrôleur de vibrations et système d'acquisition de données pour le siège rigide.	19
Figure 3.7 : (a) Montage des accéléromètres sur un siège élastique ; (b) comparaisons de transmissibilité de l'accélération mesurée par les microaccéléromètres et par l'accéléromètre de siège normalisé (sujet de 81 kg ; excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).	20
Figure 3.8 : (a) Densité spectrale de puissance de l'accélération synthétisée au coussin du siège A ; (b) densité spectrale de puissance de l'accélération mesurée à la base du siège (sujet de 81 kg avec siège A).	21
Figure 3.9 : Amplitude mesurée de la masse apparente du siège rigide et de sa structure d'appui.	23
Figure 3.10 : Comparaison des réponses en amplitude de la MAPP mesurées au niveau de la plateforme de force et du capteur de distribution de pression : (a) masse rigide de 44 kg ; (b) sujet de 83 kg.	24
Figure 3.11 : Rapport des amplitudes de MAPP mesurées au niveau de la plateforme de force sur celles du capteur de distribution de pression : (a) masse rigide de 44 kg ; (b) sujet de 83 kg.	26
Figure 3.12 : Moyenne et écart-type des coefficients de régression correspondant à chaque condition d'assise et d'excitation : (a) a_1 ; (b) a_2 .	27
Figure 4.1 : Réponses en amplitude et en phase de la MAPP des 58 sujets : (a) SAD – sans appui-dos ; (b) AAD – avec un appui-dos vertical (excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).	30
Figure 4.2 : Réponses en amplitude normalisées de la MAPP des 58 sujets en position assise : (a) SAD – sans appui-dos ; (b) AAD – avec un appui-dos vertical (excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).	30

- Figure 4.3 : Comparaison des réponses moyennes en amplitude et en phase de la MAPP des 31 sujets masculins et des 27 sujets féminins assis (a) sans appui-dos ; (b) avec un appui-dos vertical (excitation : $0,25 \text{ m/s}^2$).31
- Figure 4.4 : Comparaison des réponses moyennes en amplitude et en phase de la MAPP des 31 sujets masculins et des 27 sujets féminins assis (a) sans appui-dos ; (b) avec un appui-dos vertical (excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).32
- Figure 4.5 : Comparaison des réponses moyennes en amplitude et en phase de la MAPP des 31 sujets masculins et des 27 sujets féminins assis (a) sans appui-dos ; (b) avec un appui-dos vertical (excitation : $0,75 \text{ m/s}^2$).32
- Figure 4.6 : Comparaison des réponses moyennes en amplitude normalisées de la MAPP des 31 sujets masculins et des 27 sujets féminins sous différentes conditions d'assise et amplitudes de vibration : (a) $0,25 \text{ m/s}^2$; (b) $0,50 \text{ m/s}^2$; (c) $0,75 \text{ m/s}^2$33
- Figure 4.7 : Réponses moyennes en amplitude des sujets masculins et féminins des deux groupes de masse corporelle (60 kg et 70 kg) correspondant aux différentes conditions d'assise et d'excitation : (a) $0,25 \text{ m/s}^2$; (b) $0,50 \text{ m/s}^2$; (c) $0,75 \text{ m/s}^2$35
- Figure 4.8 : Influence de l'amplitude d'excitation sur les réponses moyennes en amplitude de la MAPP : (a) sujets masculins ; (b) sujets féminins.37
- Figure 4.9 : Comparaison de l'amplitude moyenne de la MAPP des sujets masculins et féminins de trois groupes de masse corporelle dans différentes conditions d'assise (SAD et AAD) à un niveau d'excitation de $0,50 \text{ m/s}^2$: (a) sujets masculins ; (b) sujets féminins.....40
- Figure 4.10 : Comparaison de l'amplitude moyenne normalisée de la MAPP des sujets masculins et féminins de trois groupes de masse corporelle dans différentes conditions d'assise (SAD et AAD) à un niveau d'excitation de $0,50 \text{ m/s}^2$: (a) sujets masculins ; (b) sujets féminins.....41
- Figure 4.11 : Effet des facteurs liés à la stature sur les réponses moyennes en amplitude de la MAPP des sujets masculins et féminins : (a) stature ; (b) taille en position assise ; (c) hauteur C7 (posture : SAD ; excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).43
- Figure 4.12 : Effet des facteurs liés à la masse corporelle sur les réponses moyennes en amplitude de la MAPP des sujets masculins et féminins : (a) IMC ; (b) masse adipeuse du corps ; (c) pourcentage d'adiposité corporelle ; (d) masse maigre du corps (posture : SAD ; excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).44
- Figure 4.13 : Effet des facteurs liés à la morphologie sur les réponses moyennes en amplitude de la MAPP des sujets masculins et féminins : (a) tour de hanches ; (b) aire de contact ; (c) pression maximale moyenne (posture : SAD ; excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).45
- Figure 4.14 : Effet lié au sexe sur les réponses moyennes en amplitude de la MAPP compte tenu de facteurs comparables liés à la stature : (a) taille en position debout ; (b) taille en position assise ; (c) hauteur C7 (posture : SAD ; excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).46
- Figure 4.15 : Effet lié au sexe sur les réponses moyennes en amplitude de la MAPP compte tenu de facteurs comparables liés à la masse corporelle : (a) IMC ; (b) masse adipeuse

- du corps ; (c) pourcentage d'adiposité corporelle ; (d) masse maigre du corps (posture : SAD ; excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).....47
- Figure 4.16 : Effet lié au sexe sur les réponses moyennes en amplitude de la MAPP compte tenu de facteurs comparables liés à la morphologie : (a) tour de hanches ; (b) aire de contact ; (c) pression maximale moyenne (posture : SAD ; excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).47
- Figure 4.17 : Corrélation entre l'amplitude maximale de la MAPP des sujets masculins et féminins et (a) la masse corporelle ; (b) l'IMC (posture : SAD ; excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).....48
- Figure 4.18 : Corrélation entre l'amplitude maximale de la MAPP des sujets masculins et féminins et (a) le pourcentage d'adiposité corporelle ; (b) la masse adipeuse du corps ; (c) la masse maigre du corps (posture : SAD ; excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).48
- Figure 4.19 : Corrélation entre l'amplitude maximale de la MAPP des sujets masculins et féminins et (a) le tour de hanches ; (b) l'aire de contact ; (c) la pression maximale moyenne (posture : SAD ; excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).49
- Figure 4.20 : Corrélation entre la fréquence correspondant à l'amplitude maximale de la MAPP des sujets masculins et féminins et (a) la masse corporelle ; (b) l'IMC (posture : SAD ; excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).....49
- Figure 4.21 : Corrélation entre la fréquence correspondant à l'amplitude maximale de la MAPP des sujets masculins et féminins et (a) le pourcentage d'adiposité corporelle ; (b) la masse adipeuse du corps ; (c) la masse maigre du corps (posture : SAD ; excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).50
- Figure 4.22 : Corrélation entre la fréquence correspondant à l'amplitude maximale de la MAPP des sujets masculins et féminins et (a) le tour de hanches ; (b) l'aire de contact ; (c) la pression moyenne (posture : SAD ; excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).....50
- Figure 5.1 : Comparaison des réponses en amplitude de la MAPP de trois sujets assis sans appui-dos (SAD) et avec un appui-dos (AAD) sous une excitation de $0,50 \text{ m/s}^2$, mesurées au niveau de la plateforme de force et par le système de mesure de la pression au siège. Masse corporelle des sujets : (a) 46,4 kg ; (b) 83,7 kg ; (c) 103 kg.56
- Figure 5.2 : Comparaison des réponses moyennes en amplitude de la MAPP des 31 sujets masculins et des 27 sujets féminins assis sans appui-dos (SAD) et avec un appui-dos (AAD) sous une excitation de (a) $0,25 \text{ m/s}^2$; (b) $0,50 \text{ m/s}^2$; (c) $0,75 \text{ m/s}^2$57
- Figure 5.3 : Comparaison des réponses moyennes en amplitude de la MAPP de sujets masculins et féminins de différents groupes de masse corporelle assis sans appui-dos (SAD) sous une excitation de $0,50 \text{ m/s}^2$: (a) hommes – 60 kg, femmes – 50 kg ; (b) hommes – 80 kg, femmes – 60 kg ; (c) hommes – 96 kg, femmes – 72 kg.....58
- Figure 5.4 : Comparaison des réponses de MAPP corrigées et non corrigées d'un sujet de 81 kg assis sur des sièges à coussin et un siège rigide, sans appui-dos (SAD) et avec un appui-dos (AAD), sous une excitation de $0,50 \text{ m/s}^2$ – (a) A : siège plat en MPU ; (b) B : siège moulant en MPU ; (c) C : siège à coussin d'air.59

- Figure 5.5 : Réponses en amplitude de la MAPP des sujets assis sur (a) le siège A – plat en MPU ; (b) le siège B – moulant en MPU ; (c) le siège C – à coussin d'air, sans appui-dos (SAD) et avec un appui-dos (AAD) (excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).62
- Figure 5.6 : Réponses normalisées en amplitude de la MAPP des sujets assis sur (a) le siège A – plat en MPU ; (b) le siège B – moulant en MPU ; (c) le siège C – à coussin d'air, sans appui-dos (SAD) et avec un appui-dos (AAD) (excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).63
- Figure 5.7 : Comparaison des réponses moyennes en amplitude de la MAPP des sujets assis sur le siège rigide et sur les sièges à coussin, sans appui-dos (SAD) et avec un appui-dos (AAD) sous une excitation de (a) $0,25 \text{ m/s}^2$; (b) $0,50 \text{ m/s}^2$; (c) $0,75 \text{ m/s}^2$ 64
- Figure 5.8 : Comparaison des réponses de MAPP moyennes normalisées des sujets assis sur le siège rigide et les sièges à coussin, sans appui-dos (SAD) et avec un appui-dos (AAD), et soumis à une vibration dans l'axe vertical d'une amplitude de (a) $0,25 \text{ m/s}^2$; (b) $0,50 \text{ m/s}^2$; (c) $0,75 \text{ m/s}^2$ 68
- Figure 5.9 : Comparaison des réponses moyennes en amplitude de la MAPP des sujets assis sur les sièges élastiques sans appui-dos (SAD) et avec un appui-dos (AAD) sous différentes conditions d'excitation vibratoire ($0,25 \text{ m/s}^2$; $0,50 \text{ m/s}^2$; $0,75 \text{ m/s}^2$) – (a) siège A ; (b) siège B ; (c) siège C.69
- Figure 5.10 : Comparaison des réponses moyennes des sujets assis sur des sièges élastiques sans appui-dos (SAD) et avec un appui-dos (AAD) sous différentes amplitudes de vibration – (a) siège A ; (b) siège B ; (c) siège C.71
- Figure 5.11 : Comparaison des réponses moyennes en amplitude de la MAPP des sujets masculins et féminins assis sur des sièges élastiques et soumis à différents niveaux de vibration : (a) $0,25 \text{ m/s}^2$; (b) $0,50 \text{ m/s}^2$; (c) $0,75 \text{ m/s}^2$ 72
- Figure 5.12 : Réponses moyennes en amplitude de la MAPP des sujets masculins et féminins de deux groupes de masse corporelle (60 kg et 70 kg) assis sur le coussin plat en MPU (siège A) avec un appui-dos vertical (AAD) ou sans appui-dos vertical (SAD), et soumis à différents niveaux d'excitation : (a) $0,25 \text{ m/s}^2$; (b) $0,50 \text{ m/s}^2$; (c) $0,75 \text{ m/s}^2$ 75
- Figure 5.13 : Réponses moyennes en amplitude de la MAPP des sujets masculins et féminins de deux groupes de masse corporelle (60 kg et 70 kg) assis sur le siège B et soumis à différents niveaux d'excitation : (a) $0,25 \text{ m/s}^2$; (b) $0,50 \text{ m/s}^2$; (c) $0,75 \text{ m/s}^2$ 76
- Figure 5.14 : Réponses moyennes en amplitude de la MAPP des sujets masculins et féminins de deux groupes de masse corporelle (60 kg et 70 kg) assis sur le siège C et soumis à différents niveaux d'excitation : (a) $0,25 \text{ m/s}^2$; (b) $0,50 \text{ m/s}^2$; (c) $0,75 \text{ m/s}^2$ 77
- Figure 5.15 : Comparaison des réponses moyennes en amplitude de la MAPP des sujets masculins et féminins de différents groupes de masse corporelle assis sur des sièges élastiques : (a) sujets masculins ; (b) sujets féminins (posture : SAD ; excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).79
- Figure 5.16 : Comparaison des réponses moyennes en amplitude de la MAPP des sujets masculins et féminins de différents groupes de masse corporelle assis sur des

- sièges élastiques : (a) sujets masculins ; (b) sujets féminins (posture : AAD ;
excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).80
- Figure 5.17 : Corrélations entre les réponses maximales en amplitude de la MAPP et la masse corporelle des sujets masculins et féminins dans les deux conditions d'assise et sous les trois niveaux d'excitation – (a) siège A : plat en MPU ; (b) siège B : moulant en MPU ; (c) siège C : à coussin d'air.81
- Figure 5.18 : Corrélations entre les fréquences de résonance principales et la masse corporelle des sujets masculins et féminins dans les deux conditions d'assise et sous une excitation de $0,50 \text{ m/s}^2$ – (a) SAD : sans appui-dos ; (b) AAD : avec un appui-dos.82
- Figure 5.19 : Caractéristiques de transmissibilité des vibrations des sièges élastiques retenus (sujet de 81 kg ; excitation au coussin de siège : $0,50 \text{ m/s}^2$).83
- Figure 5.20 : Comparaison des réponses de MAPP moyennes de 31 sujets (masse corporelle moyenne : 71,9 kg) assis sur le siège A (plat en MPU) avec un appui-dos vertical, et des réponses moyennes de 13 sujets (masse corporelle moyenne : 79,3 kg) rapportées par Hinz *et al.* [57] – (a) amplitudes moyennes de la MAPP ; (b) amplitudes moyennes normalisées.84

1. BIODYNAMIQUE DES VIBRATIONS GLOBALES DU CORPS – UN BREF SURVOL

Les véhicules (terrestres, aériens et marins) exposent leurs occupants à des vibrations mécaniques de nature périodique, aléatoire ou transitoire. L'exposition à de telles vibrations globales du corps (VGC) est mondialement reconnue comme un important facteur de risque professionnel. De nombreuses études indiquent qu'une exposition prolongée à d'intenses VGC accroît le risque de troubles du rachis lombaire et du système nerveux connexe. Les effets à long terme des VGC ont été présentés dans plusieurs articles de synthèse [1-6]. Les études citées font invariablement ressortir les effets néfastes d'une exposition prolongée de la colonne vertébrale à de telles vibrations, susceptibles d'entraîner une dégénérescence rachidienne et, dans un deuxième temps, de provoquer des douleurs lombaires. Plusieurs études épidémiologiques font par ailleurs état d'une forte corrélation entre la lombalgie et une exposition professionnelle aux VGC, les sujets ciblés comprenant des conducteurs de véhicules, qui constituent la plus importante population de travailleurs exposés à des VGC [7-9]. En 1996, le Comité européen de normalisation (CEN) estimait que 4 % à 7 % des travailleurs des États-Unis, du Canada et de certains pays d'Europe étaient exposés à des VGC potentiellement dangereuses dans le cadre de leur travail [10]. La lombalgie d'origine professionnelle occasionne d'importants coûts financiers de même qu'une perte de jours de travail et de qualité de vie. En Suède, on estimait en 2001 que le coût total de la lombalgie était de l'ordre de 1860 millions d'euros, et que la perte de productivité représentait 84 % de cette somme [11]. Guo *et al.* [12] ont estimé qu'aux É.-U., un total de 101,8 millions de journées de travail perdues en 1988 étaient attribuables à la lombalgie.

Bien que le lien entre l'exposition aux VGC et la lombalgie soit incontesté, l'ampleur exacte de ce lien n'a pu être déterminée, sans doute en raison de l'intervention d'une multitude de facteurs connexes, comme le fait de rester assis longtemps, de travailler dans une posture inconfortable ou d'avoir à se pencher, à se tourner ou à soulever des objets lourds. Malgré la présence de nombreux facteurs de confusion, les études épidémiologiques ont clairement établi que les risques pour la santé découlant de l'exposition aux VGC sont principalement liés à l'intensité des VGC, généralement définie en termes de durée d'exposition et d'accélération efficace pondérée en fréquence [1,9]. Les réponses biodynamiques du corps humain aux VGC fournissent une base essentielle à la compréhension des propriétés mécaniques équivalentes de l'organisme et des mécanismes de blessures éventuelles. Cette connaissance peut servir à l'élaboration de méthodes de pondération en fréquence pour évaluer les risques d'exposition, à la conception de mannequins anthropodynamiques pour évaluer les sièges, et au développement de systèmes de couplage améliorés avec l'opérateur humain, notamment au moyen de suspensions secondaires (cabine et siège).

La réduction de l'intensité des vibrations s'est imposée comme le principal objectif de conception technique et ergonomique en vue de prévenir les risques de blessures liées aux VGC chez les travailleurs exposés. En ce qui concerne les conducteurs de véhicules, les sièges à suspension s'avèrent essentiels pour réduire l'exposition aux vibrations. Les sièges à suspension verticale sont dès lors largement utilisés dans les véhicules commerciaux, industriels, de construction et de transport en commun pour réduire la transmission des vibrations dans l'axe vertical, qu'on sait être relativement plus élevées que les vibrations dans l'axe horizontal dans la plupart des véhicules. L'efficacité d'un siège à suspension à réduire l'exposition aux vibrations

dépend fortement des propriétés de la suspension, de l'environnement vibratoire du véhicule cible, et plus particulièrement du couplage avec la réponse biodynamique du conducteur humain [13-15]. À titre d'exemple, la Figure 1.1 présente des comparaisons de la transmissibilité de l'accélération d'un siège de véhicule occupé par un sujet humain ou chargé d'une masse inerte équivalente. Il est évident qu'un conducteur humain contribue largement à l'efficacité de la transmission globale des vibrations d'un siège à suspension. L'effet de couplage dépend toutefois de la nature des vibrations et des propriétés de la suspension d'une manière hautement complexe. Les méthodes de conception actuelles des sièges à suspension ne permettent pas un réglage approprié de la suspension en fonction de l'environnement vibratoire du véhicule cible (composantes d'intensité et de fréquence) et de considérations relatives à son conducteur. Cela s'explique par l'absence de méthodes éprouvées pour intégrer la dynamique du corps humain et l'environnement vibratoire dans le processus de conception. Par conséquent, les sièges à suspension utilisés dans les véhicules n'offrent généralement pas une efficacité d'isolation optimale pour le conducteur ; dans certains cas, ils peuvent même amplifier les vibrations transmises, surtout lorsqu'il s'agit de vibrations de haute intensité [16,17]. Un siège à suspension s'avère essentiel non seulement pour contrôler la dose de vibrations transmise au conducteur, mais aussi pour assurer un contrôle postural grâce à des considérations ergonomiques appropriées. Des efforts considérables ont ainsi été déployés pour améliorer les performances d'un tel siège. Ces efforts peuvent être regroupés en deux grandes catégories selon l'approche choisie : i) l'élaboration de méthodes d'évaluation afin d'ajuster les sièges à suspension, et ii) l'élaboration de méthodes de conception visant à intégrer l'environnement vibratoire du véhicule cible et la dynamique du corps humain en position assise.

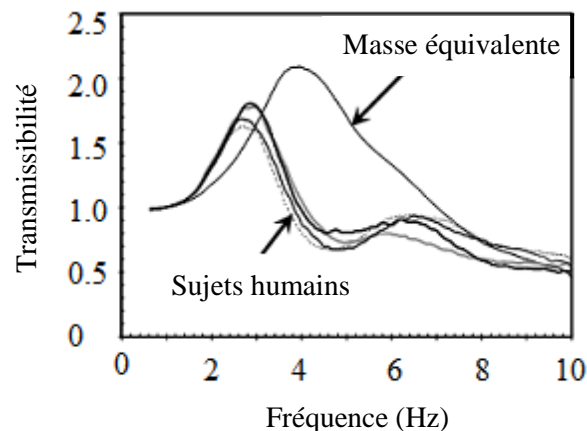


Figure 1.1 : Comparaisons de la transmissibilité de l'accélération d'un siège de véhicule occupé par un sujet humain ou chargé d'une masse inerte équivalente [15].

Le premier groupe d'études a débouché sur l'élaboration de méthodes de mesure des performances des sièges pour diverses catégories de véhicules cibles. Ainsi en est-on venu à définir des méthodes d'évaluation normalisées de l'efficacité des sièges à suspension à isoler les vibrations [18,19], ce qui exige d'effectuer en laboratoire des mesures sur des sièges occupés par des sujets humains de masse corporelle précise (p. ex. $53,5 \pm 1,5$ kg et $100,5 \pm 2,5$ kg) et exposés

à des spectres vibratoires prédéfinis. Ces méthodes requièrent d'importantes ressources, notamment des générateurs de vibrations, des contrôleurs de vibrations pour synthétiser les spectres vibratoires recherchés des véhicules cibles, de même que des systèmes de mesure et d'analyse de données. Les méthodes d'essai comportent des tests répétitifs et peuvent fournir des résultats hautement variables, ce qui s'explique en partie par des différences anthropométriques entre les sujets humains et des conditions d'assise variables. Avec ces méthodes, l'information relative à l'efficacité de la conception d'une suspension ne s'obtient qu'une fois la conception achevée. Par ailleurs, la méthode normalisée décrite dans la norme ISO 7096 a été critiquée du fait qu'elle repose sur un nombre limité de sujets humains de seulement deux masses corporelles données [20].

En guise d'alternative, divers mannequins anthropodynamiques passifs et actifs ont été développés dans le but d'éliminer l'utilisation de sujets humains aux fins d'évaluation de l'efficacité d'isolation des vibrations des sièges à suspension, pour ainsi réduire au minimum la variabilité des mesures [21-27]. Ces mannequins sont principalement conçus en fonction des réponses biodynamiques du corps en position assise, telles que définies dans la norme ISO 5982 [28]. De tels mannequins ont pour fonction principale de reproduire le rôle de la dynamique du corps humain dans l'efficacité d'isolation globale du système couplé siège-occupant. Ils peuvent en outre être utilisés non seulement pour déterminer l'efficacité d'isolation des sièges avec un minimum de variabilité dans les résultats, mais aussi pour régler les propriétés de la suspension en fonction de différents véhicules cibles.

La nécessité d'intégrer la dynamique du corps humain dans le processus de conception est largement reconnue en ce qui concerne le développement de sièges à suspension efficaces. Divers modèles de vibration du corps humain ont ainsi été créés sur la base des réponses biodynamiques du corps assis et exposé à des VGC dans l'axe vertical. Ces modèles ont été intégrés à des modèles de sièges linéaires et non linéaires afin de tenir compte de l'apport du corps humain à l'étape de la conception. Les modèles couplés siège-occupant qui en ont résulté ont été considérés comme des outils de conception efficaces pour le développement de sièges améliorés destinés à divers véhicules cibles [29,30].

L'utilisation de mannequins anthropodynamiques conjuguée à l'application de modèles biodynamiques du corps en position assise n'a cependant eu qu'un succès limité jusqu'à présent. Bien que certaines études de laboratoire sur les sièges au moyen de mannequins et de modèles biodynamiques aient montré une bonne corrélation avec les données obtenues à partir d'un système humain-siège dans des conditions et pour des masses corporelles précises [23-27,31], d'autres ont fait ressortir d'importantes limites inhérentes aux modèles actuels et à la conception des mannequins. Relativement peu d'efforts ont été déployés pour évaluer la performance des modèles et des mannequins sous un éventail représentatif de conditions. Nelisse *et al.* [32] ont étudié la pertinence de deux prototypes de mannequins pour évaluer l'efficacité d'isolation des vibrations des sièges à suspension. Des essais en laboratoire ont ainsi été effectués avec cinq sièges à suspension différents couplés à des sujets humains et à des mannequins configurés selon trois masses corporelles différentes (55, 75 et 98 kg) et soumis aux spectres de vibrations d'une variété de véhicules. Cette étude a évalué les mannequins selon trois mesures : i) la capacité à reproduire le comportement biodynamique du corps humain en présence de vibrations dans l'axe vertical, ii) la capacité à prédire l'efficacité d'isolation des vibrations de systèmes humain-siège dans l'environnement vibratoire de différents véhicules en termes de transmissibilité effective de

l'amplitude au siège (TEAS) et iii) la capacité à prédire les propriétés des réponses en fréquence de systèmes humain-siège soumis aux vibrations propres aux catégories de véhicules ciblées. La conclusion de l'étude est que les mannequins fournissent de piètres estimations des réponses biodynamiques du corps et une surestimation de l'efficacité d'isolation des sièges par rapport aux estimations obtenues avec des sujets humains. D'importants écarts ont été observés entre les fréquences naturelles mesurées à partir des systèmes couplés siège-mannequin et siège-humain. Une autre conclusion de l'étude est que les mannequins peuvent néanmoins servir d'outils de conception, de mise au point et d'évaluation efficaces à condition d'être adéquatement conçus pour reproduire le comportement biodynamique du corps humain. Il a par ailleurs été démontré que les valeurs de TEAS de sièges à basse fréquence naturelle (< 2 Hz) couplés à des mannequins pouvaient être comparables à celles de sièges chargés d'une masse rigide équivalente lorsque les vibrations du véhicule sont prédominantes dans les basses fréquences.

De nombreux auteurs ont fait valoir que les modèles biodynamiques du corps humain devaient être développés à l'égard de conditions posturales et vibratoires représentatives pour prédire efficacement le comportement du système biologique et, par conséquent, les mécanismes susceptibles de provoquer des blessures, de sorte à dégager une relation dose-réponse viable [33-37]. Ces modèles pourraient en outre favoriser l'amélioration des méthodes d'évaluation et la conception d'interventions efficaces. La formulation de modèles biomécaniques efficaces nécessite toutefois une compréhension et une caractérisation approfondie des réponses biodynamiques du corps aux VGC, ce qui constitue un défi de taille compte tenu de la dépendance non linéaire des réponses à divers facteurs posturaux et vibratoires. Une variété de modèles biodynamiques du corps humain debout et assis à paramètres localisés, multicorps et à éléments finis ont été formulés à partir de réponses biodynamiques mesurées et d'intervalles normalisés [38-44]. Les propriétés et les capacités de prédiction de certains des modèles à paramètres localisés recensés ont été examinées par Boileau *et al.* [29] et par Liang et Chiang [45]. Les modèles biodynamiques ont également été utilisés pour prédire la déflexion relative due aux vibrations de même que les contraintes de compression et de cisaillement de diverses sous-structures du corps [41,46-48] qui ne pouvaient être mesurées *in vitro*. Les modèles biodynamiques ont été appliqués à des modèles de sièges et de véhicules de manière à ce que la contribution du corps humain soit prise en compte dans le processus de conception et d'analyse [29,49-51,52-54]. Ces études ont révélé d'importants écarts entre les résultats prédits par les modèles verticaux humain-siège et les données mesurées en laboratoire relativement aux systèmes humain-siège [15,51].

Il ressort des études publiées que l'utilisation de mannequins anthropodynamiques ainsi que l'application de modèles biodynamiques du corps en position assise n'a jusqu'ici eu qu'un succès limité, ce qui s'explique essentiellement par trois facteurs importants :

1. L'absence de considérations relatives aux corps couplés à des sièges élastiques, du fait que les réponses biodynamiques du corps humain sont invariablement caractérisées au moyen d'un corps assis sur un siège rigide afin d'obtenir des réponses du corps aux vibrations découplées. Cette condition n'est pas du tout représentative des sièges de véhicules, puisqu'un coussin viscoélastique modifie considérablement le contact corps-siège, la posture assise et la distribution du poids corporel sur le siège [55-57]. Un coussin de siège élastique modifie également de façon notable la nature des vibrations transmises au corps assis. Par ailleurs, l'assise sur un siège flexible provoque des

rotations pelviennes et des mouvements relatifs dans les jambes, ce qui n'est pas le cas avec un siège rigide [58].

2. L'absence de considérations relatives à l'effet de la masse corporelle, laquelle influence fortement la réponse biodynamique et, par conséquent, l'efficacité d'isolation d'un siège à suspension. Bien que quelques études aient caractérisé les réponses biodynamiques de corps assis de différentes masses [59], les écarts spécifiquement dus à la masse corporelle ne sont pas pris en compte dans les valeurs cibles normalisées [28].
3. L'absence de considérations relatives au soutien du dos et à la position des mains. Les valeurs normalisées sur lesquelles reposent les modèles et les mannequins ont été obtenues sans soutien dorsal et avec les mains posées sur les genoux. Ces conditions ne sont pas tout à fait représentatives de la posture de conduite d'un véhicule, mais elles influencent la réponse humaine et, par conséquent, celle du siège dans une large mesure. Quelques études ont révélé un effet marqué des appui-dos sur les réponses biodynamiques mesurées, mais cet effet n'est pas pris en compte dans les modèles actuels [60].

Au-delà de ce qui précède, les réponses biodynamiques sont fortement influencées par l'anthropométrie humaine et l'amplitude des vibrations. Peu d'études ont tenté d'établir des corrélations entre l'amplitude des réponses biodynamiques en termes de masse apparente (MAPP) et certains paramètres anthropométriques comme la taille en position debout, la masse corporelle, l'indice de masse corporelle (IMC) et le pourcentage d'adiposité corporelle [59,61,62]. Encore moins d'études ont porté sur l'effet lié au sexe, alors que la population des conducteurs de véhicules de sexe féminin dans les secteurs du transport des ressources et de personnes n'a cessé de croître, et les conclusions en sont le plus souvent contradictoires. L'anatomie féminine diffère de l'anatomie masculine, et le taux de masse adipeuse des femmes est nettement différent de celui des hommes [63,64]. On peut donc s'attendre à ce que les réponses de MAPP des deux sexes diffèrent également. Fairley et Griffin [40] et Rakheja *et al.* [65] ont fait état d'effets négligeables liés au sexe sur la base de réponses de MAPP à des vibrations dans l'axe vertical mesurées auprès de respectivement 60 sujets et de 24 sujets des deux sexes. Griffin et Whitham [66] ont relevé une corrélation négative entre les vibrations transmises à la tête d'un corps assis à une fréquence de 16 Hz et la masse corporelle (poids et tour de hanches) chez des sujets masculins, ou la masse corporelle et la taille chez des sujets féminins. Une autre étude réalisée par Griffin *et al.* [34] indique plus d'amplitude de vibrations est transmise à la tête des femmes qu'à celle des hommes à des fréquences supérieures à 5 Hz, ainsi qu'une tendance opposée à des fréquences de 4 Hz ou moins. Une analyse statistique des paramètres individualisés d'un modèle unidimensionnel à un et deux degrés de liberté (DDL), effectuée à partir de données biodynamiques verticales de sujets masculins et féminins, a révélé un effet négligeable lié au sexe [49]. Par contre, les paramètres du modèle indiquaient invariablement une rigidité primaire considérablement plus élevée et un amortissement considérablement plus faible dans le cas des sujets masculins que dans celui des sujets féminins. Une autre étude fondée sur des réponses de MAPP normalisées rapporte un important effet lié au sexe autour de 10 Hz [67]. Toward et Griffin [68] ne rapportent un effet lié au sexe qu'à la fréquence de résonance de la MAPP lorsque le sujet assis est appuyé contre un dossier rigide incliné, cet effet n'étant pas significatif pour d'autres conditions de soutien du dos. Cependant, Holmlund et Lundström [69] ont noté une impédance mécanique au point d'application (IMPA)

d'une amplitude plus élevée chez les sujets masculins que chez les sujets féminins autour de l'amplitude maximale principale, et une tendance opposée près du maximum secondaire autour de 10 Hz. Lundström et Holmlund [70] et Holmlund [71] ont également avancé que les sujets féminins absorbaient plus de puissance de vibration par kilo de masse corporelle en position assise que les sujets masculins, ce qu'ils présument attribuable au rapport de la masse adipeuse sur la masse musculaire plus important de l'anatomie féminine. L'influence des dispositifs de soutien de la poitrine a également été soupçonnée et étudiée, mais les résultats n'ont montré aucun effet lié à ces dispositifs. Compte tenu des écarts observés, il a été suggéré de définir des critères de blessures différents pour les deux sexes [69-72]. La transmissibilité des vibrations de sièges à coussin occupés par des sujets masculins et féminins a été évaluée dans le cadre d'une autre étude qui indique un important effet lié au sexe sur les propriétés globales d'isolation des sièges [73]. Cela peut s'expliquer par des différences anthropométriques ou anatomiques, et donc par les propriétés biodynamiques des sujets féminins.

Sur la base de réponses de MAPP mesurées, Mansfield *et al.* [67] ont rapporté que la fréquence de résonance moyenne était légèrement plus élevée chez les sujets féminins que chez les sujets masculins. Cependant, Holmlund *et al.* [72] ont indiqué que la fréquence de résonance moyenne de l'IMPA était plus faible chez les sujets féminins que chez les sujets masculins. Mansfield *et al.* [67] ont fait état d'une amplitude normalisée de la MAPP plus faible chez les sujets masculins que chez les sujets féminins entre 6 Hz et 10 Hz. En outre, Holmlund *et al.* [72] et Holmlund et Lundström [69] ont rapporté que l'IMPA des sujets féminins présentait un maximum secondaire plus marqué aux fréquences voisines de 10 Hz, et que dans de nombreux cas, l'amplitude de ce maximum dépassait celle du maximum principal. Les résultats contradictoires des études recensées en ce qui concerne les effets liés au sexe sont plus vraisemblablement attribuables aux effets de la masse corporelle et de l'anthropométrie jumelés au sexe, puisque ces études ont porté sur des sujets masculins et féminins de masse corporelle et d'anthropométrie très différentes. Il a été suggéré que les effets liés au sexe soient étudiés avec des sujets masculins et féminins de masse corporelle comparable [62].

La principale limite des conclusions relatives aux réponses biodynamiques d'un humain en position assise découle du fait qu'elles ne tiennent pas compte de l'interface corps-siège élastique caractéristique des conditions d'assise dans les véhicules. La caractérisation de réponses biodynamiques fiables en position assise sur des sièges viscoélastiques est essentielle à l'élaboration de modèles à intégrer aux processus de conception et de réglage des sièges à suspension, de même qu'à la conception de mannequins servant à évaluer l'efficacité d'isolation des sièges à suspension. Par ailleurs, il importe de caractériser de telles réponses dans des conditions vibratoires (fréquence et amplitude) et posturales (bas du dos appuyé contre un dossier et appuie-mains) représentatives de celles qu'on trouve dans les véhicules. Il est également essentiel d'étudier de façon systématique les propriétés vibratoires des conductrices pour dégager des différences plus précises entre les sexes, s'il y a lieu. La mesure des réponses biodynamiques de sujets humains assis sur des sièges élastiques présente toutefois de nombreux défis de taille, à commencer par l'absence d'un système de mesure de la force à l'interface corps-siège sur un coussin souple. Seules quelques études ont exploré des systèmes de cartographie de la pression souples et à pellicule mince pour mesurer la force à l'interface corps-siège. Il s'agit notamment de grilles de mesure résistives ou capacitives comportant un nombre relativement important de résistances à détection de force ou de condensateurs en mousse, respectivement [57,74]. La plupart des études publiées se sont toutefois limitées à mesurer la distribution du

poinds corporel statique sur le coussin de siège dans différentes conditions d'assise [75,76]. Ces études ont montré que le contact corps-siège et la distribution de la pression dépendent tous deux fortement des propriétés viscoélastiques du siège, de la géométrie du siège et de la condition d'assise, exclusion faite des différents facteurs anthropométriques. Wu *et al.* [56] ont mesuré la distribution de la pression à l'interface corps-siège et les variations de force de contact et d'aire de contact en présence de vibrations harmoniques dans l'axe vertical jusqu'à 10 Hz. Les propriétés biodynamiques du corps assis sur un coussin de siège élastique et exposé à des vibrations dans l'axe vertical ont été caractérisées dans le cadre d'une seule étude [57] faisant appel à un capteur de distribution de pression capacitif développé par Novel Electronics pour mesurer la force à l'interface corps-coussin de siège. Cette approche a fourni une MAPP statique nettement plus faible, de l'ordre de 58 % de la masse corporelle moyenne. L'étude suggère qu'un tel système de mesure pourrait servir à caractériser le comportement biodynamique du corps assis sur des sièges flexibles, et que l'important écart observé est attribuable à la plage dynamique restreinte du système de mesure de même qu'aux propriétés mécaniques du matériau élastomérique de protection appliqué aux capteurs capacitifs. L'étude ne permettait toutefois pas de comparer la MAPP du corps assis sur un coussin élastique avec la MAPP connue de corps assis sur un siège rigide, puisque les niveaux de vibrations à l'interface corps-siège n'étaient pas contrôlés.

2. OBJECTIFS DE L'ÉTUDE

Étant donné qu'un siège élastique modifie considérablement le contact corps-siège, la posture assise et la distribution du poids corporel sur le siège, on peut s'attendre à ce que les propriétés biodynamiques d'un corps assis sur un siège élastique et exposé à des VGC diffèrent de celles d'un corps assis sur un siège rigide. On suppose que la prise en compte de considérations relatives au couplage du corps avec le coussin viscoélastique de même qu'à la masse corporelle, à la condition de soutien du dos et à la nature des vibrations aux fins de caractérisation des réponses biodynamiques aux vibrations pourraient fournir les données cibles essentielles à l'élaboration de modèles corporels efficaces pouvant être appliqués à la conception de mannequins et de sièges à suspension pour des véhicules précis. L'objectif principal de cette étude a donc été formulé comme étant d'explorer une méthode de caractérisation des réponses biodynamiques du corps humain en position assise sur des surfaces de sièges viscoélastiques et exposé à des VGC dans l'axe vertical afin d'obtenir une base pour établir des réponses cibles en vue du développement de modèles d'occupants et de mannequins dans un avenir proche. De plus, l'effet lié au sexe sur les réponses biodynamiques a été examiné compte tenu des résultats contradictoires des études publiées et du manque de données sur la population des conducteurs de véhicules de sexe féminin. Les objectifs précis de l'étude s'énoncent comme suit :

1. évaluer la validité d'un système de mesure de la pression à pellicule mince (Tekscan) pour mesurer la force biodynamique à l'interface du corps et d'un siège viscoélastique soumis à des vibrations dans l'axe vertical ;
2. élaborer une méthode en laboratoire pour caractériser la MAPP du corps assis sur des sièges élastiques flexibles ;
3. évaluer les effets de certains facteurs anthropométriques – plus particulièrement le sexe – sur les réponses de MAPP mesurées, et les effets de couplage du corps avec des sièges offrant différentes propriétés de rigidité, y compris un siège strictement rigide.

L'étude se déroule en deux phases systématiques. Dans la phase initiale, la validité du système de mesure est évaluée à partir des mesures de réponses de 58 sujets masculins et féminins assis sur un siège rigide et exposés à des vibrations aléatoires à large bande dans l'axe vertical à l'intérieur d'une plage de fréquences de 0,5 à 20 Hz. Les résultats obtenus au cours de cette première phase sont ensuite utilisés pour définir des fonctions de correction applicables à la force mesurée par le système de mesure de la pression à l'interface corps-siège et pour établir la validité du système de mesure. Dans la phase subséquente, le dispositif de mesure de la pression à pellicule mince est utilisé de concert avec les fonctions de correction pour caractériser les réponses biodynamiques du corps assis sur trois sièges élastiques différents et exposé à des VGC. Les résultats de la première phase de l'étude font l'objet d'une analyse plus poussée pour évaluer les effets liés au sexe et à certaines dimensions anthropométriques sur les réponses de masse apparente mesurées, l'état actuel des connaissances étant relativement limité à cet égard. Les résultats de la deuxième phase de l'étude sont analysés de manière à dégager une compréhension des effets des sièges élastiques sur les réponses aux VGC d'occupants humains. La méthode élaborée est appelée à être utilisée pour définir les réponses de masse apparente cibles d'un corps couplé à des sièges élastiques en vue d'applications axées sur la conception de sièges et le développement de mannequins anthropodynamiques améliorés.

3. MESURE DES RÉPONSES BIODYNAMIQUES

3.1 Méthodes

L'étude portait sur la caractérisation des réponses de masse apparente (MAPP) de sujets humains exposés à des vibrations dans l'axe vertical à travers trois séries d'expériences. Dans la première série, les réponses biodynamiques des sujets ont été mesurées alors qu'ils étaient assis sur un siège rigide et exposés à des vibrations dans l'axe vertical. Dans ce contexte, la force au point d'application était acquise au moyen d'une plateforme de force installée sous le siège rigide, comme le décrivent plusieurs études citées [40,43]. Le système de mesure de la pression au siège a ensuite été appliqué au siège rigide dans une deuxième série d'expériences afin de mesurer les mêmes réponses biodynamiques des mêmes sujets sous une excitation vibratoire identique à celle de la première série. Les résultats de la première série d'expériences ont servi de référence pour vérifier les données du système de mesure de la pression au siège utilisé dans le cadre de la deuxième série. La dernière série d'expériences portait sur la caractérisation de la MAPP des sujets assis sur trois sièges élastiques différents et exposés à la surface du siège à des vibrations identiques dans l'axe vertical.

3.2 Sujets

Un total de 31 hommes et 27 femmes adultes et en bonne santé ont été recrutés pour mesurer les réponses biodynamiques en présence de vibrations dans l'axe vertical. Les sujets étaient âgés de 19 à 58 ans. Un examen préliminaire a été effectué pour s'assurer que les participants ne souffraient d'aucune blessure au dos. Avant la tenue des expériences, chaque sujet a été informé de l'objet de l'étude et des dispositifs de sécurité du simulateur de vibrations globales du corps (SVGC), et ce, aussi bien verbalement que par écrit. On a obtenu le consentement de chaque sujet en ce qui concerne le protocole approuvé par le Comité d'éthique de la recherche de l'Université Concordia. Les dimensions corporelles anthropométriques retenues aux fins de l'étude ont été mesurées pour chaque sujet, notamment la masse corporelle, la stature, la taille en position assise et le tour de hanches, tandis que le taux d'adiposité corporelle a été calculé à l'aide de la formule de la marine américaine [77]. Ces mesures sont résumées dans le Tableau 3.1. L'aire de contact corps-siège a également été mesurée pour chaque sujet assis sur le siège rigide sous conditions statiques à l'aide du capteur de distribution de pression.

Les participants ont été divisés en deux groupes afin d'étudier les effets liés au sexe sur la MAPP mesurée. Pour étudier le lien de dépendance entre la masse corporelle et les réponses biodynamiques, chaque groupe a été subdivisé selon trois fourchettes de masse corporelle. Les sujets masculins ont été regroupés selon des fourchettes avoisinant 60 kg, 80 kg et 96 kg. Les sujets féminins ont quant à eux été regroupés selon des fourchettes avoisinant 50 kg, 60 kg et 72 kg. Les expériences relatives aux sièges à coussin ont été effectuées avec un total de 56 sujets, car deux des sujets initiaux ne pouvaient prendre part à la dernière série d'expériences. Les sous-groupes de sujets ont été constitués de manière à ce que chacun compte au moins neuf sujets. Le Tableau 3.2 présente les moyennes et les fourchettes de masse corporelle des sujets de chaque groupe. Compte tenu du couplage des effets liés à la masse corporelle et au sexe, on a par ailleurs cherché à dégager des groupes de masse corporelle comparable des deux sexes. Des groupes

relativement restreints de sujets masculins et féminins de masse corporelle comparable autour de 60 kg et 70 kg ont ainsi pu être identifiés. Comme l'indique le Tableau 3.3, ces groupes étaient constitués de 14 sujets masculins et de 14 sujets féminins, et respectivement désignés « G60 » et « G70 ».

Tableau 3.1 : Dimensions corporelles anthropométriques des sujets participant à l'étude.

Caractéristiques	Homme (n = 31)				Femme (n = 27)			
	Moyenne	ÉT	Max	Min	Moyenne	ÉT	Max	Min
Âge (années)	31,2	7,2	58,0	23,0	28,8	7,1	49,0	19,0
Stature (m)	1,75	0,08	1,92	1,59	1,63	0,07	1,73	1,48
Masse corporelle (kg)	79,8	15,7	106,0	55,0	60,1	8,3	72,5	45,5
IMC (kg/m ²)	26,12	4,24	34,99	19,96	22,52	2,73	26,31	15,78
Adiposité corporelle (%)	23,59	5,93	37,72	16,10	30,53	4,83	39,06	19,26
Adiposité corporelle (kg)	19,8	8,2	39,0	10,5	18,6	4,7	25,3	8,8
Masse maigre du corps (kg)	61,6	9,0	77,5	43,3	41,6	4,8	49,5	34,1
Taille en position assise (cm)	88,8	6,2	96,7	81,3	81,0	7,7	88,3	63,2
Tour de hanches (cm)	103,6	7,4	116,0	88,0	99,9	5,5	109,0	89,5
Aire de contact corps-siège (cm ²)	575	195	1050	211	515	175	890	250

IMC = indice de masse corporelle ; ÉT = écart-type

Tableau 3.2 : Moyennes et fourchettes de masse corporelle des sous-groupes de sujets.

Sexe	Groupe de masse corporelle	Nombre de sujets	Masse corporelle (kg)			
			Min	Moyenne	Max	ÉT
Féminin	50 kg	9	45,5	50,4	54,2	3,3
	60 kg	9	56,4	61,0	65,0	2,8
	72 kg	9	66,0	69,1	72,5	2,7
Masculin	60 kg	9	55,0	61,0	66,0	4,3
	80 kg	9	75,0	81,6	76,0	4,1
	96 kg	9	90,0	96,7	106,0	6,4

Tableau 3.3 : Groupes de sujets masculins et féminins de masse corporelle comparable.

Sexe	Groupe	Nombre de sujets	Masse corporelle (kg)	
			Moyenne	ÉT
Féminin	G60	7	61,0	2,6
	G70	7	69,6	2,7
Masculin	G60	7	60,4	4,2
	G70	7	70,3	3,7

3.3 Système de mesure à l'interface humain-siège

Un capteur de distribution de pression (CDP) jumelé au matériel de traitement de signaux mis au point par Tekscan Inc. a été utilisé pour mesurer la force à l'interface corps-siège. Le système de mesure comprend un CDP à pellicule mince, un concentrateur à 8 ports relié au CDP par une poignée de transmission des signaux de pression, et un système d'acquisition de données. Le CDP consiste en une grille de 42 rangées et 48 colonnes de capteurs enchâssés entre deux feuilles de mylar. L'épaisseur totale du CDP est de 0,33 mm. La Figure 3.1 schématise le système de mesure. La surface de captation du CDP est d'une longueur de 487,7 mm et d'une largeur de 426,7 mm, l'espacement des colonnes et des rangées étant de 10,2 mm. La grille se compose de 2016 capteurs et présente une densité de 1 capteur par cm^2 . Le logiciel I-scan fourni par Tekscan Inc. a permis d'analyser les distributions de pression et la force de contact en intégrant les données de pression sur l'aire de contact.

Les CDP ont été sélectionnés en fonction de différentes fourchettes de pression compte tenu du fait que la pression ischiatique maximale peut varier de 25 à 202 kPa en position assise sur un siège rigide [55], et de 25 à 45 kPa en position assise sur un siège élastique [56]. Ainsi a-t-on choisi un CDP d'une capacité maximale de 207 kPa pour les expériences sur siège rigide. On a également fait l'acquisition d'un CDP de plus faible capacité (36 kPa) pour mesurer la force à l'interface dans le cas des sièges à coussin flexible. Des mesures préliminaires ont révélé une surcharge de certains capteurs avec un coussin très flexible. En conséquence, le CDP de plus grande capacité (207 kPa) a aussi été utilisé pour les expériences sur sièges flexibles. Le capteur de distribution de pression et le système d'acquisition de données ont été calibrés à l'aide d'un appareil d'étalonnage de la pression constitué d'un diaphragme de 500 mm × 500 mm et d'un manomètre de haute précision. Le processus d'étalonnage a aussi permis de lisser les écarts de sortie numérique des différents capteurs. Sous chargement de pression uniforme, le logiciel I-scan établit un facteur d'échelle pour chaque capteur en normalisant sa sortie numérique selon la moyenne de sortie de l'ensemble du CDP. Ce processus de lissage a été repris pour plusieurs conditions de chargement, comme le suggère Tekscan [78]. L'étalonnage a été effectué sous des pressions constantes de l'ordre de 8 à 200 kPa par incréments fixes (8, 15, 20, 25, 50, 75, 100, 150 et 200 kPa). Le logiciel permettait d'établir une relation linéaire ou de loi de puissance entre la sortie numérique et la pression appliquée. Aux fins de la présente étude, la loi de puissance a été retenue pour définir la courbe d'étalonnage selon la formule qui suit :

$$P = ax^b \quad (3.1)$$

où a et b sont des constantes d'étalonnage, P la pression appliquée et x la sortie numérique brute de chaque capteur. Une méthode à deux points, comme le recommande Tekscan, a ensuite été utilisée pour définir la relation de loi de puissance, en mesurant les sorties numériques brutes sous seulement deux pressions (8 kPa et 150 kPa) et en maintenant chaque pression pendant près de 150 s.

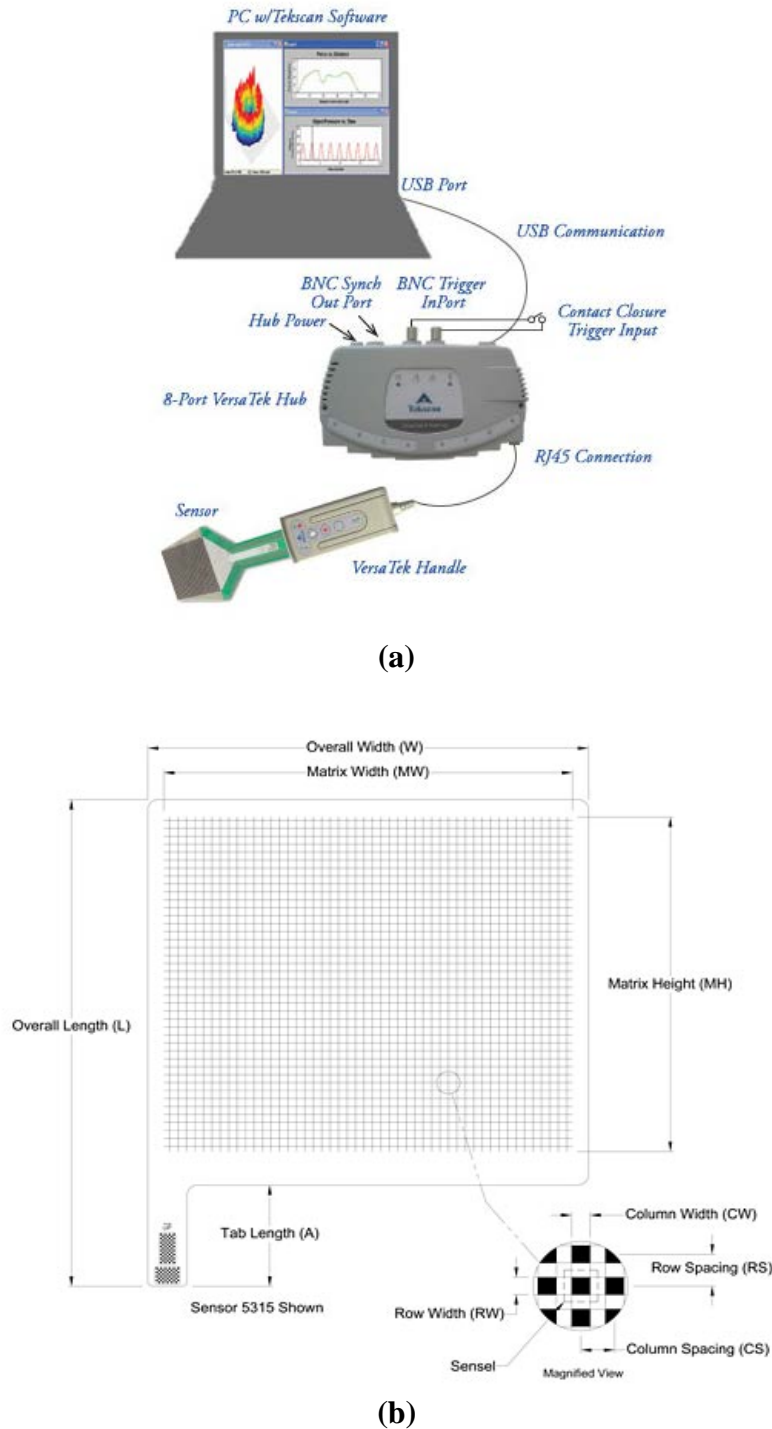


Figure 3.1 : (a) Représentation schématique du dispositif de mesure de la pression au siège mis au point par Tekscan ; (b) capteur de distribution de pression du siège (CDP) [78].

3.3.1 Validation du système de mesure sous chargement statique

La validité du système de mesure a d'abord été évaluée sous différents chargements de masses rigides, alors que le CDP était posé sur une surface plane et rigide. Des mesures répétées sous différents chargements dans la fourchette de 10 à 100 kg ont révélé de très bonnes corrélations entre la masse appliquée et la masse estimée par le logiciel du système de mesure à partir des sorties numériques des capteurs. L'écart maximal observé était de moins de 6 %. La validité du système de mesure a ensuite été évaluée avec des sujets humains assis sur différents coussins de siège. Un total de 11 sujets adultes (8 hommes et 3 femmes) ont été recrutés pour cette étape de validation. Le Tableau 3.4 présente la masse corporelle des sujets en position debout, laquelle variait entre 45,5 kg et 103 kg (masse moyenne = 72,1 kg). Une structure de siège rigide a été conçue de manière à pouvoir accueillir trois coussins différents, à savoir (A) un coussin plat constitué d'un bloc de mousse de polyuréthane (MPU) de 8 cm d'épaisseur recouvert de cuir, (B) un coussin de siège de véhicule automobile moulant et flexible, et (C) un coussin à bulles d'air gonflable (Figure 3.2(a)). Les propriétés de rigidité et d'hystérésis des trois coussins ont été mesurées en laboratoire à l'aide de la méthode recommandée dans la norme SAE J1013 [80]. Les données mesurées ont révélé une rigidité statique de 6,07, 4,13 et 4,24 kN/m pour les coussins A, B et C, respectivement. Les résultats obtenus suggèrent que le coussin moulant (B) est significativement plus flexible que le coussin plat en MPU (A), et que la rigidité du coussin à bulles d'air (C) est comparable à celle du coussin moulant, bien qu'il puisse donner lieu à des crêtes et des creux de pression localisés autour de chaque bulle, comme l'indique la Figure 3.2(b). La valve de gonflage du coussin d'air a été soigneusement scellée afin d'assurer le maintien d'une pression de chargement identique pour tous les essais ultérieurs.

Tableau 3.4 : Masse corporelle en position debout des sujets humains prise en compte pour mesurer le chargement statique des sièges.

Sujet	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	Moyenne
Sexe	M	M	M	M	M	M	M	M	F	F	F	
Masse corporelle (kg)	75	71	55	103	69	83	82	91	72,5	45,5	46,4	72,12

M – Masculin ; F – Féminin

Chaque coussin a été posé sur une structure de siège rigide, comme l'indique la Figure 3.3(a). Le siège surmonté du coussin a été placé sur une plateforme de pesage (Western Scale Co. ; résolution de 0,1 kg), comme l'illustre la Figure 3.3(b). L'indicateur de poids de la plateforme chargée du siège et du coussin a été réglé sur zéro. On a demandé à chaque sujet de s'asseoir sur le siège en posant les pieds sur un repose-pieds installé en dehors de la plateforme de pesage. La hauteur du repose-pieds a été ajustée de façon à permettre au sujet de prendre une posture assise stable et détendue. On a demandé à chaque sujet de se tenir droit sur le siège tout en restant détendu, cuisses à l'horizontale et bas des jambes à la verticale (angle du genou de près de 90°). Les mesures ont été effectuées pour chaque sujet assis sans appui-dos (SAD) et avec un appui-

dos vertical (AAD) sur le siège rigide et sur les sièges élastiques, chaque mesure étant répétée trois fois. L'étude comportait ainsi 24 mesures pour chaque sujet. Les signaux du CDP pour chaque essai de combinaison siège-sujet ont été enregistrés pendant 60 s. La force totale calculée à partir de la distribution de la pression au siège et la lecture fournie par la plateforme de pesage ont par la suite été enregistrées. Les mesures répétées pour chaque combinaison ont révélé un très bon degré de répétabilité. La force moyenne mesurée par le CDP concordait très bien avec la lecture moyenne de la plateforme de pesage, quelles que soient la condition d'assise (SAD ou AAD) et la surface du siège (rigide ou avec coussins A, B et C).



Figure 3.2 : (a) Représentation schématique du coussin à bulles d'air ; (b) crêtes et creux autour de chaque bulle.

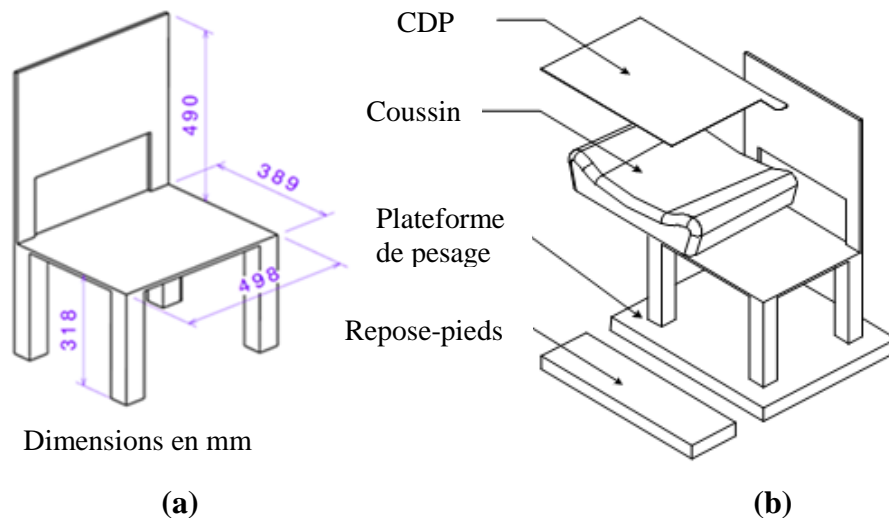


Figure 3.3 : (a) Schéma du siège rigide ; (b) schéma du siège rigide surmonté d'un coussin moulant et du capteur de distribution de pression.

La Figure 3.4 montre de très bonnes corrélations entre les mesures du CDP et les lectures de la plateforme de pesage pour les quatre sièges et les deux conditions de soutien du dos. Les données ont révélé une valeur de r^2 de l'ordre de 0,98, sauf pour le coussin à bulles d'air, qui a fourni une valeur relativement plus faible de r^2 (0,94) dans le cas de la posture SAD. Les deux mesures ont présenté de très bonnes concordances pour tous les sujets avec le coussin rigide et le coussin A, relativement rigide, l'écart maximal étant inférieur à 4 %. Les mesures du CDP avec les coussins moulant et à bulles d'air ont donné lieu à des écarts maximaux de l'ordre de 6 %.

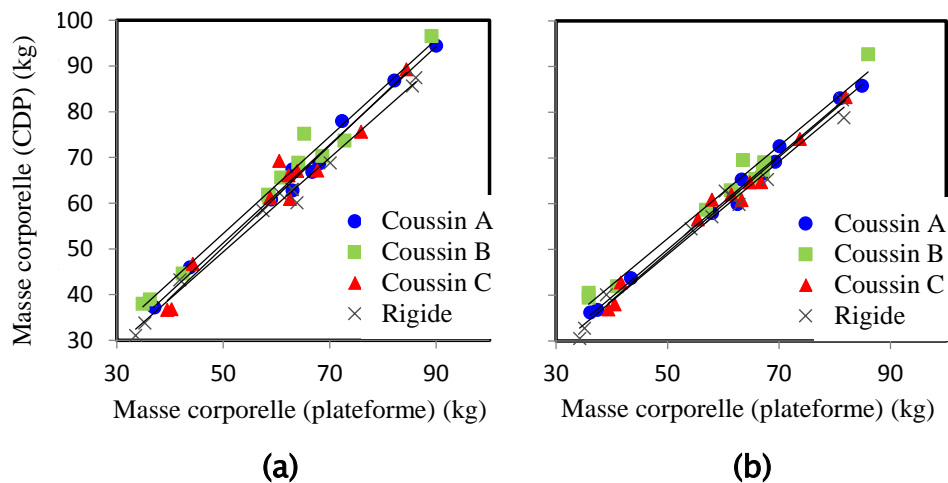


Figure 3.4 : Corrélations entre les masses corporelles moyennes en position assise mesurées par le capteur de distribution de pression (CDP) et la plateforme de pesage : (a) dos non soutenu (SAD) ; (b) dos soutenu par un appui-dos vertical (AAD) – Coussin A : plat en MPU ; Coussin B : moulant en MPU ; Coussin C : à bulles d'air.

3.3.2 Dispositif et méthodes de mesure dynamique – siège rigide

Les réponses biodynamiques de sujets assis sur un siège rigide ont été mesurées selon deux méthodes dans le cadre des deux premières séries d'expériences, menées simultanément. La première série portait sur la mesure de la force au point d'application au moyen d'une plateforme de force installée sous le siège rigide, comme le décrivent plusieurs études citées [40,43]. À cette fin, le siège a été installé sur un simulateur de vibrations globales du corps (SVGC). Le SVGC se compose d'une plateforme soutenue par deux actionneurs hydrauliques asservis qui peuvent produire un mouvement vertical allant jusqu'à ± 10 cm. Une colonne de direction a également été montée sur la plateforme afin de simuler une posture de conduite type, comme illustré à la Figure 3.5. Afin de réaliser les expériences de façon sécuritaire, les actionneurs ont été équipés de différentes boucles de régulation, et l'accélération maximale a été limitée à 2 m/s^2 . Un interrupteur d'arrêt d'urgence a en outre été fourni à l'opérateur et au sujet, l'utilisation de l'un ou l'autre de ces dispositifs ayant pour effet de ralentir aussitôt le système jusqu'à son arrêt complet.

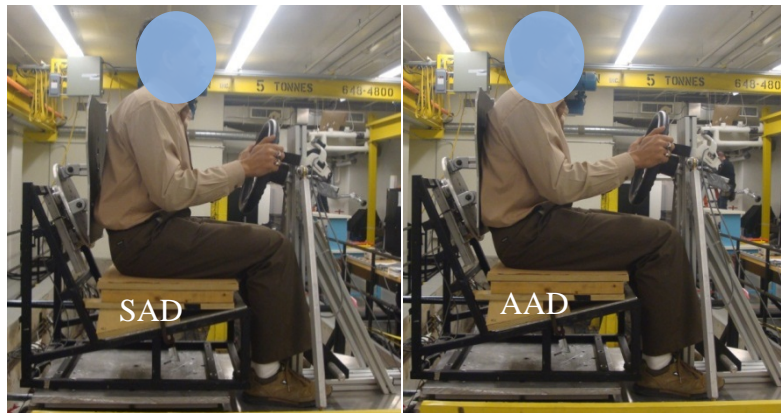


Figure 3.5 : Illustrations des deux postures assises (SAD et AAD).

Un siège rigide comportant une assiette de 449 mm × 456 mm et un appui-dos vertical a été installé sur une plateforme de force monoaxiale de 560 mm × 560 mm montée sur la plateforme du SVGC. La plateforme de force intègre quatre cellules de charge Kistler reliées à un amplificateur de charge à travers une boîte de jonction à compteurs totalisateurs. Un accéléromètre monoaxial (Bruel & Kjaer-4370) a été installé sur la plateforme de force pour mesurer l'accélération verticale à la base du siège. Le signal d'accélération au siège fournissait également une rétroaction au contrôleur de vibrations (Vibration Research Co., 8500). Le contrôleur a été programmé pour générer des vibrations aléatoires de type bruit blanc avec une densité spectrale de puissance (DSP) de l'accélération presque constante dans la plage de fréquences de 0,5 à 20 Hz. Trois amplitudes de vibrations différentes ont été synthétisées de manière à obtenir des accélérations efficaces globales de 0,25, 0,50 et 0,75 m/s². La Figure 3.6(a) illustre la DSP des signaux d'accélération mesurés correspondant aux excitations vibratoires retenues. Il est à noter que les niveaux de vibrations choisis étaient relativement faibles par rapport à ceux qu'ont utilisés nombre des études citées, lesquelles ont retenu des accélérations efficaces allant jusqu'à 2 m/s² [60]. La présente étude portait cependant sur la synthèse d'amplitudes de vibrations choisies à l'interface corps-coussin (sauf dans le cas du siège rigide), et compte tenu du potentiel d'isolation des vibrations propre aux coussins, on estimait qu'en synthétisant un niveau de vibration plus élevé à la surface du coussin, avec une accélération efficace de l'ordre de 1 m/s², la vibration de la plateforme dépasserait 2 m/s². Par ailleurs, les amplitudes d'accélération efficace retenues seraient plus représentatives des propriétés vibratoires des conditions de conduite d'une large gamme de véhicules [80]. La force totale développée par la structure du siège et le sujet, de même que l'accélération au siège, ont été acquises par un analyseur de vibrations multicanal (Pulse Labshop). Les données obtenues ont ensuite été analysées pour calculer les réponses de MAPP des sujets.

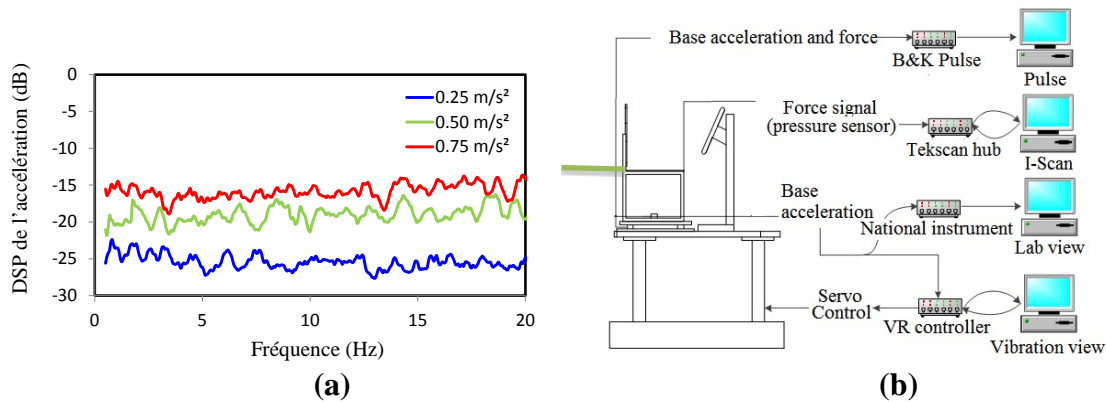


Figure 3.6 : (a) Densité spectrale de puissance de l'accélération des signaux de vibrations aléatoires synthétisés ; (b) schéma du SVGC avec contrôleur de vibrations et système d'acquisition de données pour le siège rigide.

La force biodynamique résultant du corps assis sous vibration a aussi été mesurée à l'aide du CDP posé sur l'assiette du siège (deuxième série d'expériences). Le signal de force à l'interface corps-siège du logiciel I-scan et le signal d'accélération au siège ont été enregistrés par un système d'acquisition de données de National Instruments aux fins d'analyse subséquente des données. La Figure 3.6(b) schématise les systèmes de mesure et d'acquisition de données utilisés dans le cadre des expériences. Les mesures ont été effectuées pour chaque sujet en position assise avec et sans appui-dos (Figure 3.5). Dans le cas de la condition d'assise avec un appui-dos, on a demandé aux sujets d'appuyer le bas du dos contre un appui-dos vertical, comme illustré à la Figure 3.5. La hauteur du repose-pieds a été ajustée de façon à permettre au sujet de se tenir droit sur le siège tout en restant détendu, cuisses à l'horizontale et bas des jambes à la verticale (angle du genou à 90°). La posture du sujet, tout particulièrement la position de son dos, a fait l'objet d'une surveillance visuelle par l'expérimentateur au cours de chaque essai. Dans les deux conditions d'assise, c'est-à-dire SAD et AAD, on a demandé aux sujets de poser les mains sur le volant, comme illustré à la Figure 3.5. Les signaux de force et d'accélération ont été acquis par un analyseur de vibrations multicanal aux fins de calcul des réponses de masse apparente (MAPP) des sujets. La MAPP calculée a ensuite été soumise à une correction inertielle pour tenir compte de la masse du siège et de sa structure [62]. La MAPP ainsi corrigée a enfin servi de référence pour vérifier les réponses biodynamiques calculées à partir de la force mesurée par le capteur de distribution de pression.

3.3.3 Dispositif et méthodes de mesure dynamique – sièges élastiques

Le siège rigide utilisé dans le montage précédent a été modifié de manière à pouvoir accueillir les coussins choisis. La hauteur de l'assiette du siège a notamment été réduite afin d'obtenir la même hauteur d'assise une fois le siège rigide recouvert d'un coussin. Le siège a été conçu de manière à ce que les coussins choisis puissent être posés sur l'assiette rigide du siège, comme illustré à la Figure 3.7(a). Afin d'obtenir les mêmes niveaux de vibrations dans l'axe vertical à

l'interface corps-siège, il a fallu installer l'accéléromètre de rétroaction à la surface du coussin. L'accéléromètre de siège normalisé n'a toutefois pas pu être utilisé, car il aurait considérablement modifié la pression de contact corps-siège. Par conséquent, deux microaccéléromètres (ADXL 330, 14×14 mm, 1,4 mm d'épaisseur, chacun pesant 2 g) ont été fixés à la surface du coussin, comme illustré à la Figure 3.7(a), afin de minimiser les effets de l'accéléromètre sur la pression à l'interface corps-siège. Ils ont plus précisément été installés à proximité des tubérosités ischiatiques des sujets pour assurer un contact adéquat entre les accéléromètres et le siège.

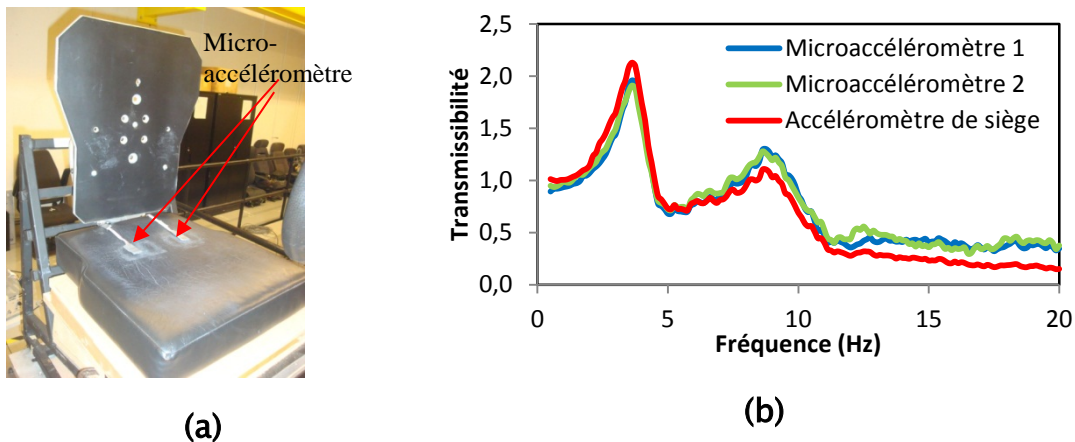


Figure 3.7 : (a) Montage des accéléromètres sur un siège élastique ; (b) comparaisons de transmissibilité de l'accélération mesurée par les microaccéléromètres et par l'accéléromètre de siège normalisé (sujet de 81 kg ; excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).

Pour vérifier la validité des microaccéléromètres, un accéléromètre de siège, comme le recommande la norme ISO 2631-1 [81], a aussi été placé sur le coussin, et un sujet de 81 kg a été invité à s'asseoir sur le coussin. Le SVGC a été utilisé de sorte à mesurer la transmission des vibrations de la plateforme à l'interface corps-siège à l'aide de l'accéléromètre normalisé et des microaccéléromètres. Les signaux des deux microaccéléromètres de même que ceux de l'accéléromètre de siège et de l'accéléromètre à la base du siège ont été acquis par l'analyseur de vibrations multicanal. Les caractéristiques de transmissibilité de l'accélération de la base du siège à l'interface humain-coussin, calculées à partir des signaux de chacun des accéléromètres avec l'estimateur de réponse en fréquence H_1 , sont comparées dans la Figure 3.7(b) sous une excitation de $0,5 \text{ m/s}^2$. Les réponses mesurées indiquent que les deux microaccéléromètres fournissent des mesures semblables, et comparables à celles de l'accéléromètre de siège normalisé. Les microaccéléromètres ont par la suite été utilisés pour synthétiser les spectres vibratoires recherchés et pour mesurer l'accélération à l'interface humain-siège. Le volumineux accéléromètre de siège a quant à lui été retiré. La moyenne des signaux des deux microaccéléromètres a servi de rétroaction au contrôleur de vibrations pour synthétiser les spectres vibratoires recherchés au coussin de siège.

Compte tenu du fait qu'un coussin de siège présente des propriétés de rigidité et d'amortissement non linéaires qui dépendent de la masse corporelle en position assise ainsi que de l'amplitude et de la fréquence des vibrations, les signaux de vibration ont été synthétisés pour trois sujets

différents présentant une masse corporelle voisine de 55 kg, 81 kg et 90 kg, respectivement. La nature des vibrations générées à l'interface humain-coussin dépendait également des propriétés viscoélastiques du coussin. La synthèse a ainsi été réalisée pour tous les coussins choisis. L'établissement des spectres d'accélération efficace à 0,25, 0,50 et 0,75 m/s² pour chacun des 3 sujets et des 3 coussins a en tout nécessité la création de 27 fichiers électroniques. À cette fin, chaque sujet a été invité à s'asseoir sur un coussin de siège donné dans les mêmes conditions d'assise que sur le siège rigide (SAD et AAD), et tout en tenant le volant. Le SVGC et le contrôleur de vibrations ont ensuite été utilisés pour obtenir les spectres vibratoires recherchés. À titre d'exemple, la Figure 3.8 présente les spectres vibratoires générés à la plateforme et à la surface du siège A avec un sujet de 81 kg. Les spectres d'accélération indiquent clairement que le niveau de vibration à la base du siège (au niveau de la plateforme du SVGC) est nettement plus élevé qu'au coussin aux fréquences supérieures à 5 Hz. Cela peut s'expliquer par l'atténuation des vibrations de haute fréquence sous l'effet du coussin. Les résultats révèlent en outre une DSP de l'accélération presque plate au coussin de siège. La synthèse des vibrations à partir de la rétroaction des accéléromètres montés sur le coussin permet dès lors d'exposer les sujets à des vibrations comparables sur siège à coussin et sur siège rigide.

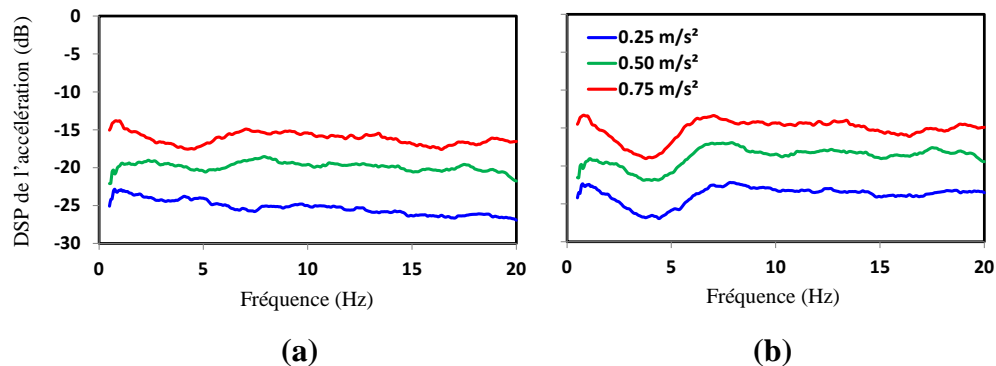


Figure 3.8 : (a) Densité spectrale de puissance de l'accélération synthétisée au coussin du siège A ; (b) densité spectrale de puissance de l'accélération mesurée à la base du siège (sujet de 81 kg avec siège A).

Le CDP a ensuite été placé sur le coussin de siège afin de mesurer la force à l'interface humain-siège. Le signal de force du CDP et les signaux des microaccéléromètres ont été acquis pour chaque combinaison d'essai sujet-coussin-niveau de vibration par un système d'acquisition de données multicanal de National Instruments. Chaque essai a été repris trois fois. Les signaux mesurés ont ensuite été analysés de manière à calculer la MAPP des sujets humains en position assise.

3.3.4 Analyse des données

Un système d'analyse de signaux multicanal (Bruël & Kjør Pulse v. 15) a été utilisé pour acquérir les signaux de force et d'accélération à la base du siège. Les données ainsi obtenues ont été analysées de manière à pouvoir calculer les réponses de MAPP des sujets assis sur un siège rigide compte tenu d'une largeur de bande de 50 Hz et d'une période d'échantillonnage de 60 s.

Les données de pression à l'interface humain-siège ont en outre été analysées afin de calculer la force au point d'application à l'interface humain-siège, aussi bien avec le siège rigide qu'avec les sièges à coussin, et compte tenu d'une fréquence d'échantillonnage de 128 Hz et une durée de 60 s. Les signaux de force et d'accélération au siège enregistrés ont ensuite été transmis à un système d'acquisition de données multicanal de National Instruments, et analysés à l'aide du logiciel LabVIEW^{MC}.

3.3.5 *Mesure des réponses biodynamiques avec un siège rigide – deux approches*

Les réponses biodynamiques des sujets assis sur le siège rigide ont été caractérisées selon deux méthodes différentes. Dans la première approche, la MAPP a été calculée à partir de la force totale et de l'accélération mesurées à la base du siège, comme dans nombre d'études antérieures [40,43]. La MAPP complexe des sujets assis a été calculée en utilisant l'estimateur de réponse en fréquence H_I selon la formule suivante [82] :

$$\bar{M}_b(j\omega) = S_{\ddot{z}_b F_b}(j\omega) / S_{\ddot{z}_b}(j\omega) \quad (3.2)$$

où $\bar{M}_b(j\omega)$ représente la MAPP complexe du sujet et de la structure du siège ; $S_{\ddot{z}_b F_b}(j\omega)$, la densité interspectrale de l'accélération \ddot{z}_b et de la force F_b mesurées ; $S_{\ddot{z}_b}(j\omega)$, la densité autospectrale de l'accélération à la base de siège ; et ω , la fréquence angulaire de vibration.

Dans l'équation (3.2), la MAPP est calculée en fonction du rapport entre la force totale produite par le sujet et la structure du siège, et l'accélération au siège. La MAPP du sujet seul s'obtient en soustrayant la MAPP de la structure du siège. La MAPP du siège pris isolément a donc été mesurée pour chaque condition vibratoire, et appliquée comme suit à l'équation (3.2) en guise de fonction de correction [63] :

$$M_b(j\omega) = \bar{M}_b(j\omega) - M_0(j\omega) \quad (3.3)$$

où $M_b(j\omega)$ représente la MAPP complexe du sujet assis, et $M_0(j\omega)$, la MAPP de la structure du siège seule, qui s'est avérée à peu près constante et égale à la masse de la structure du siège jusqu'à une fréquence de 10 Hz, comme le montre la Figure 3.9. Aux fréquences supérieures à 10 Hz, l'amplitude de la MAPP augmentait légèrement, ce qui peut s'expliquer par une résonance de la plateforme du SVGC près de 40 Hz.

Dans la deuxième approche, la MAPP a été calculée à partir de la force au point d'application mesurée au niveau du CDP à l'aide du logiciel LabVIEW^{MC}. La distribution de pression mesurée a d'abord été analysée à l'aide du logiciel I-scan afin de calculer la force totale en intégrant les données de pression à l'aire de contact. Compte tenu d'un possible décalage temporel entre les signaux de force et d'accélération, les MAPP ont été calculées en utilisant les deux fonctions de réponse en fréquence H_I et H_3 , selon les formules suivantes :

$$M_1(j\omega) = S_{\ddot{z}_b F_p}(j\omega) / S_{\ddot{z}_b}(j\omega) \quad (3.4)$$

$$M_3(j\omega) = S_{F_p}(j\omega) / S_{\ddot{z}_b}(j\omega) \quad (3.5)$$

où $M_1(j\omega)$ et $M_3(j\omega)$ représentent les MAPP calculées avec les fonctions de réponse en fréquence H_1 et H_3 , respectivement ; $S_{F_p}(j\omega)$, la densité autospectrale de la force F_p mesurée à l'assiette du siège ; et $S_{\ddot{z}_b F_p}(j\omega)$, la densité interspectrale de F_p et \ddot{z}_b .

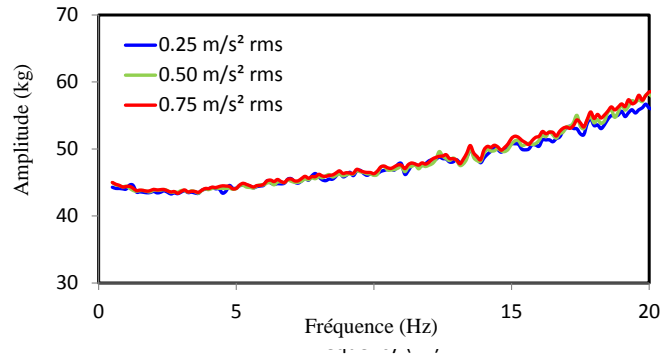


Figure 3.9 : Amplitude mesurée de la masse apparente du siège rigide et de sa structure d'appui.

Ces deux fonctions ont révélé des amplitudes de MAPP passablement comparables. Cela dit, étant donné que la fonction H_3 ne donne pas d'information sur la phase, la fonction H_1 a été retenue pour calculer la MAPP. Il convient également de noter que le capteur de distribution de pression mesure la force biodynamique développée par le corps assis seulement. Une correction inertielle pour tenir compte de la masse de la structure du siège n'est donc pas nécessaire. Dans les deux approches, la densité interspectrale et la densité autospectrale ont été calculées à partir de 12 moyennes, compte tenu d'une bande passante de 50 Hz, d'une fenêtre de Hanning et d'un chevauchement de données de 75 %. La cohérence des signaux de force et d'accélération a fait l'objet d'une surveillance constante, et tout échantillon présentant une cohérence inférieure à 0,9 a été rejeté. Les données de MAPP complexe ont été exportées vers un tableur Excel en vue d'une analyse plus approfondie des facteurs contributifs.

3.3.6 Validation du système de mesure sous conditions dynamiques

Les réponses de MAPP obtenues au moyen des deux approches ont fourni les données de base nécessaires pour vérifier la validité du système de mesure de la pression au siège. La vérification du système de mesure ne pouvait être effectuée que pour le siège rigide, puisque des données fiables sur les sièges à coussin n'étaient pas encore disponibles. La validité du système de mesure a été examinée en comparant les réponses de MAPP obtenues au moyen des deux approches à partir des valeurs de force mesurées au niveau de la plateforme de force et du capteur de distribution de pression. Le siège a d'abord été chargé de différentes masses rigides, allant de 10 à 64 kg, et les signaux de force de la plateforme de force et du CDP ont été acquis sous une excitation vibratoire d'une accélération efficace de 0,25, 0,50 et 0,75 m/s². L'amplitude de la MAPP a été calculée pour chaque chargement dans chaque condition d'excitation. La MAPP calculée à partir du signal de la plateforme de force a de plus été soumise à une correction

inertielle pour tenir compte de la masse de la structure du siège, comme décrit par l'équation (3.3). Les comparaisons ont révélé d'importants écarts entre les deux mesures sur l'ensemble de la plage de fréquences, quels que soient le chargement du siège et le niveau d'excitation. Ces écarts étaient cependant plus ou moins comparables pour tous les chargements et les niveaux d'excitation retenus. Par exemple, la Figure 3.10(a) illustre la comparaison des amplitudes de MAPP obtenues à partir des deux systèmes de mesure lorsque le siège était chargé d'une masse de 44 kg et exposé à une excitation efficace de $0,50 \text{ m/s}^2$.

Les résultats provenant de la plateforme de force révélaient une amplitude de MAPP de près de 44 kg à très basse fréquence, ce qui correspond à la masse du chargement. L'amplitude de la MAPP tendait toutefois à augmenter avec la fréquence, et devenait nettement plus élevée au-delà de 10 Hz, ce qui peut s'expliquer par un sautillerment de la masse rigide posée sur le siège sans restriction. L'amplitude de la MAPP mesurée au niveau du CDP ne se comparait à celle mesurée au niveau de la plateforme de force qu'à basse fréquence ; aux fréquences supérieures à 3 Hz, elle s'avérait nettement inférieure à cette dernière. Les résultats indiquaient en somme que le système de mesure de la pression au siège fournirait des mesures de réponses biodynamiques largement faussées avec des sujets humains. Un degré d'erreur comparable a d'ailleurs été constaté relativement aux mesures obtenues avec des sujets humains. Par exemple, la Figure 3.10(b) illustre la comparaison des réponses en amplitude de la MAPP obtenues à partir des deux systèmes de mesure avec un sujet de 83 kg soumis à une excitation de $0,50 \text{ m/s}^2$. Les résultats présentés le sont pour un sujet assis sans appui-dos (SAD), et ils révèlent d'importants écarts entre les réponses en amplitude de la MAPP mesurées au niveau de la plateforme de force et du capteur de distribution de pression dans toute la plage de fréquences. Une tendance similaire a été observée avec tous les sujets et sous toutes les conditions vibratoires, l'amplitude de la MAPP mesurée au niveau du CDP étant chaque fois nettement inférieure à celle mesurée au niveau de la plateforme de force.

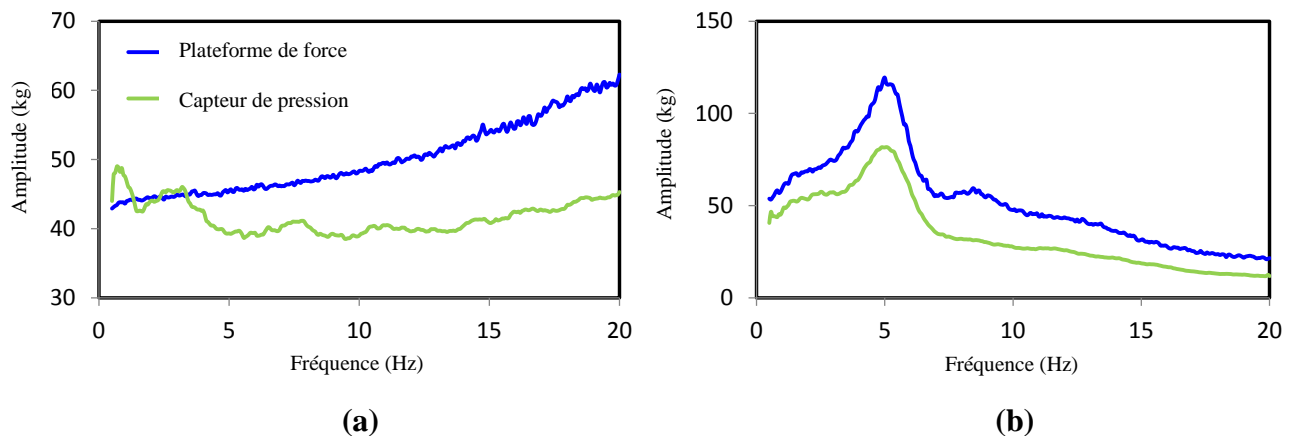


Figure 3.10 : Comparaison des réponses en amplitude de la MAPP mesurées au niveau de la plateforme de force et du capteur de distribution de pression : (a) masse rigide de 44 kg ; (b) sujet de 83 kg.

Les écarts observés en ce qui concerne les mesures du CDP ont été attribués à deux principaux facteurs : i) une réponse en fréquence variable du matériel de mesure de la pression au siège, et

ii) la plage dynamique relativement faible des capteurs de pression. Les expériences ont subséquemment été refaites avec des fréquences d'échantillonnage différentes, à savoir de 64 Hz et 256 Hz. Les réponses de MAPP mesurées au niveau du CDP se sont toutefois avérées identiques, quelle que soit la fréquence d'échantillonnage. On a donc conclu que le matériel ne pouvait mesurer les forces dynamiques avec précision, sans compensation, qu'à des fréquences de 3 Hz ou moins.

Le rapport de l'amplitude de MAPP mesurée au niveau de la plateforme de force sur celle du CDP a subséquemment été calculé en vue d'être appliqué comme fonction de correction. La Figure 3.11 illustre les rapports d'amplitude obtenus pour la masse rigide de 44 kg et le sujet de 83 kg. Les résultats indiquent que le rapport d'amplitude augmente de façon presque linéaire avec la fréquence dans les deux cas. Par ailleurs, les données acquises avec le sujet humain ont révélé d'importants écarts à basse fréquence, comme le montre la Figure 3.11(b) ; il en a résulté un rapport d'amplitude de l'ordre de 1,3 autour de 0,5 Hz, par rapport à presque 1,0 dans le cas de la masse rigide. Cette différence a été attribuée à la faible résolution des capteurs, qui était de 0,83 kPa pour le CDP de capacité relativement élevée (207 kPa) utilisé dans le cadre de l'étude. La résolution des capteurs a dès lors été jugée acceptable pour le chargement concentré de la masse rigide, mais pas pour le sujet humain. En position assise, le corps présente des concentrations de pression près des tubérosités ischiatiques et près des cuisses, lorsqu'elles sont soutenues par le siège. Les valeurs de pression autour des extrémités de l'aire de contact peuvent cependant être inférieures à la résolution des capteurs, surtout à de faibles niveaux de vibrations. Une fonction de correction s'avère donc nécessaire pour tenir compte non seulement de la réponse en fréquence, mais aussi de la faible résolution et de la faible plage dynamique des capteurs. Ainsi les rapports d'amplitude présentés à la Figure 3.11 ont-ils été retenus pour servir de fonctions de correction afin de compenser la réponse en fréquence du système de mesure de la pression au siège. Comme les valeurs de pression dépendaient de la masse corporelle en position assise, du niveau de vibration et de l'aire de contact au niveau du postérieur, des fonctions de correction (FC) ont été calculées pour chaque sujet et chaque condition d'excitation. Les réponses de MAPP ont pu être calculées de façon plus précise avec la formule suivante :

$$M_s(j\omega) = FC(\omega) \frac{S_{\dot{z}_b F_p}(j\omega)}{S_{\dot{z}_b}(j\omega)} \quad (3.6)$$

où $FC = a_1 f + a_2$ représente la fonction de correction, a_1 et a_2 étant les coefficients de régression linéaire ; et M_s , la MAPP corrigée du sujet mesurée avec le CDP.

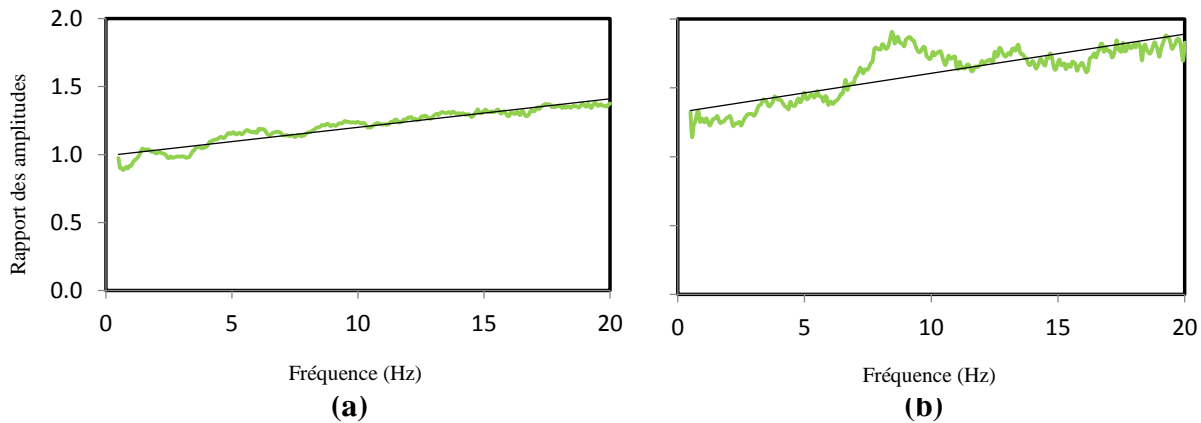


Figure 3.11 : Rapport des amplitudes de MAPP mesurées au niveau de la plateforme de force sur celles du capteur de distribution de pression : (a) masse rigide de 44 kg ; (b) sujet de 83 kg.

Les FC calculées pour tous les sujets et les différentes conditions d'excitation ont révélé des tendances linéaires très semblables. Bien que la dépendance en fréquence (le coefficient a_1) ait été passablement comparable pour tous les sujets et toutes les conditions d'excitation vibratoire, le décalage observé à basse fréquence (le coefficient a_2), essentiellement attribué à la faiblesse de la plage dynamique, variait en fonction de la masse corporelle des sujets et du niveau d'excitation. Par ailleurs, l'effet de l'amplitude des vibrations sur a_2 s'est avéré relativement faible sous une excitation efficace de 0,50 et 0,75 m/s^2 , alors qu'il était sensiblement important à 0,25 m/s^2 , ce qui peut s'expliquer par des variations de pression relativement moins marquées dans des conditions de vibration plus faibles. La Figure 3.12 présente la moyenne et l'écart-type des coefficients a_1 et a_2 , calculés à partir des données obtenues de tous les sujets et pour toutes les combinaisons d'excitation et de soutien du dos. Les résultats révèlent des écarts relativement faibles entre les valeurs des coefficients sous une excitation de 0,50 et 0,75 m/s^2 , tandis que les coefficients calculés sous une excitation de 0,25 m/s^2 sont plus élevés. Les écarts observés entre les valeurs des coefficients dans la condition d'assise avec un appui-dos étaient également faibles. Par conséquent, deux fonctions de correction ont été calculées pour chaque sujet, l'une pour le niveau d'excitation le plus faible (0,25 m/s^2) et l'autre pour les niveaux d'excitation plus élevés (0,50 et 0,75 m/s^2), et appliquées aux deux conditions de soutien du dos. On a enfin émis l'hypothèse que ces mêmes facteurs de correction seraient aussi applicables aux mesures acquises sur un siège élastique.

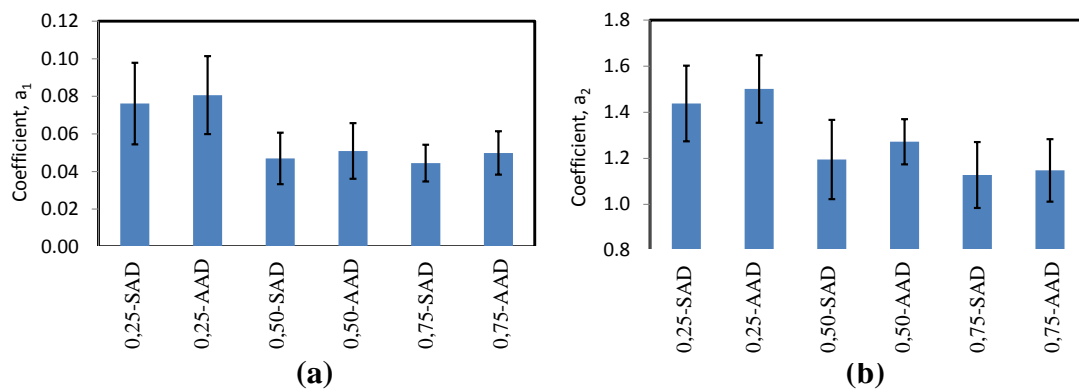


Figure 3.12 : Moyenne et écart-type des coefficients de régression correspondant à chaque condition d'assise et d'excitation : (a) a_1 ; (b) a_2 .

4. EFFETS DE L'ANTHROPOMÉTRIE HUMAINE SUR LES RÉPONSES DE MASSE APPARENTE

4.1 Caractéristiques des réponses de MAPP de sujets assis sur un siège rigide

Les données acquises avec un siège rigide ont d'abord été analysées pour déceler un éventuel effet lié au sexe sur les réponses de MAPP calculées à partir des signaux de la plateforme de force. Compte tenu d'un certain degré de couplage entre le sexe et l'anthropométrie, les données ont été systématiquement analysées pour étudier les effets de facteurs anthropométriques comme la masse corporelle, l'adiposité corporelle, la masse maigre du corps, la circonférence du postérieur, la hauteur C7 et l'aire de contact. Les analyses portaient sur les réponses de masse apparente (MAPP) de 31 sujets masculins et 27 sujets féminins assis sur un siège rigide avec et sans appui-dos vertical, et exposés à trois niveaux différents de vibrations aléatoires (0,25, 0,50 et 0,75 m/s² d'accélération efficace).

Les réponses de MAPP mesurées des sujets ont d'abord été analysées pour évaluer le degré de variabilité interindividuelle d'un point de vue qualitatif. À titre d'exemple, la Figure 4.1 illustre la comparaison des réponses en amplitude et en phase de la MAPP de tous les sujets sous une excitation d'une accélération efficace de 0,50 m/s². Les résultats présentés le sont pour les deux conditions d'assise, c'est-à-dire sans appui-dos (SAD) et avec un appui-dos vertical (AAD), et ils révèlent d'importants écarts entre les réponses en amplitude et en phase, les amplitudes maximales étant prédominantes à l'intérieur d'étroites plages de fréquences. Les réponses obtenues dans la condition d'assise SAD révèlent une amplitude maximale de la MAPP dans la plage de 4,10 à 6,60 Hz, tandis que dans la condition d'assise AAD, l'amplitude maximale de la MAPP survient dans la plage de 4,06 à 6,94 Hz. Des maximums secondaires nettement définis ressortent également de façon évidente des réponses de nombreux sujets dans la plage de 8 à 13 Hz.

Les données mesurées affichent une importante dispersion, quelle que soit la condition d'assise ; cette dispersion est plus particulièrement marquée à basse fréquence, entre 0,5 Hz et 6,5 Hz, et s'explique surtout par les variations de masse corporelle. Dans le cas de la posture SAD, le coefficient de variation (CV) fluctuait de 25 % à 34 % à l'intérieur de cette plage de fréquences. Dans cette même plage, les résultats obtenus avec la posture AAD ont révélé un CV légèrement plus faible, de l'ordre de 23 % à 30 %. Une tendance opposée a cependant été observée dans la dispersion correspondante des réponses en phase. Cela dit, la dispersion des valeurs mesurées aux basses fréquences peut être réduite en normalisant l'amplitude de la MAPP en fonction de la masse statique en position assise. La Figure 4.2 illustre les réponses en amplitude normalisées de la MAPP des 58 sujets dans les deux conditions d'assise sous une excitation de 0,50 m/s². Bien que les réponses normalisées présentent une dispersion nettement plus faible dans les basses fréquences, la dispersion tend à augmenter aux fréquences plus élevées. Les valeurs maximales du CV des données normalisées se situaient autour de 29 % pour la posture SAD, et de 22 % pour la posture AAD. Ces résultats suggèrent que la dispersion des données ne peut pas être éliminée par voie de normalisation en fonction de la seule masse corporelle.

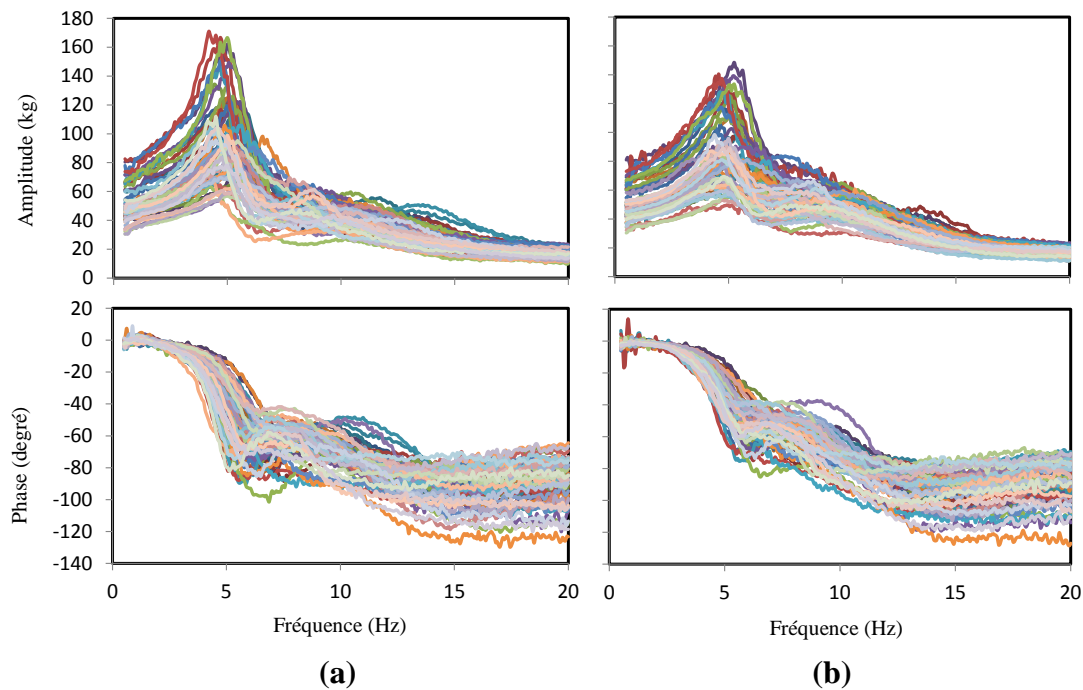


Figure 4.1 : Réponses en amplitude et en phase de la MAPP des 58 sujets : (a) SAD – sans appui-dos ; (b) AAD – avec un appui-dos vertical (excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).

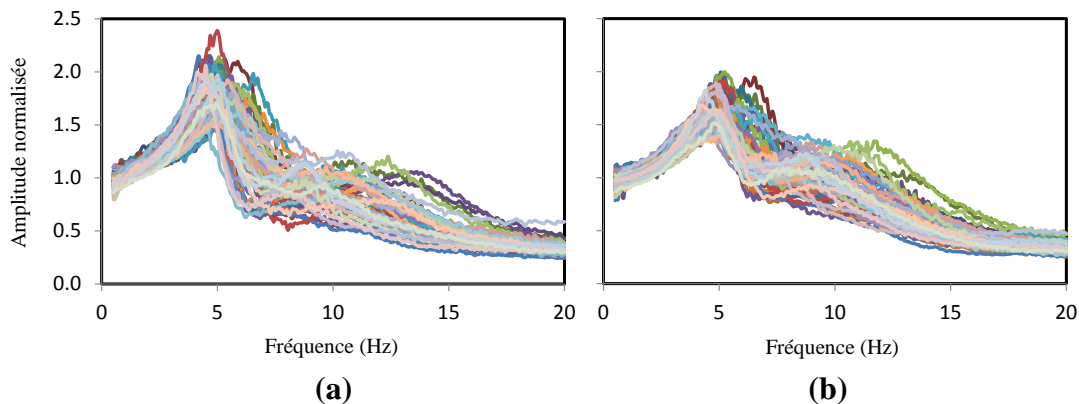


Figure 4.2 : Réponses en amplitude normalisées de la MAPP des 58 sujets en position assise : (a) SAD – sans appui-dos ; (b) AAD – avec un appui-dos vertical (excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).

4.2 Effet lié au sexe

L'effet lié au sexe sur les réponses de MAPP mesurées a été étudié en regroupant les données de 31 sujets masculins et de 27 sujets féminins. Les Figures 4.3 à 4.5 illustrent la comparaison des réponses moyennes en amplitude de la MAPP des sujets masculins et féminins exposés aux trois niveaux de vibrations dans les deux conditions d'assise. Les résultats révèlent que les réponses en amplitude de la MAPP des sujets masculins sont plus élevées que celles des sujets féminins

dans toute la plage de fréquences. Près du mode vibratoire secondaire, les réponses moyennes en amplitude des sujets féminins sont plus prononcées que celles des sujets masculins pour tous les niveaux de vibrations retenus et dans les deux conditions d'assise. Il convient de noter que ce maximum secondaire est relativement moins net en raison du moyennage des données. Les réponses moyennes en phase des deux sexes sont toutefois comparables.

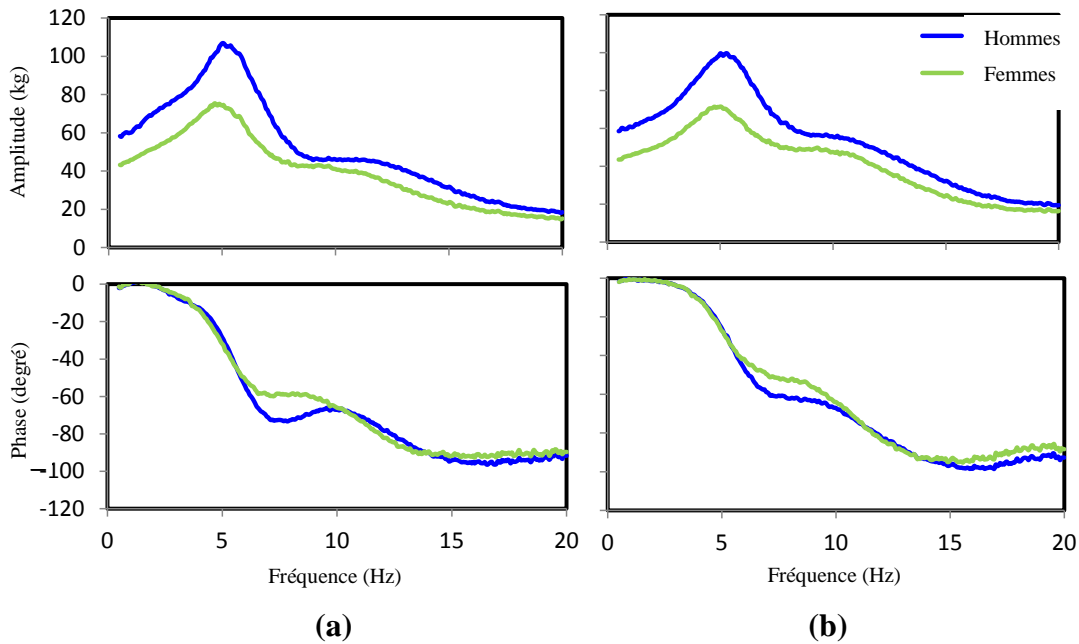


Figure 4.3 : Comparaison des réponses moyennes en amplitude et en phase de la MAPP des 31 sujets masculins et des 27 sujets féminins assis (a) sans appui-dos ; (b) avec un appui-dos vertical (excitation : $0,25 \text{ m/s}^2$).

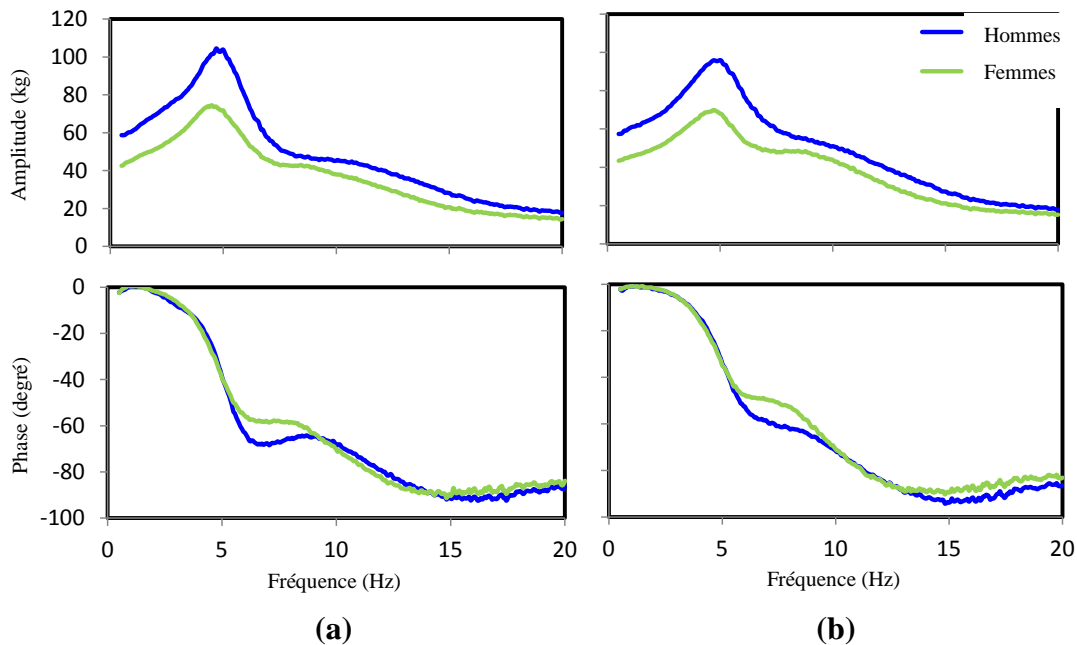


Figure 4.4 : Comparaison des réponses moyennes en amplitude et en phase de la MAPP des 31 sujets masculins et des 27 sujets féminins assis (a) sans appui-dos ; (b) avec un appui-dos vertical (excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).

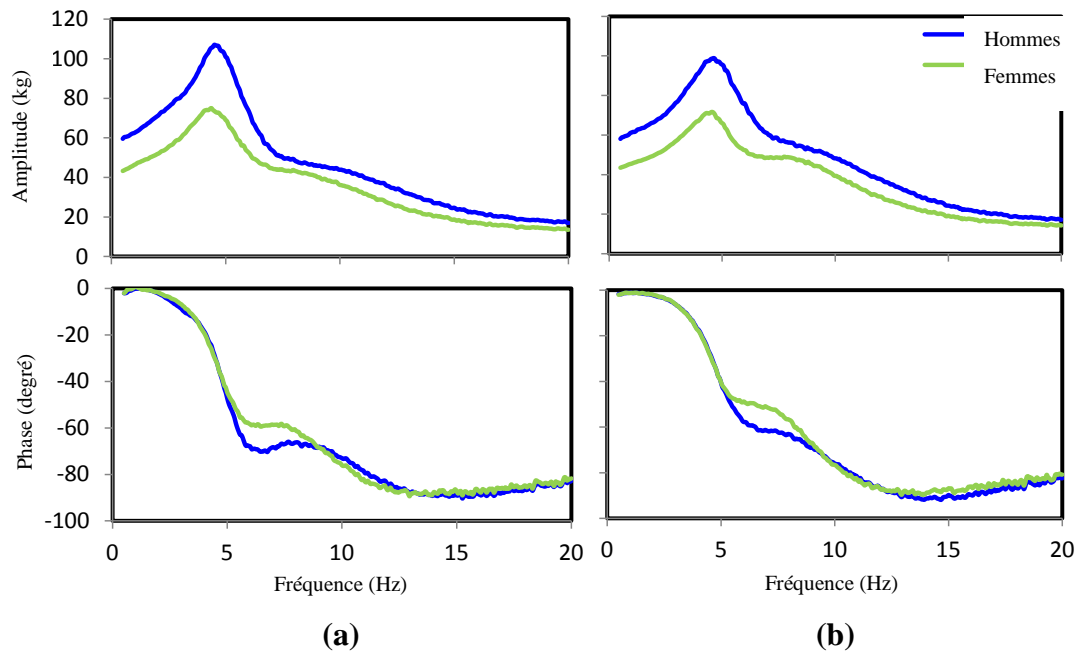


Figure 4.5 : Comparaison des réponses moyennes en amplitude et en phase de la MAPP des 31 sujets masculins et des 27 sujets féminins assis (a) sans appui-dos ; (b) avec un appui-dos vertical (excitation : $0,75 \text{ m/s}^2$).

Les écarts entre les réponses en amplitude des sujets des deux sexes peuvent en partie être attribués à leur masse corporelle moyenne respective. La masse corporelle moyenne des sujets masculins et féminins était de 79,8 kg et 60,1 kg, respectivement. Les moyennes des réponses en amplitude normalisées des deux groupes ont ensuite été calculées, et elles sont présentées à la Figure 4.6.

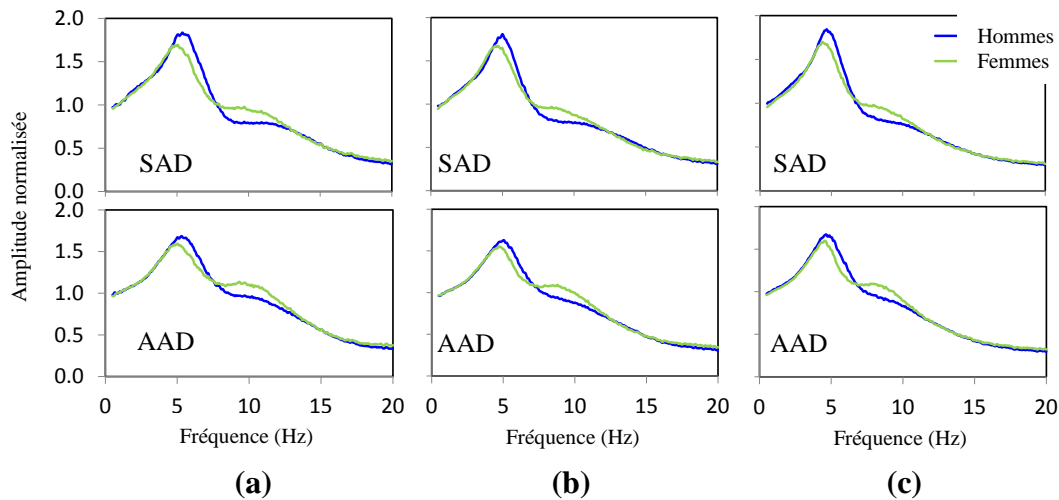


Figure 4.6 : Comparaison des réponses moyennes en amplitude normalisées de la MAPP des 31 sujets masculins et des 27 sujets féminins sous différentes conditions d'assise et amplitudes de vibration : (a) 0,25 m/s² ; (b) 0,50 m/s² ; (c) 0,75 m/s².

Les résultats révèlent que l'amplitude normalisée de la MAPP des sujets masculins est plus élevée autour de la fréquence de résonance principale, alors que celle des sujets féminins est plus élevée autour de la crête de résonance secondaire. Les résultats présentés dans les Figures 4.3 à 4.6 montrent également que la moyenne des fréquences de résonance principales des réponses des sujets masculins (5,06 Hz SAD et 5,35 Hz AAD) est relativement plus élevée que celle des réponses des sujets féminins (4,69 Hz SAD et 5,00 Hz AAD). On peut donc en déduire que la masse corporelle et le sexe produisent des effets couplés sur les réponses de MAPP mesurées. En outre, la normalisation des réponses mesurées ne peut à elle seule supprimer cet effet de couplage. Il a été suggéré d'exprimer les réponses de MAPP de sujets assis selon une masse corporelle précise ou pour d'étroites fourchettes de masse corporelle [43,59,62,65,83], ce qui pourrait vraisemblablement faciliter l'étude d'importants facteurs contributifs, dont le sexe.

Dans cette étude, nous avons tenté de regrouper les données acquises selon des fourchettes de masse corporelle comparable chez les deux sexes. Cette tâche s'est par contre avérée très difficile compte tenu de la masse corporelle relativement plus élevée chez les sujets masculins que chez les sujets féminins. De fait, seules les données provenant de sujets dont la masse corporelle voisinait 60 kg et 70 kg ont pu être retenues pour étudier les effets liés au sexe. Chacune des deux fourchettes de masse corporelle, désignées « G60 » (55 à 65 kg) et « G70 » (65 à 75 kg), regroupait 7 sujets féminins et 7 sujets masculins, comme l'indique le Tableau 3.3. Les données de ces sujets ont ensuite été analysées pour calculer les réponses moyennes en amplitude respectives à chacun des groupes afin de déceler un éventuel effet lié au sexe découplé

de l'effet de la masse corporelle. La Figure 4.7 compare les réponses moyennes en amplitude des sujets masculins et féminins de masse corporelle comparable dans les deux conditions de soutien du dos et sous les trois niveaux de vibrations. Les résultats obtenus par des analyses de variance (ANOVA) prenant en compte trois facteurs principaux (S – sexe, SD – soutien du dos, et E – amplitude de l'excitation) suggèrent que la fréquence de résonance des sujets féminins était significativement plus faible ($p < 0,001$) que celle des sujets masculins dans les deux groupes de masse corporelle (Tableau 4.1). Les résultats révèlent également des effets significatifs liés aux conditions d'excitation et de soutien du dos, ainsi que des interactions négligeables entre les facteurs principaux. Des tests t d'échantillons appariés des deux groupes de masse corporelle, effectués à différentes fréquences discrètes, révèlent par ailleurs d'importantes variations d'amplitude de la MAPP entre les sujets masculins et féminins, tout particulièrement dans la plage de 4 à 8 Hz (Tableau 4.2).

Tableau 4.1 : Valeurs de p obtenues à partir d'une analyse de variance à trois facteurs (S, SD et E) de la fréquence de résonance principale et de l'amplitude maximale de la MAPP pour les deux groupes de masse corporelle (60 kg et 70 kg) ($\alpha = 0,05$).

Masse corporelle	Mesure	S	AD	E	S * AD	S * E	AD * E	S * AD * E
G60 (60 kg)	Fréquence	< 0,001	0,166	0,007	0,529	0,361	0,679	0,938
	Amplitude	0,125	< 0,001	0,126	0,391	0,323	0,579	0,892
G70 (70 kg)	Fréquence	< 0,001	0,270	< 0,001	0,658	0,360	0,573	0,902
	Amplitude	0,719	< 0,001	0,557	0,385	0,764	0,739	0,759

S – sexe (masculin et féminin) ; SD – soutien du dos (SAD et AAD) ; E – amplitude de l'excitation (0,25, 0,50 et 0,75 m/s²)

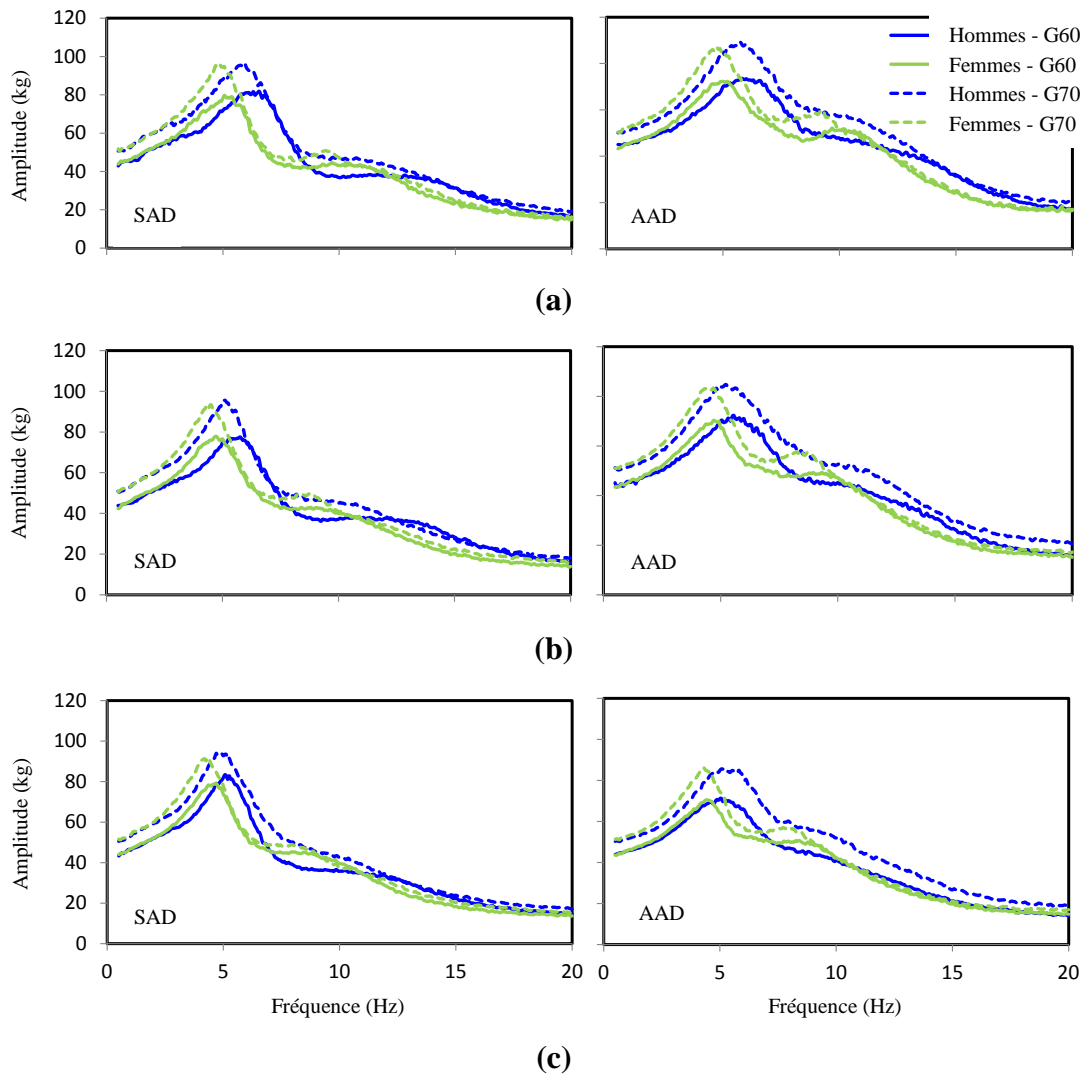


Figure 4.7 : Réponses moyennes en amplitude des sujets masculins et féminins des deux groupes de masse corporelle (60 kg et 70 kg) correspondant aux différentes conditions d'assise et d'excitation : (a) $0,25 \text{ m/s}^2$; (b) $0,50 \text{ m/s}^2$; (c) $0,75 \text{ m/s}^2$.

Tableau 4.2 : Valeurs de p obtenues à partir de tests t d'échantillons appariés portant sur l'amplitude de la MAPP des sujets masculins et féminins des deux groupes de masse corporelle (G60 et G70) dans les deux conditions d'assise et sous les trois niveaux d'excitation.

Fréquence (Hz)	SAD – Sans appui-dos						AAD – Avec un appui-dos vertical					
	0,25 m/s ²		0,50 m/s ²		0,75 m/s ²		0,25 m/s ²		0,50 m/s ²		0,75 m/s ²	
	G60	G70	G60	G70	G60	G70	G60	G70	G60	G70	G60	G70
3	-	-	+	-	-	-	-	+	-	-	-	-
4	-	-	+++	-	+	-	-	+	-	-	-	-
4,5	+	+	+++	-	-	-	-	-	-	-	-	-
5	++	-	-	+	+	+	-	-	-	-	-	++
5,5	+	-	+	++	+	++	-	+	+	++	++	++
6	-	++	+	+	+	+	-	+	++	++	++	++
6,5	++	+++	+	-	-	+	+	++	++	++	+	++
7	+++	++	-	-	-	-	++	+	++	++	-	+
8	+++	+	-	-	-	-	+	-	-	-	-	-
9	+	-	+	-	+	-	-	-	-	-	-	-
10	-	-	-	-	-	+	+	-	-	-	-	++
15	-	++	-	+	-	+	+	+	+	-	-	++

$p > 0,05$ - ; $p < 0,05$ + ; $p < 0,01$ ++ ; $p < 0,001$ +++

4.2.1 Influence de l'amplitude d'excitation

La Figure 4.8 illustre l'effet de l'amplitude d'excitation sur les réponses moyennes en amplitude de la MAPP. Les résultats présentés le sont pour 31 sujets masculins et 27 sujets féminins dans les deux conditions de soutien du dos. La tendance du corps humain à s'assouplir est évidente dans les résultats obtenus, lesquels montrent une diminution de la fréquence de résonance principale lorsque l'amplitude d'excitation augmente, quels que soient le sexe et la condition de soutien du dos. Les amplitudes maximales de la MAPP mesurées sous différentes conditions d'excitation sont toutefois passablement comparables. Ces mêmes tendances ont d'ailleurs été rapportées dans des études antérieures [40,59,62,68,72]. La tendance à l'assouplissement des sujets masculins et féminins a en outre été étudiée en considérant les variations de la fréquence de résonance principale et de l'amplitude de MAPP correspondante suivant une augmentation de l'amplitude d'excitation de 0,25 à 0,75 m/s². Les réponses des sujets masculins révèlent une plus grande tendance à l'assouplissement que celles des sujets féminins. La fréquence de résonance principale des sujets masculins a diminué de 0,86 Hz et 0,72 Hz pour les postures SAD et AAD, respectivement, suivant une augmentation de l'amplitude d'excitation de 0,25 à 0,75 m/s². Les variations correspondantes chez les sujets féminins étaient de 0,43 Hz et 0,53 Hz, respectivement

(Tableau 4.3). Les données de mesures ont subséquemment été étudiées par rapport aux groupes de masse corporelle comparable des deux sexes (groupes G60 et G70), ce qui a facilité le découplage de l'effet de la masse corporelle. Les comparaisons, résumées dans le Tableau 4.4, indiquent que les variations de la fréquence de résonance principale des réponses des sujets féminins sont de l'ordre de 0,49 Hz et 0,44 Hz pour les postures SAD et AAD, respectivement, dans le cas du groupe de masse corporelle G60, et de 0,46 Hz et 0,42 Hz pour les postures SAD et AAD, respectivement, dans le cas du groupe de masse corporelle G70. Une tendance à l'assouplissement nettement plus marquée a été constatée chez les sujets masculins, les variations de la fréquence de résonance principale de leurs réponses étant de l'ordre de 1,02 Hz et 0,83 Hz pour les postures SAD et AAD, respectivement, dans le cas du groupe de masse corporelle G60, et de 0,70 Hz et 0,59 Hz pour les postures SAD et AAD, respectivement, dans le cas du groupe de masse corporelle G70. Ces résultats suggèrent en outre une tendance à l'assouplissement relativement plus importante dans la condition d'assise sans appui-dos.

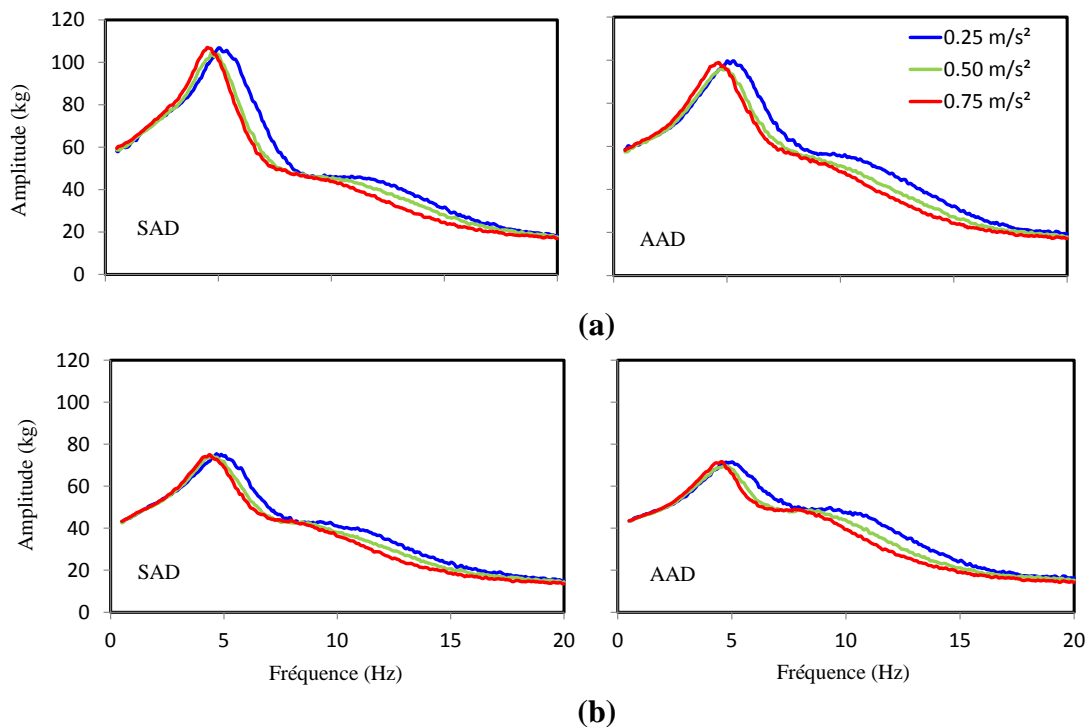


Figure 4.8 : Influence de l'amplitude d'excitation sur les réponses moyennes en amplitude de la MAPP : (a) sujets masculins ; (b) sujets féminins.

Tableau 4.3 : Fréquence de résonance principale moyenne (écart-type) et amplitude de la MAPP correspondante sous différents niveaux d'excitation pour les 31 sujets masculins et les 27 sujets féminins.

Sexe	Masculin		Féminin	
Posture	SAD	AAD	SAD	AAD
Excitation (m/s ²)	Fréquence de résonance principale (Hz)			
0,25	5,86 (0,55)	5,65 (0,69)	5,18 (0,59)	5,19 (0,63)
0,50	5,29 (0,61)	5,26 (0,75)	4,90 (0,49)	4,84 (0,53)
0,75	5,00 (0,52)	4,93 (0,57)	4,75 (0,48)	4,66 (0,41)
	Amplitude maximale de la MAPP (kg)			
0,25	121,9 (29,0)	106,5 (24,6)	82,5 (15,1)	75,7 (14,0)
0,50	116,7 (30,2)	104,3 (25,2)	81,7 (15,4)	72,9 (13,9)
0,75	119,3 (29,9)	105,5 (24,0)	82,1 (15,4)	74,5 (13,6)

Tableau 4.4 : Fréquence de résonance principale moyenne (écart-type) et amplitude de la MAPP correspondante sous différents niveaux d'excitation pour les sujets masculins et féminins des deux groupes de masse corporelle (G60 et G70).

	Groupe – G60				Groupe – G70			
Sexe	Masculin		Féminin		Masculin		Féminin	
Posture	SAD	AAD	SAD	AAD	SAD	AAD	SAD	AAD
Excitation (m/s ²)	Fréquence de résonance principale (Hz)							
0,25	6,31 (0,41)	6,08 (0,81)	5,12 (0,52)	4,92 (0,36)	5,90 (0,31)	5,85 (0,59)	4,92 (0,42)	4,84 (0,42)
0,50	5,64 (0,50)	5,94 (0,78)	4,84 (0,27)	4,76 (0,20)	5,35 (0,41)	5,32 (0,32)	4,71 (0,33)	4,59 (0,34)
0,75	5,29 (0,24)	5,25 (0,65)	4,63 (0,34)	4,48 (0,19)	5,20 (0,50)	5,26 (0,57)	4,46 (0,30)	4,42 (0,28)
	Amplitude maximale de la MAPP (kg)							
0,25	88,6 (7,7)	78,6 (5,4)	82,1 (7,4)	74,6 (8,1)	102,1 (7,8)	94,1 (4,2)	99,8 (10,1)	91,8 (5,6)
0,50	82,7 (9,9)	77,6 (7,0)	79,4 (7,1)	71,6 (7,2)	99,5 (7,3)	86,9 (5,3)	99,7 (8,0)	87,6 (5,6)
0,75	86,4 (9,8)	77,9 (6,7)	81,7 (8,1)	72,5 (8,5)	103,1 (8,2)	92,7 (6,4)	99,3 (6,0)	89,5 (5,3)

4.2.2 Effet de la masse corporelle

L'effet des variations de masse corporelle sur les réponses en amplitude de la MAPP a été évalué en regroupant les données acquises pour les sujets masculins et féminins de trois groupes de masse corporelle, soit d'environ 60, 80 et 96 kg pour les sujets masculins, et d'environ 50, 60 et 72 kg pour les sujets féminins. Les réponses moyennes des sujets masculins et féminins de chaque groupe de masse corporelle sont comparées dans la Figure 4.9 pour les deux conditions de soutien du dos et un niveau d'excitation de $0,50 \text{ m/s}^2$. Comme prévu, l'amplitude maximale de la MAPP augmente en fonction de la masse corporelle chez les sujets des deux sexes. Les réponses des sujets de faible poids présentent toutefois une fréquence de résonance principale beaucoup plus élevée que celles des sujets plus lourds. Les résultats révèlent en outre des écarts extrêmes d'amplitude de MAPP à basse fréquence, et ce, presque jusqu'à la fréquence de résonance principale. Les moyennes des réponses normalisées ont ensuite été calculées et comparées (Figure 4.10). Bien que la normalisation réduise les écarts extrêmes à basse fréquence, elle met en évidence l'effet de la masse corporelle à des fréquences plus élevées, plus particulièrement dans la fourchette de 4 à 15 Hz. Les réponses en amplitude normalisées révèlent par ailleurs une amplitude plus élevée chez les sujets du groupe de masse corporelle plus élevée jusqu'à environ 8 Hz, mais une amplitude moins élevée à des fréquences plus élevées. La normalisation des données procure ainsi des tendances opposées en ce qui a trait à l'amplitude de la MAPP à des fréquences plus élevées.

4.2.3 Autres paramètres anthropométriques

L'influence de paramètres anthropométriques choisis sur les réponses de MAPP a également été étudiée afin de mieux comprendre les effets liés au sexe. Les paramètres retenus sont la stature, l'indice de masse corporelle (IMC), l'adiposité corporelle, la masse maigre du corps, le tour de hanches, la taille en position assise et la hauteur C7. Aux fins de l'exercice, les sujets masculins et féminins ont été regroupés selon d'étroites fourchettes de chaque paramètre de manière à réduire les effets de couplage entre les différents paramètres. L'aire de contact corps-siège et la pression maximale moyenne, qui survenait toujours autour des tubérosités ischiatiques, ont également été mesurées pour chaque sujet à partir des données de pression à l'interface corps-siège, les valeurs en question étant à la fois reliées à la masse corporelle et à la morphologie, plus particulièrement au tour de hanches.

Les données de mesure ont par la suite été regroupées en fonction des différentes fourchettes d'aire de contact et de pression maximale moyenne. Le Tableau 4.5 résume les fourchettes retenues pour regrouper les sujets par rapport à chacun des paramètres pris en compte. Les réponses de MAPP moyennes des groupes correspondant à chacun des paramètres ont subséquemment été calculées pour les sujets masculins et féminins. Les réponses moyennes ainsi obtenues sont comparées dans les Figures 4.11 à 4.13, qui illustrent l'effet de facteurs liés à la stature (taille en position debout, taille en position assise et hauteur C7), à la masse corporelle (IMC, masse adipeuse du corps, pourcentage d'adiposité corporelle et masse maigre du corps) et à la morphologie (tour de hanches, aire de contact corps-siège et pression maximale moyenne), respectivement. Les résultats ne sont présentés que pour la posture SAD et un niveau

d'excitation de $0,50 \text{ m/s}^2$, mais des tendances similaires ont été observées dans le cas de la condition d'assise AAD et sous les autres niveaux d'excitation.

Les résultats révèlent des variations d'amplitude notables de la MAPP en fonction des variations relatives aux paramètres retenus, et ce, aussi bien pour les sujets masculins que pour les sujets féminins. Une amplitude maximale plus élevée a pu être observée relativement à une augmentation de la valeur de la plupart des paramètres anthropométriques, notamment l'IMC, l'adiposité corporelle, la masse maigre du corps, le tour de hanches et l'aire de contact. En outre, une diminution de la fréquence de résonance principale a été observée chez les sujets masculins dont les dimensions anthropométriques étaient plus importantes, alors qu'aucune tendance claire n'a pu être dégagée des données de la cohorte féminine.

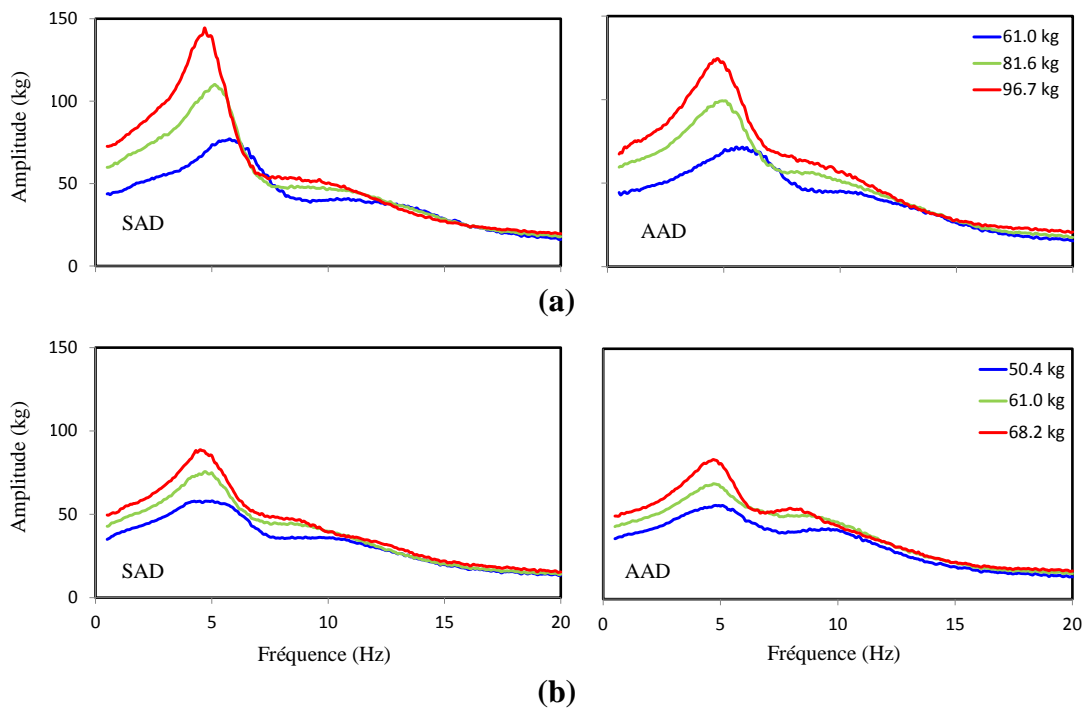


Figure 4.9 : Comparaison de l'amplitude moyenne de la MAPP des sujets masculins et féminins de trois groupes de masse corporelle dans différentes conditions d'assise (SAD et AAD) à un niveau d'excitation de $0,50 \text{ m/s}^2$: (a) sujets masculins ; (b) sujets féminins.

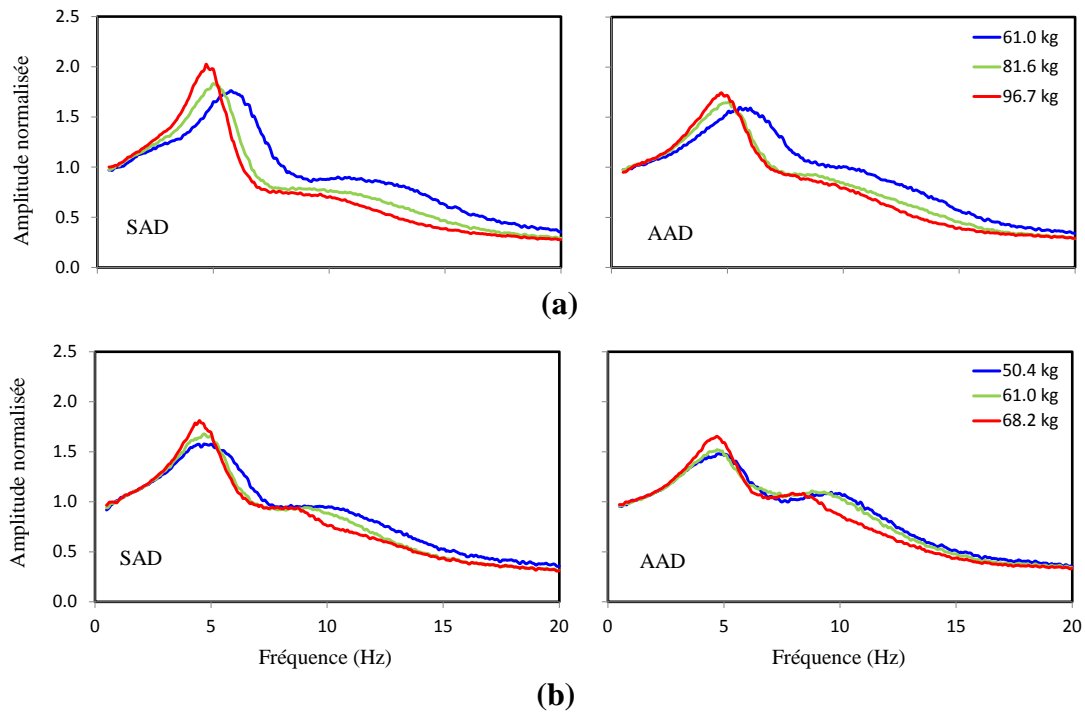


Figure 4.10 : Comparaison de l'amplitude moyenne normalisée de la MAPP des sujets masculins et féminins de trois groupes de masse corporelle dans différentes conditions d'assise (SAD et AAD) à un niveau d'excitation de $0,50 \text{ m/s}^2$: (a) sujets masculins ; (b) sujets féminins.

Tableau 4.5 : Fourchettes de facteurs anthropométriques retenues pour définir les sous-groupes de sujets masculins et féminins.

Sexe		Masculin		Féminin	
Paramètre anthropométrique		Fourchette	n	Fourchette	n
Lié à la stature	Stature (m)	1,60-1,72	10	1,48-1,60	9
		1,73-1,77	10	1,61-1,67	9
		1,78-1,92	8	1,69-1,73	9
	Taille en position assise (cm)	83,0-87,5	8	77,5-82,8	8
		88,0-92,9	10	83,0-85,5	8
		93,7-96,7	8	87,0-90,2	8
Hauteur C7 (cm)	59,4-64,5	9	56,5-59,6	8	
	65,8-68,7	10	60-62,5	8	
	69,6-74,4	8	63-67,6	8	
Lié à la masse corporelle	IMC (kg/m ²)	20,0-23,1	12	15,8-20,9	9
		23,3-27,5	11	21,5-23,9	8
		28,4-35,0	8	24,4-26,3	10
	Adiposité corporelle (kg)	8,6-12,9	11	12,3-15,6	8
		13,5-19,1	10	16,4-20,5	9
		20,5-29,3	7	21,5-25,3	9
	Adiposité corporelle (%)	16,1-18,7	9	19,3-26,8	9
		20,4-23,8	10	27,9-33,8	9
		26,9-31,2	6	33,9-39,1	9
Masse maigre du corps (kg)	43,3-56,8	9	34,1-37,7	8	
	58,1-64,5	10	38,9-44,6	11	
	65,3-77,5	11	45,4-49,5	8	
Lié à la morphologie	Tour de hanches (cm)	91,8-97,5	9	89,5-95,0	8
		98,3-106,4	11	97,0-103,0	9
		107,0-116,0	9	104,0-109,0	10
	Aire de contact (cm ²)	265-443	10	250-425	9
		500-595	8	445-575	9
		615-695	8	600-760	6
Pression maximale moyenne (N/cm ²)	8,1-10,4	11	5,8-8,4	9	
	11,5-14,5	10	8,7-10,2	9	
	15,2-20,7	8	10,6-14,0	8	

n = nombre de sujets

Compte tenu des effets de couplage entre les différents paramètres anthropométriques, les données ont été regroupées en fonction de sujets masculins et féminins de dimensions anthropométriques comparables afin d'analyser plus à fond l'effet lié au sexe sur les réponses moyennes mesurées. Le Tableau 4.6 résume les regroupements de données et les fourchettes de paramètres retenues. Bien qu'aucune tendance n'ait été observée en ce qui concerne les facteurs liés à la stature, les facteurs liés à la masse corporelle et à la morphologie sous-tendent un effet notable lié au sexe sur les réponses de MAPP moyennes. À titre d'exemple, les Figures 4.14 à 4.16 illustrent l'effet lié au sexe sur les

réponses de MAPP moyennes des sujet assis sans appui-dos et exposés à une excitation de $0,50 \text{ m/s}^2$ compte tenu de valeurs comparables des facteurs liés à la stature, à la masse corporelle et à la morphologie, respectivement. En dépit du fait que les dimensions corporelles anthropométriques des sujets masculins et féminins étaient comparables, les résultats montrent que les réponses maximales en amplitude de la MAPP des sujets masculins sont significativement plus élevées que celles des sujets féminins ($p < 0,005$), sauf dans le cas de la masse maigre du corps. À masse maigre comparable, les réponses maximales en amplitude de la MAPP des sujets féminins sont un peu plus élevées. Cependant, à pression maximale moyenne et adiposité corporelle égales, la fréquence de résonance principale des réponses des sujets masculins et féminins est comparable.

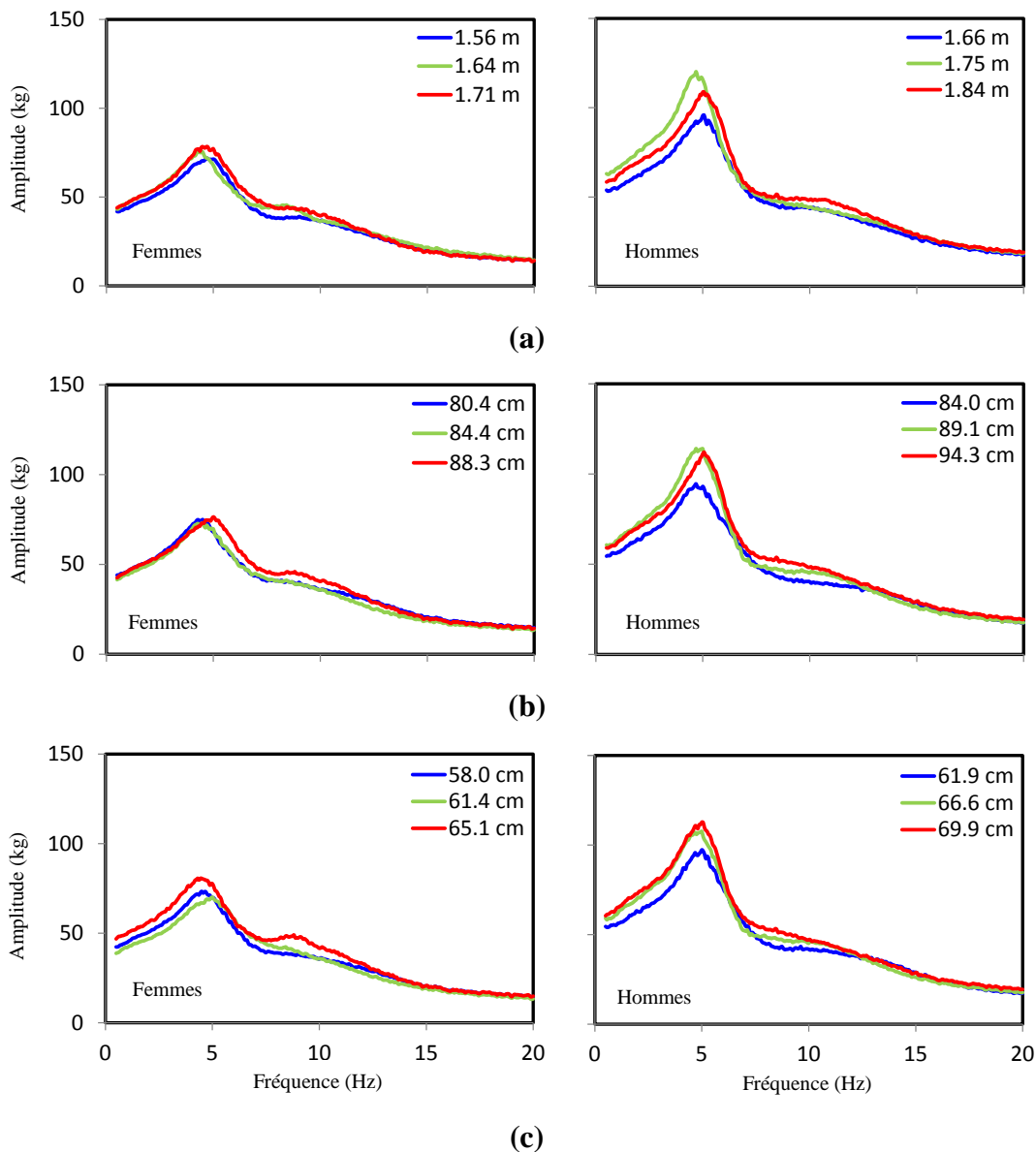


Figure 4.11 : Effet des facteurs liés à la stature sur les réponses moyennes en amplitude de la MAPP des sujets masculins et féminins : (a) stature ; (b) taille en position assise ; (c) hauteur C7 (posture : SAD ; excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).

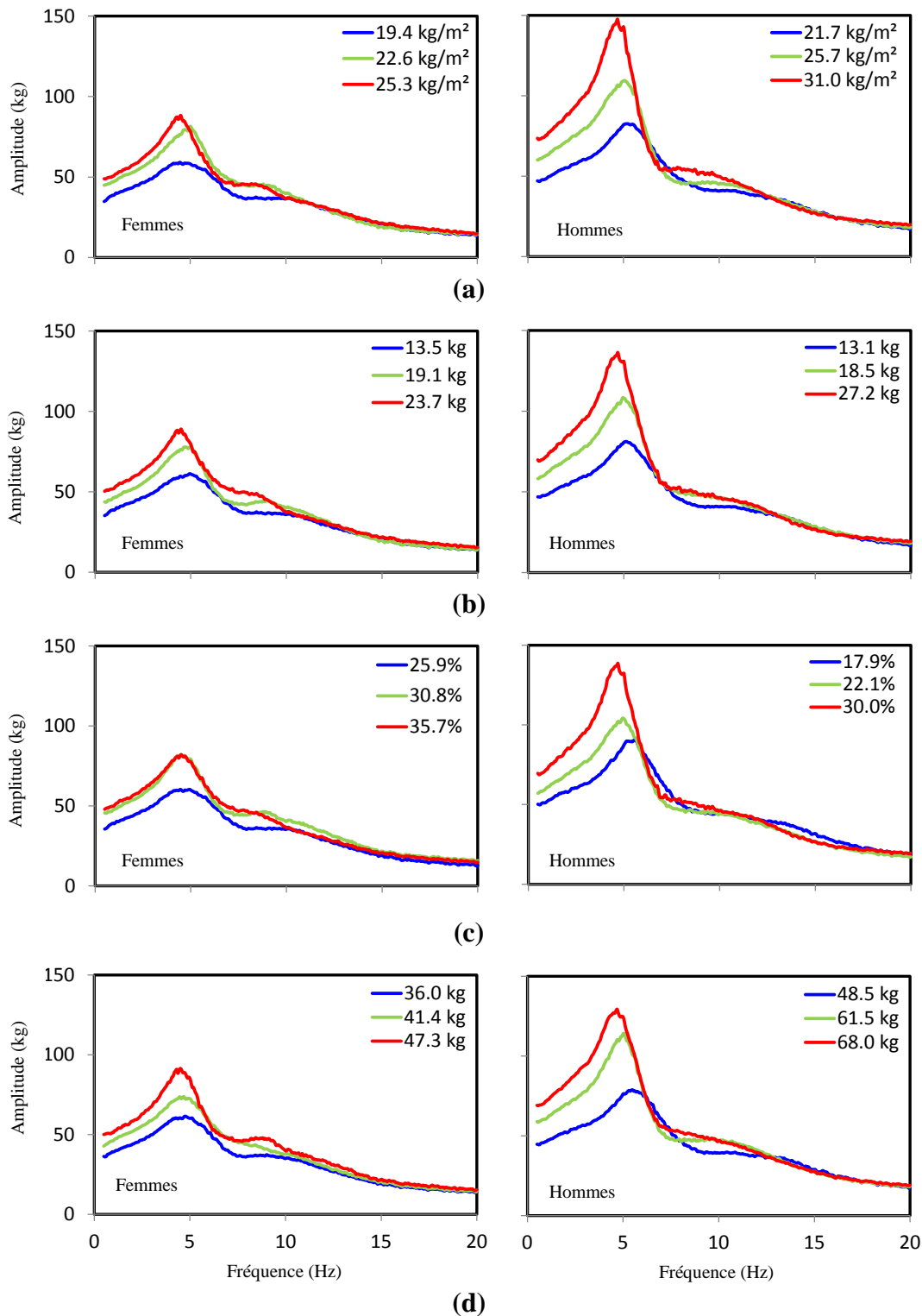


Figure 4.12 : Effet des facteurs liés à la masse corporelle sur les réponses moyennes en amplitude de la MAPP des sujets masculins et féminins : (a) IMC ; (b) masse adipeuse du corps ; (c) pourcentage d'adiposité corporelle ; (d) masse maigre du corps (posture : SAD ; excitation : 0,50 m/s²).

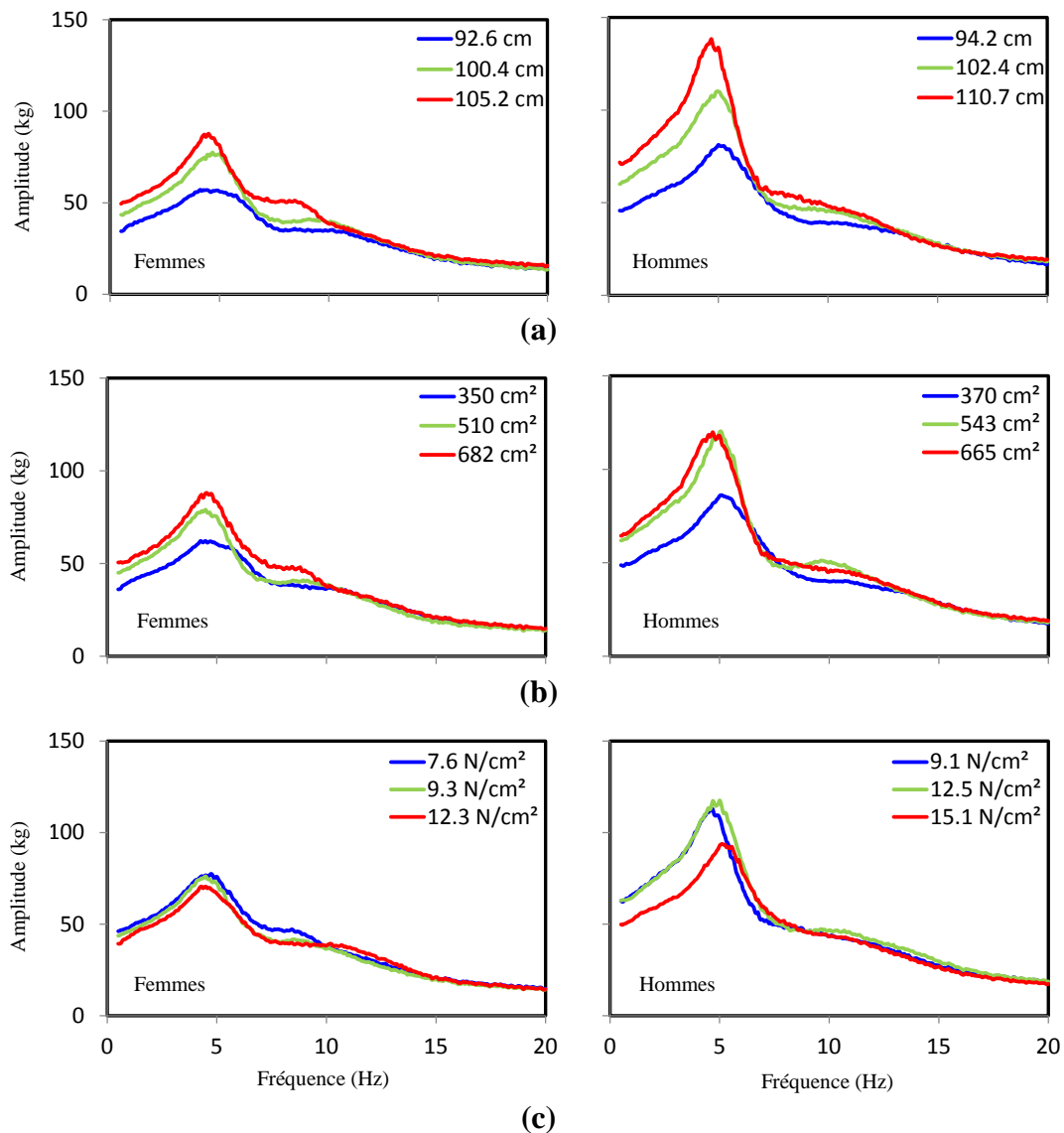
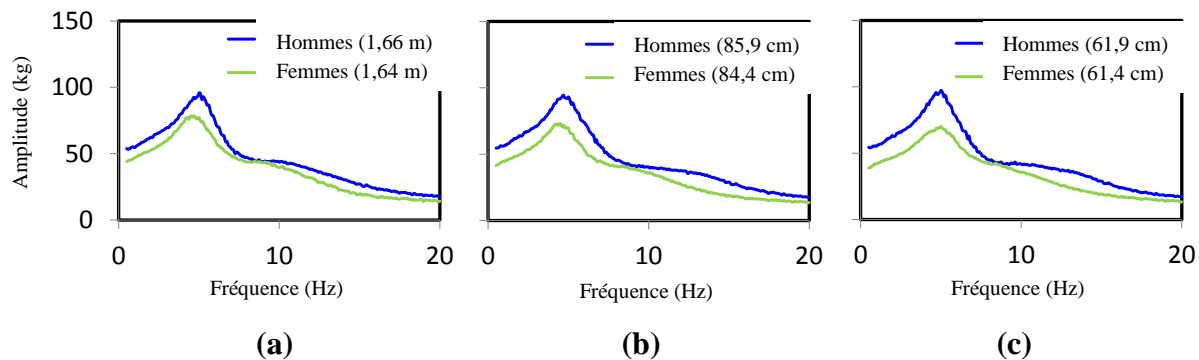


Figure 4.13 : Effet des facteurs liés à la morphologie sur les réponses moyennes en amplitude de la MAPP des sujets masculins et féminins : (a) tour de hanches ; (b) aire de contact ; (c) pression maximale moyenne (posture : SAD ; excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).

Tableau 4.6 : Fourchettes de facteurs anthropométriques retenues pour comparer les réponses de MAPP des sujets masculins et féminins.

Sexe		Masculin		Féminin	
Paramètre anthropométrique		Fourchette	n	Fourchette	n
Lié à la stature	Stature (m)	1,60-1,72	10	1,61-1,67	9
	Taille en position assise (cm)	83,0-87,5	8	83,0-85,5	8
	Hauteur C7 (cm)	65,8-68,7	10	63-67,6	8
Lié à la masse corporelle	IMC (kg/m ²)	23,3-27,5	11	24,4-26,3	10
	Adiposité corporelle (kg)	19,0-29,0	9	21,5-25,3	9
	Adiposité corporelle (%)	26,9-31,2	6	27,9-33,8	9
	Masse maigre du corps (kg)	43,3-54,5	8	45,4-49,5	8
Lié à la morphologie	Tour de hanches (cm)	98,3-106,4	11	97,0-103,0	9
	Aire de contact (cm ²)	615-695	8	600-760	6
	Pression maximale moyenne (N/cm ²)	8,1-10,4	11	8,7-10,2	9

n = nombre de sujets

**Figure 4.14 : Effet lié au sexe sur les réponses moyennes en amplitude de la MAPP compte tenu de facteurs comparables liés à la stature : (a) taille en position debout ; (b) taille en position assise ; (c) hauteur C7 (posture : SAD ; excitation : 0,50 m/s²).**

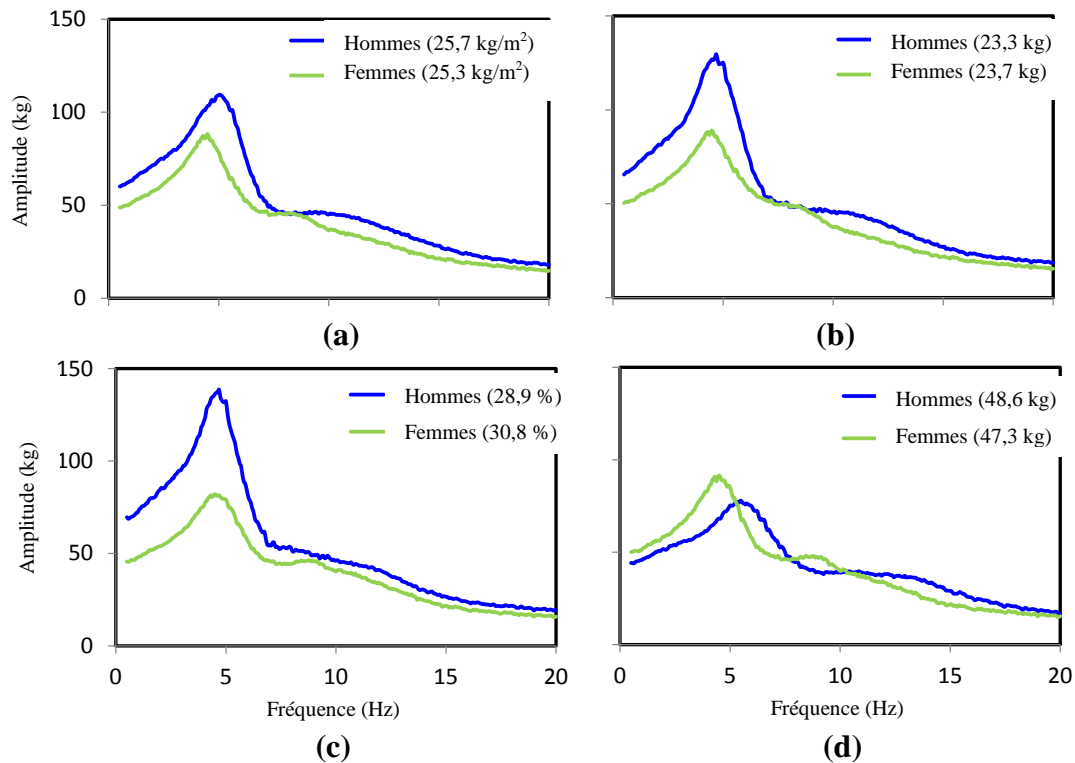


Figure 4.15 : Effet lié au sexe sur les réponses moyennes en amplitude de la MAPP compte tenu de facteurs comparables liés à la masse corporelle : (a) IMC ; (b) masse adipeuse du corps ; (c) pourcentage d'adiposité corporelle ; (d) masse maigre du corps (posture : SAD ; excitation : 0,50 m/s²).

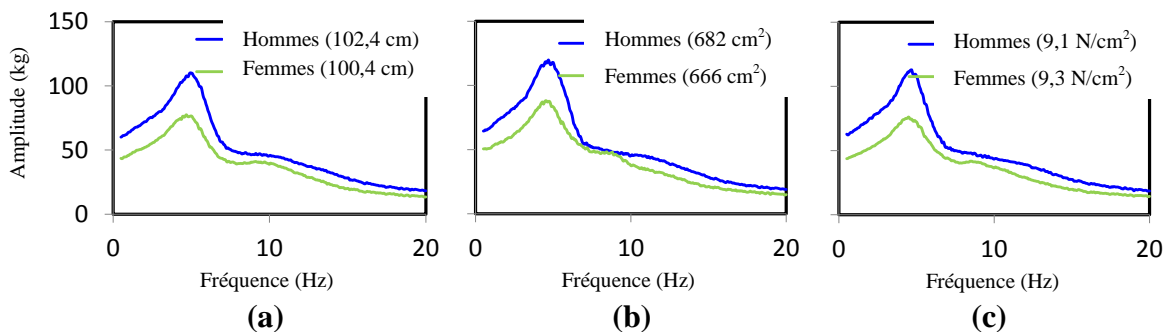


Figure 4.16 : Effet lié au sexe sur les réponses moyennes en amplitude de la MAPP compte tenu de facteurs comparables liés à la morphologie : (a) tour de hanches ; (b) aire de contact ; (c) pression maximale moyenne (posture : SAD ; excitation : 0,50 m/s²).

4.2.4 Variation des réponses maximales

Les résultats présentés dans les Figures 4.11 à 4.16 suggèrent des effets de couplage extrêmement complexes entre les facteurs anthropométriques, indépendamment de la masse corporelle et du sexe. Les données ont donc été analysées de façon encore plus approfondie pour étudier la corrélation entre, d'une part, l'amplitude maximale de la MAPP et la fréquence correspondante et, d'autre part, les facteurs anthropométriques retenus. Les Figures 4.17 à 4.18 illustrent la variation des amplitudes maximales de la MAPP des sujets masculins et féminins à l'intérieur des fourchettes de facteurs liés à la masse corporelle. Les résultats ne sont présentés que pour la posture SAD et le niveau d'excitation de $0,50 \text{ m/s}^2$. Des corrélations similaires ont toutefois été observées avec la posture AAD et les autres amplitudes d'excitation.

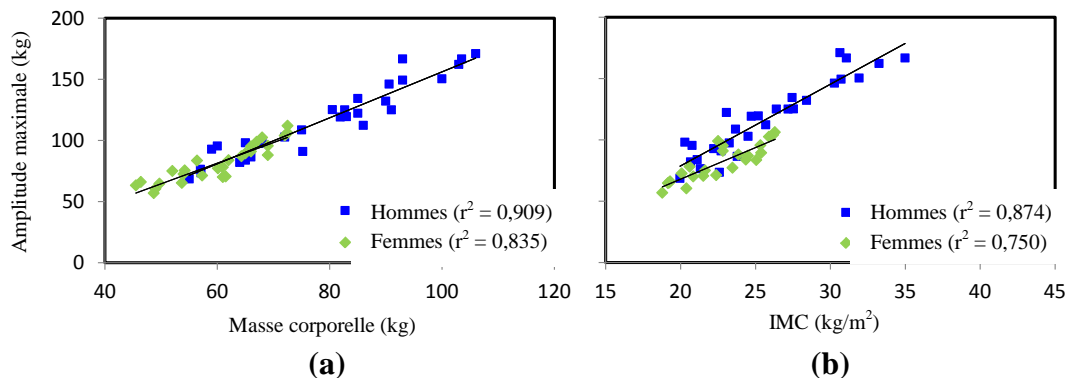


Figure 4.17 : Corrélation entre l'amplitude maximale de la MAPP des sujets masculins et féminins et (a) la masse corporelle ; (b) l'IMC (posture : SAD ; excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).

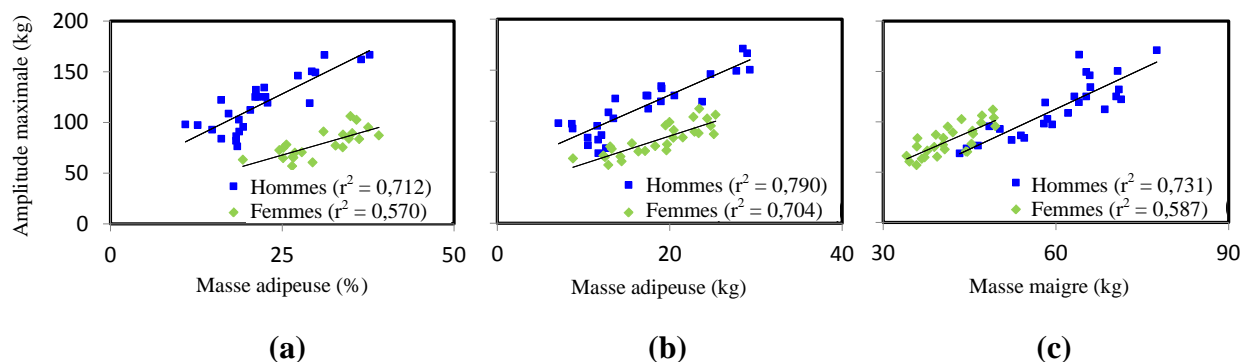


Figure 4.18 : Corrélation entre l'amplitude maximale de la MAPP des sujets masculins et féminins et (a) le pourcentage d'adiposité corporelle ; (b) la masse adipeuse du corps ; (c) la masse maigre du corps (posture : SAD ; excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).

Dans le même esprit, la Figure 4.19 illustre la variation des amplitudes maximales de la MAPP par rapport à la variation des facteurs liés à la morphologie. Dans l'ensemble, les résultats révèlent une importante dispersion des réponses maximales à l'égard de tous les paramètres anthropométriques pris en compte. En outre, les réponses des sujets masculins sont en meilleure

corrélation avec l'adiposité corporelle que celles des sujets féminins, alors que la corrélation avec la masse corporelle révèle une tendance inverse.

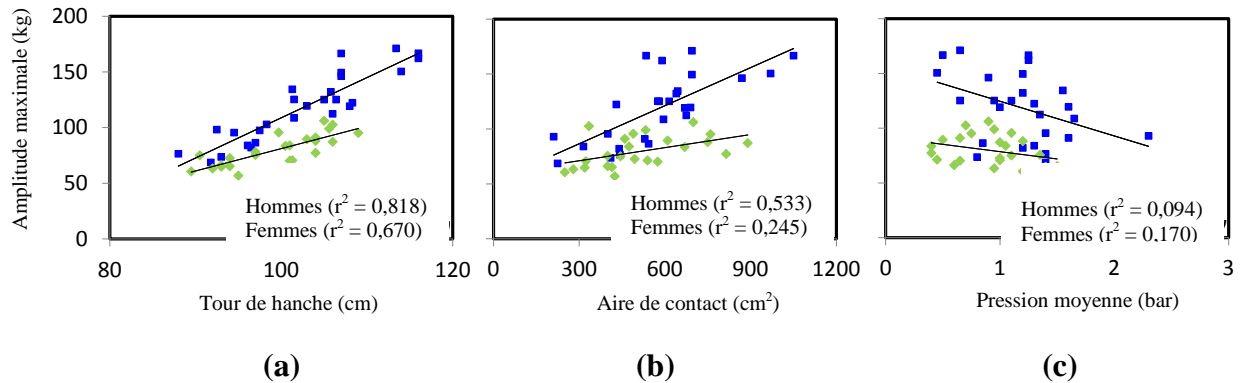


Figure 4.19 : Corrélation entre l'amplitude maximale de la MAPP des sujets masculins et féminins et (a) le tour de hanches ; (b) l'aire de contact ; (c) la pression maximale moyenne (posture : SAD ; excitation : 0,50 m/s²).

Les Figures 4.20 à 4.22 illustrent la variation de la fréquence de résonance principale de sujets masculins et féminins de masse corporelle différente, et par rapport à différents facteurs liés à la masse corporelle et à la morphologie. Dans l'ensemble, les résultats indiquent que la fréquence de résonance principale des sujets masculins et féminins est négativement corrélée avec la plupart des paramètres anthropométriques. Les réponses des sujets masculins présentent généralement de meilleures corrélations que celles des sujets féminins. Par ailleurs, les réponses obtenues sans appui-dos étaient mieux corrélées que celles acquises avec un appui-dos (résultats non présentés). Pour les deux sexes de même que pour toutes les conditions d'assise, les coefficients de corrélation diminuaient avec l'augmentation de l'amplitude d'excitation.

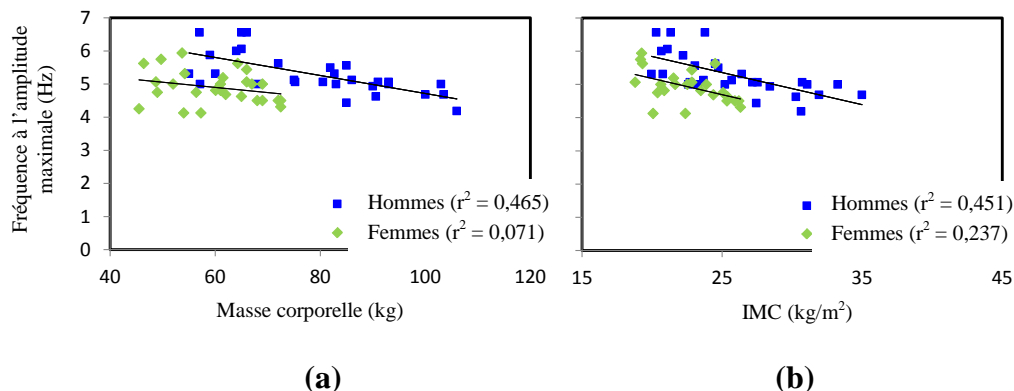


Figure 4.20 : Corrélation entre la fréquence correspondant à l'amplitude maximale de la MAPP des sujets masculins et féminins et (a) la masse corporelle ; (b) l'IMC (posture : SAD ; excitation : 0,50 m/s²).

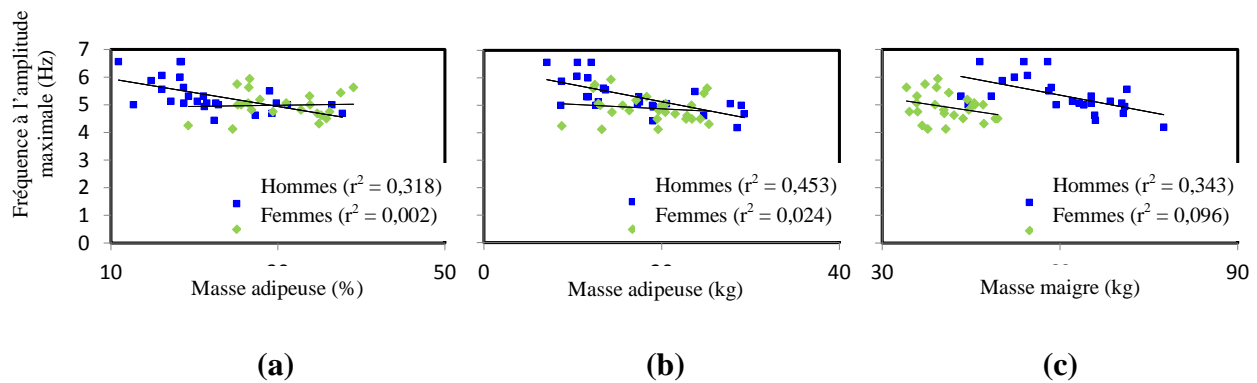


Figure 4.21 : Corrélation entre la fréquence correspondant à l'amplitude maximale de la MAPP des sujets masculins et féminins et (a) le pourcentage d'adiposité corporelle ; (b) la masse adipeuse du corps ; (c) la masse maigre du corps (posture : SAD ; excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).

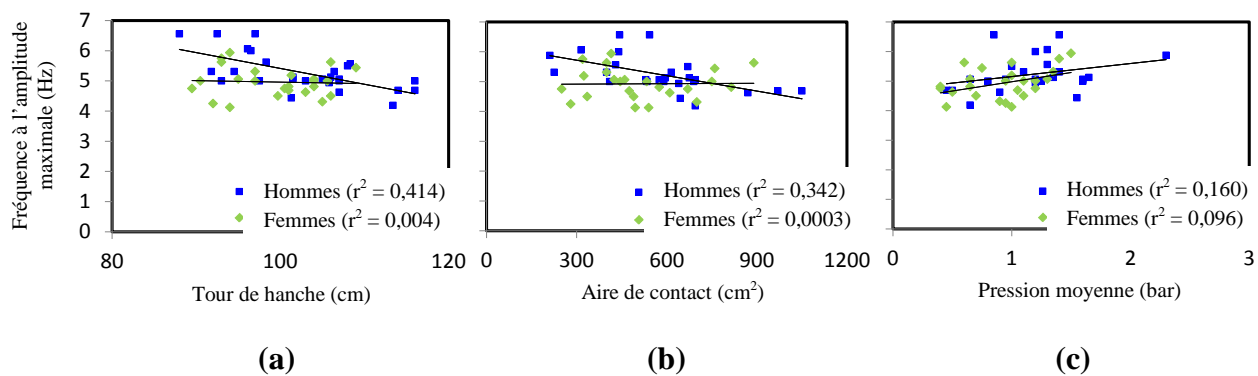


Figure 4.22 : Corrélation entre la fréquence correspondant à l'amplitude maximale de la MAPP des sujets masculins et féminins et (a) le tour de hanches ; (b) l'aire de contact ; (c) la pression moyenne (posture : SAD ; excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).

4.3 Constatations

Les tendances générales qui ressortent des réponses mesurées se comparent à celles qu'ont rapportées des études antérieures, lesquelles ont été synthétisées dans le cadre de la présente étude [60]. Les fréquences de résonance principale et secondaire sans appui-dos et avec un appui-dos vertical se situaient dans la fourchette de 4 à 7 Hz et de 8 à 15 Hz, respectivement. D'importantes variations de masse corporelle entre les sujets (de 45,5 à 106 kg) ont entraîné une dispersion considérable des réponses de MAPP mesurées à basse fréquence, jusqu'à près de 6,5 Hz. Ces résultats concordent avec les tendances rapportées dans des études antérieures [40,59,62,68,72]. Bien que la dispersion des données à basse fréquence ait pu être réduite par voie de normalisation en fonction de la masse corporelle soutenue par le siège, cette correction a donné lieu à une plus grande dispersion des données à des fréquences plus élevées. La normalisation a en outre eu pour effet de modifier les tendances observées quant aux réponses.

Par exemple, la plus grande amplitude normalisée survenait avec les sujets de plus faible masse corporelle (sujets masculins : 61,0 kg ; sujets féminins : 50,4 kg) aux fréquences supérieures à 6 Hz, alors qu'on s'attendrait à ce que les réponses de MAPP maximales absolues soient plus élevées chez les sujets de masse corporelle plus élevée, comme l'indique la Figure 4.10. Les résultats suggèrent invariablement d'importants effets de couplage entre le sexe et divers paramètres anthropométriques, effets dont traitent les sous-sections suivantes.

4.3.1 Effet lié au sexe sur les réponses de MAPP

Holmlund *et al.* [72] ont rapporté que la fréquence de résonance moyenne de l'impédance mécanique au point d'application (IMPA) était plus faible chez les sujets féminins que chez les sujets masculins. Mansfield *et al.* [67] ont cependant rapporté que la fréquence de résonance moyenne des réponses de MAPP des sujets féminins était légèrement plus élevée que celle des sujets masculins. Toward et Griffin [68] ont quant à eux observé un important effet lié au sexe sur la fréquence de résonance des réponses acquises avec un appui-dos rigide incliné, alors que cet effet n'était pas évident en position assise sans appui-dos, ni avec un appui-dos rigide vertical ou un appui-dos élastique incliné. Par ailleurs, Mansfield *et al.* [67] ont fait état d'une amplitude normalisée de la MAPP plus faible chez les sujets masculins que chez les sujets féminins entre 6 Hz et 10 Hz. Holmlund *et al.* [72] et Holmlund et Lundström [69] ont en outre rapporté que les réponses en IMPA des sujets féminins présentaient un maximum secondaire mieux défini autour de 10 Hz, et que chez de nombreux sujets, ce maximum dépassait le maximum principal en amplitude. Toutes les études citées ont évalué les effets liés au sexe à partir des réponses de sujets masculins et féminins de masses corporelles passablement différentes. Wang *et al.* [62] ont évoqué un effet de couplage entre le sexe et la masse corporelle sur les réponses de MAPP, ce qui ressort à l'évidence des données obtenues dans le cadre de cette étude (Figure 4.7). Dans la présente étude, les réponses de MAPP maximales normalisées relativement plus élevées des sujets masculins ont été attribuées à leur masse corporelle plus importante que celle des sujets féminins. Par ailleurs, leur masse corporelle plus importante avait pour effet de réduire la valeur des réponses de MAPP normalisées des sujets masculins par rapport à celle des sujets féminins près de la fréquence de résonance secondaire.

Les réponses obtenues de cinq sujets de masse corporelle comparable (sujets masculins : $71,4 \pm 7,4$ kg ; sujets féminins : $71,4 \pm 3,0$ kg) ont permis à Wang *et al.* [62] d'observer la présence d'une crête de résonance secondaire plus marquée chez les sujets féminins au-delà de 15 Hz. Les réponses en amplitude de la MAPP aux fréquences plus élevées étaient en outre plus prononcées chez les sujets féminins que chez les sujets masculins. Les résultats obtenus dans la présente étude révèlent également des réponses en amplitude de la MAPP plus élevées chez les sujets féminins que chez les sujets masculins de masse comparable, bien que cette tendance soit inversée dans les basses fréquences. Selon certains chercheurs, la crête de résonance secondaire peut s'expliquer par la masse pelvienne et viscérale du corps humain. Kitazaki et Griffin [84] ont relevé un mode de tangage pelvien à 8,1 Hz et à 8,7 Hz, et un mode viscéral plus élevé à 9,3 Hz. Ces résultats font pendant à ceux de Coermann [85], qui a observé des crêtes de mouvements pelviens relatifs autour de 5 Hz et de 9 Hz. Matsumoto et Griffin [86] ont quant à eux observé une transmissibilité siège-pelvis maximale dans la plage de 7 à 10 Hz. L'hypothèse a été émise que les modes observés près de 8,7, 9,1 et 9,3 Hz pourraient correspondre aux résonances

secondaires observées dans les réponses de MAPP. Indépendamment de leur masse corporelle, la structure même du corps de l'homme et de la femme présente des différences quant à la forme de leur bassin. Le bassin de l'homme est plus haut, plus étroit et plus compact que celui de la femme, lequel est plus grand et plus large [64]. La plus grande partie de l'adiposité corporelle (tissu adipeux) des femmes se trouve dans le bassin et les cuisses, ce qui augmente leur masse pelvienne par rapport aux hommes. Ainsi l'amplitude de MAPP plus élevée observée chez les sujets féminins au mode vibratoire secondaire pourrait-elle s'expliquer par une masse pelvienne plus importante. En outre, leur adiposité plus importante dans la région du bassin et des cuisses pourrait expliquer leur fréquence de résonance secondaire relativement plus faible.

Les réponses des sujets des deux sexes de masse corporelle comparable obtenues dans le cadre de cette étude révèlent une fréquence de résonance principale plus élevée chez les sujets masculins, ce qui suggère une rigidité relativement plus importante dans leur cas. Cette différence de rigidité corporelle s'explique sans doute par des différences anatomiques entre les deux sexes. Les femmes ont plus de masse adipeuse et moins de masse musculaire que les hommes. Le ratio rigidité-masse est donc relativement plus faible chez les femmes en raison d'un rapport plus élevé de la masse grasse sur la masse maigre du corps, ce qui expliquerait une plus faible fréquence de résonance [70]. Par ailleurs, les muscles sont des matériaux viscoélastiques qui affichent un comportement thixotropique (leur viscosité diminue lorsqu'ils sont soumis à une contrainte), ce qui les rend sensibles au taux de cisaillement, tandis que la masse grasse (le tissu adipeux) est un matériau antithixotrope (une augmentation du taux de cisaillement a pour effet d'accroître sa viscosité) [87]. Les résultats révèlent en outre une pression moyenne à l'interface corps-siège plus uniforme mais plus faible, de même qu'une aire de contact plus importante chez les sujets féminins que chez les sujets masculins de masse corporelle comparable. L'uniformité relativement plus grande de la pression distribuée chez les sujets féminins pourrait également expliquer en partie leur fréquence de résonance principale plus basse.

De nombreuses études ont fait état de la tendance du corps humain à s'assouplir avec une augmentation de l'amplitude d'excitation [40,59,62,68,72]. Dans les deux groupes de masse corporelle (60 kg et 70 kg), les réponses des sujets masculins de la présente étude révélaient un effet d'assouplissement relativement plus important que celles des sujets féminins. Cela pourrait s'expliquer par la plus faible masse adipeuse et la plus importante masse musculaire, ou maigre des sujets masculins par rapport aux sujets féminins. La masse maigre du corps des sujets masculins et féminins du groupe G60 était de 49,6 kg et 41,9 kg, respectivement, tandis que dans le groupe G70, elle était respectivement de 58,8 kg et 47,6 kg. On sait que le comportement thixotropique des muscles contribue à réduire la fréquence de résonance principale aux amplitudes d'excitation plus élevées, mais l'adiposité corporelle influe également sur la fréquence de résonance. Toward et Griffin [68] ont aussi constaté une réduction significative de la tendance à l'assouplissement dans les réponses de MAPP des sujets féminins lorsque l'amplitude vibratoire augmentait.

Patra *et al.* [59] ont rapporté qu'aux fréquences plus élevées que la fréquence de résonance principale, les réponses de MAPP étaient influencées par les variations de l'amplitude d'excitation, et que dans la plage de 6 à 8 Hz, cette influence était beaucoup plus importante dans le cas de la posture SAD. Les réponses de MAPP obtenues dans la présente étude sont comparables à celles de l'étude précitée au-delà de la fréquence de résonance principale dans la

posture SAD. Contrairement à celles des sujets féminins, les réponses des sujets masculins de cette étude présentaient de plus grandes variations d'amplitude de la MAPP dans la plage de fréquences de 6 à 8 Hz. Les études portant sur l'effet des appui-dos sur les réponses de MAPP sous vibrations dans l'axe vertical ont révélé qu'un soutien dorsal réduit considérablement l'amplitude verticale maximale de la MAPP, et n'influe que très peu sur la fréquence de résonance principale [59,61,62]. La présente étude a révélé des tendances similaires dans les réponses de MAPP des 31 sujets masculins et des 27 sujets féminins assis SAD et AAD sous une excitation de 0,25, 0,50 et 0,75 m/s² (Figure 4.7).

La norme ISO 5982 [28] fait également état d'importants effets de la masse corporelle, et définit des plages de valeurs de MAPP idéalisées pour les sujets de trois masses corporelles différentes (55 kg, 75 kg et 90 kg), calculées à partir d'un modèle fondé sur les réponses de MAPP de sujets masculins seulement. Or, à masse corporelle égale, les réponses de MAPP des deux sexes présentent des caractéristiques différentes, et ces différences sont largement attribuables à de nombreux paramètres physiques autres que la masse corporelle, de même qu'à la condition d'assise et à l'amplitude d'excitation. En conséquence, les valeurs idéalisées définies dans la norme ISO 5982 [28] pourraient ne pas être applicables aux sujets féminins. L'étude des réponses de MAPP de sujets des deux sexes ayant une masse corporelle plus importante pourrait contribuer à élucider un peu plus la question, étant donné que la présente étude ne portait que sur des sujets des deux sexes de masse corporelle relativement faible, soit de 60 kg et 70 kg. Par ailleurs, aux fins de révision de la norme ISO 5982, il serait souhaitable d'étudier les autres caractéristiques biodynamiques de sujets masculins et féminins de masse corporelle comparable, comme suggéré par Rakheja *et al.* [60].

4.3.2 Effets des paramètres anthropométriques sur la MAPP

Selon des études antérieures [43,59,62,65], les sujets plus lourds présentent une amplitude de MAPP plus élevée et une fréquence de résonance principale plus faible que les sujets plus légers. Les résultats de la présente étude révèlent des tendances identiques (Figure 4.9). À quelques exceptions près, ces études publiées présentent les réponses biodynamiques des sujets sous forme de moyennes ou de médianes, ce qui ne fait pas clairement ressortir l'effet de la masse corporelle sur les réponses maximales et les fréquences correspondantes, et elles ne tiennent aucun compte des caractéristiques des sujets de masses corporelles particulières. En outre, les réponses moyennes et médianes ont tendance à supprimer les maximums secondaires des réponses biodynamiques. Les résultats obtenus dans cette étude suggèrent d'importants effets liés au sexe par ailleurs fortement couplés à la masse corporelle, ce que ne permettent pas de cerner les réponses moyennes largement publiées. Aux fins de normalisation, il est donc essentiel d'étudier des populations de sujets de masses corporelles précises pour établir les valeurs de référence pertinentes.

De façon similaire à l'effet de la masse corporelle, l'amplitude maximale de la MAPP augmente au gré des dimensions de la plupart des paramètres anthropométriques considérés dans cette étude (Figures 4.11 à 4.13). Des corrélations élevées ($r^2 > 0,7$) entre la masse corporelle et d'autres paramètres anthropométriques, dont l'IMC, l'adiposité corporelle, la masse maigre et le tour de hanches, peuvent avoir donné lieu à de telles réponses. Cela dit, les variations relatives aux paramètres anthropométriques liés à la stature (stature, taille en position assise et hauteur

C7), qui sont très faiblement corrélées avec la masse corporelle ($r^2 < 0,3$), n'ont permis de dégager aucun effet précis sur l'amplitude maximale de la MAPP (résultats non présentés). La variation de la pression de contact moyenne s'est aussi avérée faiblement corrélée avec la masse corporelle ($r^2 < 0,3$), et elle n'a donné lieu à aucun effet évident sur les réponses de MAPP. Toward et Griffin [68] ont rapporté que l'amplitude maximale de la MAPP augmentait en fonction de la stature et de l'IMC, qui sont fortement corrélés. Holmlund *et al.* [72] ont en outre indiqué que bien que la stature soit liée à la masse corporelle, elle n'avait aucun effet sur l'amplitude maximale et la fréquence correspondante des réponses en IMPA.

Dans des études antérieures, une importante corrélation positive a été observée entre la masse corporelle et l'amplitude verticale de la MAPP ou de l'IMPA à des fréquences allant jusqu'à la fréquence de résonance principale et même légèrement au-delà, tandis qu'une corrélation négative prévalait entre la fréquence de résonance principale et la masse corporelle [61,62,65,88]. Par rapport à la plupart des paramètres anthropométriques considérés dans la présente étude, les réponses mesurées révèlent des tendances identiques quant à l'amplitude maximale de la MAPP et à la fréquence de résonance principale (Figures 4.17 à 4.22). Diverses raisons peuvent expliquer la faible corrélation observée entre la fréquence de résonance principale et les paramètres anthropométriques. Le corps humain est un système très complexe, et les sujets recrutés variaient largement en termes de dimensions corporelles, de type morphologique (endomorphe, ectomorphe et mésomorphe), de profil musculaire (proportion de fibres à contraction lente et rapide) et de distribution de la pression sur l'assiette du siège compte tenu de postérieurs de profils variés. De plus, certains sujets n'ont pas réussi à maintenir une posture assise uniforme tout au long de l'expérience. Or, les changements de posture tendent à modifier la tension musculaire dans la région abdominale, ce qui modifie à son tour la rigidité et la fréquence naturelle du corps.

5. RÉPONSES DE MASSE APPARENTE DE SUJETS ASSIS SUR DES SIÈGES ÉLASTIQUES

Les réponses de masse apparente (MAPP) de sujets humains assis sur des sièges élastiques choisis (siège A : plat en MPU ; siège B : moulant en MPU ; siège C : à coussin d'air) sont évaluées après application des fonctions de correction présentées à la section 3. Les réponses obtenues l'ont été sous trois niveaux de vibrations aléatoires à large bande (0,25, 0,50 et 0,75 m/s² d'accélération efficace) produites à l'interface siège-humain, et dans deux conditions d'assise (SAD et AAD). La validité des fonctions de correction est démontrée à l'aide des données acquises sur le siège rigide, les réponses mesurées au niveau de la plateforme de force ayant servi de valeurs de référence. Les réponses corrigées obtenues pour le siège rigide et les sièges élastiques sont ensuite comparées dans des conditions d'assise et sous des niveaux de vibrations identiques afin d'illustrer les effets des sièges élastiques sur les réponses.

5.1 Vérification des fonctions de correction – Siège rigide

Les données de force acquises au moyen du système de mesure de la pression au siège installé sur le siège rigide ont été analysées conjointement aux données d'accélération mesurées afin de calculer les réponses de MAPP. Les fonctions de correction décrites à la section 3.3.6 ont ensuite été appliquées pour tenir compte de la faible plage dynamique du système de mesure et pour compenser sa réponse en fréquence. Les réponses de MAPP qui en résultent ont permis, par voie de comparaison avec celles mentionnées à la section 4, de valider les fonctions de correction proposées et le système de mesure. Les comparaisons ont été effectuées à partir des données obtenues sous les vibrations choisies i) pour chaque sujet, ii) pour les réponses moyennes des sujets à l'intérieur de chaque groupe de masse corporelle, et iii) pour les réponses moyennes de tous les sujets. Les réponses de MAPP corrigées des différents sujets se comparaient très bien aux réponses correspondantes calculées à partir des signaux de la plateforme de force sous tous les niveaux de vibrations.

À titre d'exemple, la Figure 5.1 illustre la comparaison des amplitudes de MAPP obtenues au moyen des deux systèmes de mesure pour trois sujets de masse corporelle différente (46,6 kg, 82,7 kg et 103 kg) exposés à une excitation de 0,50 m/s². Les résultats présentés le sont pour les deux conditions d'assise (SAD et AAD), et ils révèlent une concordance relativement bonne entre les réponses obtenues à partir des deux systèmes de mesure. Les comparaisons révèlent aussi certains écarts, surtout aux fréquences supérieures à 7 Hz. L'écart de fréquence de la résonance principale est également évident chez le sujet de faible poids (46,4 kg). L'amplitude maximale de la MAPP de ce sujet mesurée au niveau de la plateforme de force est de 66,1 kg à 6,25 Hz, tandis que la réponse corrigée calculée à partir des données du capteur de distribution de pression (CDP) donne une amplitude maximale de 63,7 kg à 6,19 Hz. Dans le cas de la condition AAD, l'écart est également plus important pour le sujet de faible poids, l'amplitude maximale mesurée au niveau de la plateforme de force étant de 56,2 kg à 5,50 Hz, contre 52,7 kg à 5,31 Hz dans le cas du CDP. Les écarts d'amplitude maximale et de fréquence correspondante sont respectivement de l'ordre de 3,6 % et 10 % dans le cas de la condition SAD, et de 6,3 % et 3,4 % dans le cas de la condition AAD. Les écarts observés sont en partie attribuables à la pression moindre exercée par le sujet de faible poids et à la faible plage dynamique du CDP. Les écarts d'amplitude sont relativement plus faibles chez les sujets de poids moyen et plus élevé.

La Figure 5.2 illustre la comparaison des réponses moyennes en amplitude de la MAPP de tous les sujets sous les trois amplitudes d'excitation et dans les deux conditions d'assise. Les réponses obtenues selon les deux méthodes concordent assez bien dans toute la plage de fréquences pour les deux conditions d'assise et les différents niveaux de vibrations. Des écarts de réponses relativement plus importants sont toutefois évidents sous l'excitation la plus faible ($0,25 \text{ m/s}^2$), ce qui s'explique une fois de plus par la plage dynamique limitée du système de mesure de la pression au siège. Les comparaisons révèlent des écarts d'amplitude maximale de la MAPP de 3,0 % et 3,2 % dans les conditions d'assise SAD et AAD, respectivement. Des écarts de l'ordre de 6,0 % et 2,9 % ont en outre été observés dans les conditions d'assise SAD et AAD, respectivement, sous l'excitation de $0,75 \text{ m/s}^2$.

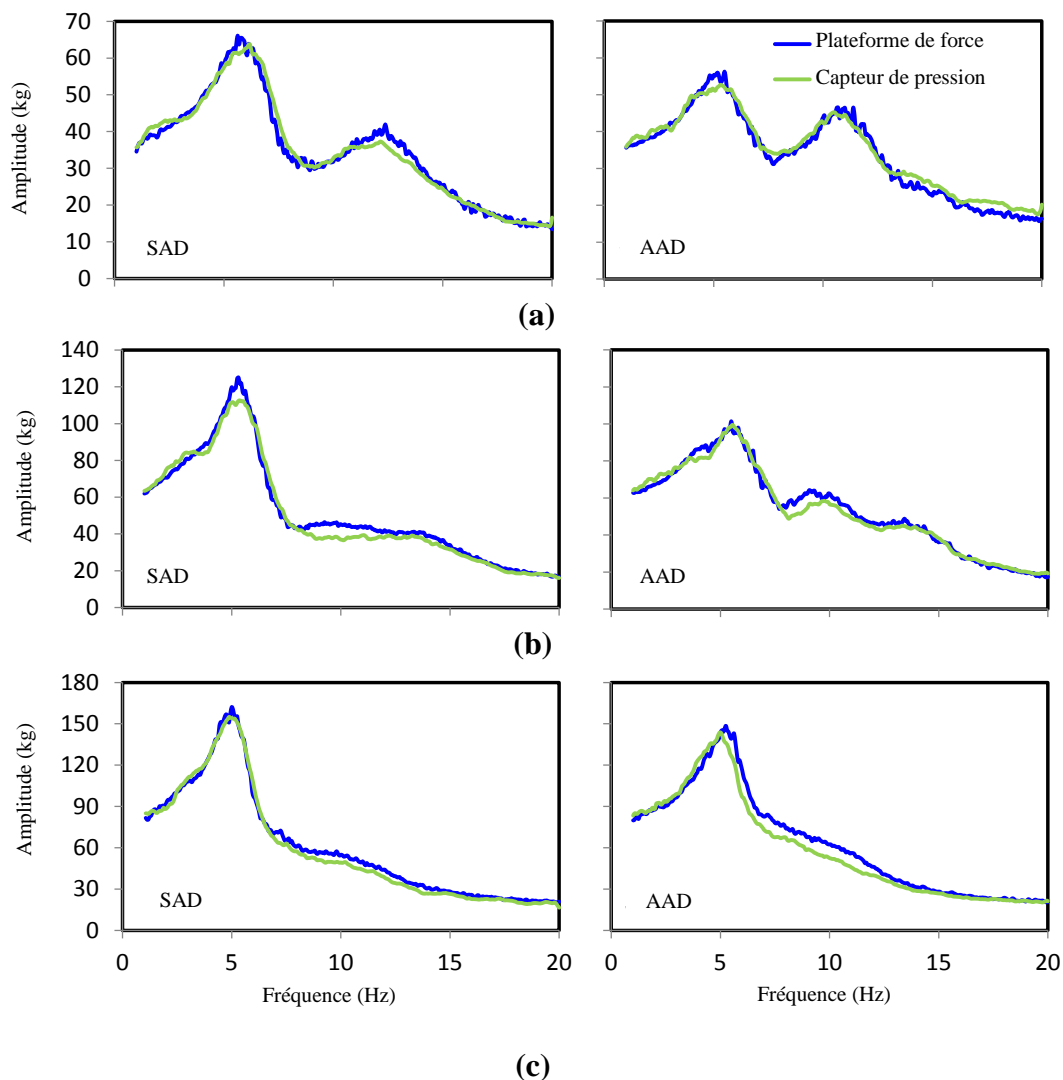


Figure 5.1 : Comparaison des réponses en amplitude de la MAPP de trois sujets assis sans appui-dos (SAD) et avec un appui-dos (AAD) sous une excitation de $0,50 \text{ m/s}^2$, mesurées au niveau de la plateforme de force et par le système de mesure de la pression au siège. Masse corporelle des sujets : (a) 46,4 kg ; (b) 83,7 kg ; (c) 103 kg.

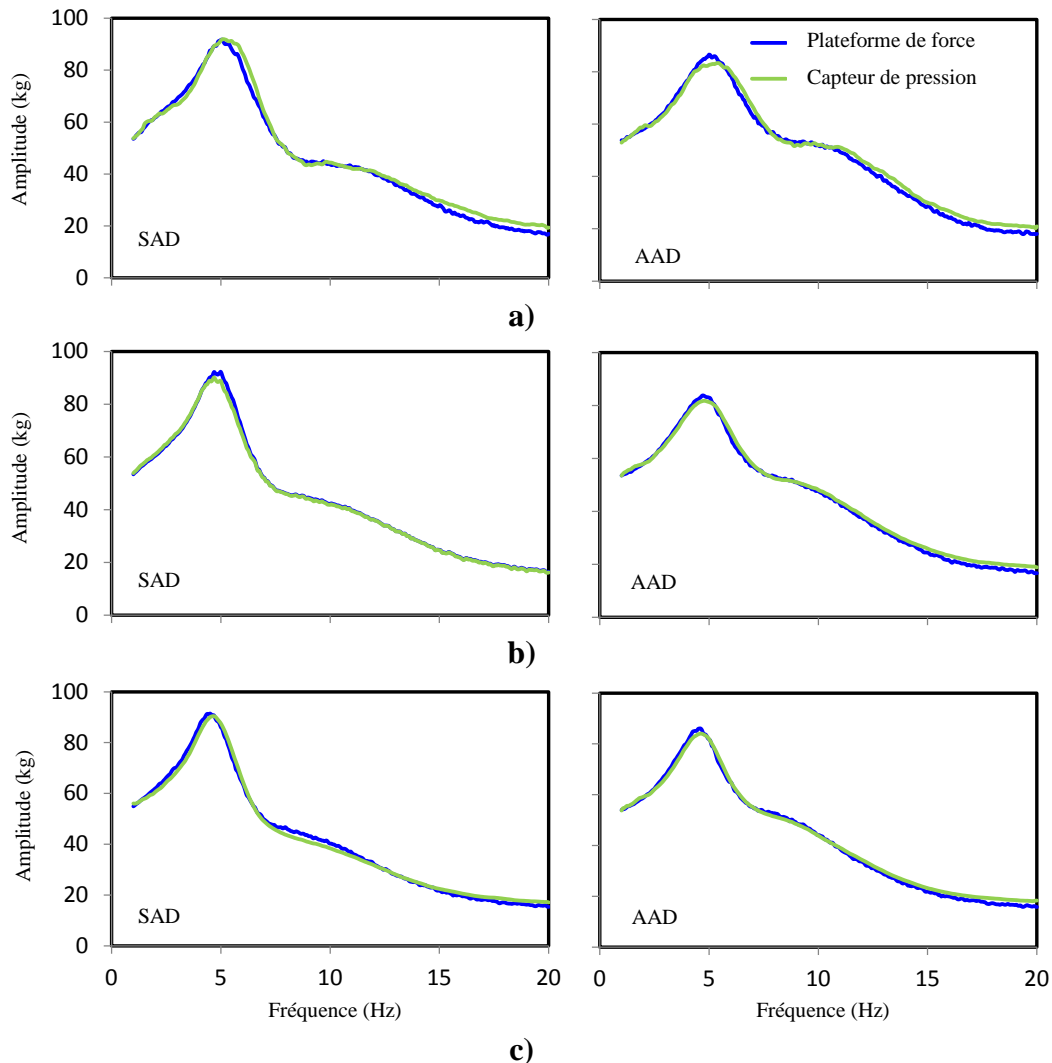


Figure 5.2 : Comparaison des réponses moyennes en amplitude de la MAPP des 31 sujets masculins et des 27 sujets féminins assis sans appui-dos (SAD) et avec un appui-dos (AAD) sous une excitation de (a) $0,25 \text{ m/s}^2$; (b) $0,50 \text{ m/s}^2$; (c) $0,75 \text{ m/s}^2$.

La Figure 5.3 compare les réponses de MAPP des sujets masculins et féminins de groupes de masse corporelle précis dans la condition d'assise SAD et sous les trois amplitudes d'excitation. Les réponses moyennes des sujets masculins et féminins ont été calculées pour trois groupes de masse corporelle différents (60 kg, 80 kg et 96 kg dans le cas des sujets masculins ; 50 kg, 60 kg et 72 kg dans le cas des sujets féminins ; voir le Tableau 3.2), chaque groupe comptant neuf sujets. Les résultats révèlent à nouveau des écarts plus importants entre les valeurs de MAPP acquises selon les deux méthodes sous le faible niveau d'excitation de $0,25 \text{ m/s}^2$. Les résultats obtenus selon les deux méthodes présentent toutefois une très bonne concordance sous amplitudes d'excitation plus élevées, plus particulièrement jusqu'à 10 Hz. La comparaison des

réponses obtenues à partir du CDP et de la conventionnelle plateforme de force (Figures 5.1 à 5.3) indique que les réponses de MAPP de sujets assis sur un siège rigide peuvent être caractérisées avec précision par le dispositif de mesure de la pression, pourvu que les fonctions de correction proposées soient appliquées pour tenir compte de la réponse en fréquence du système de mesure.

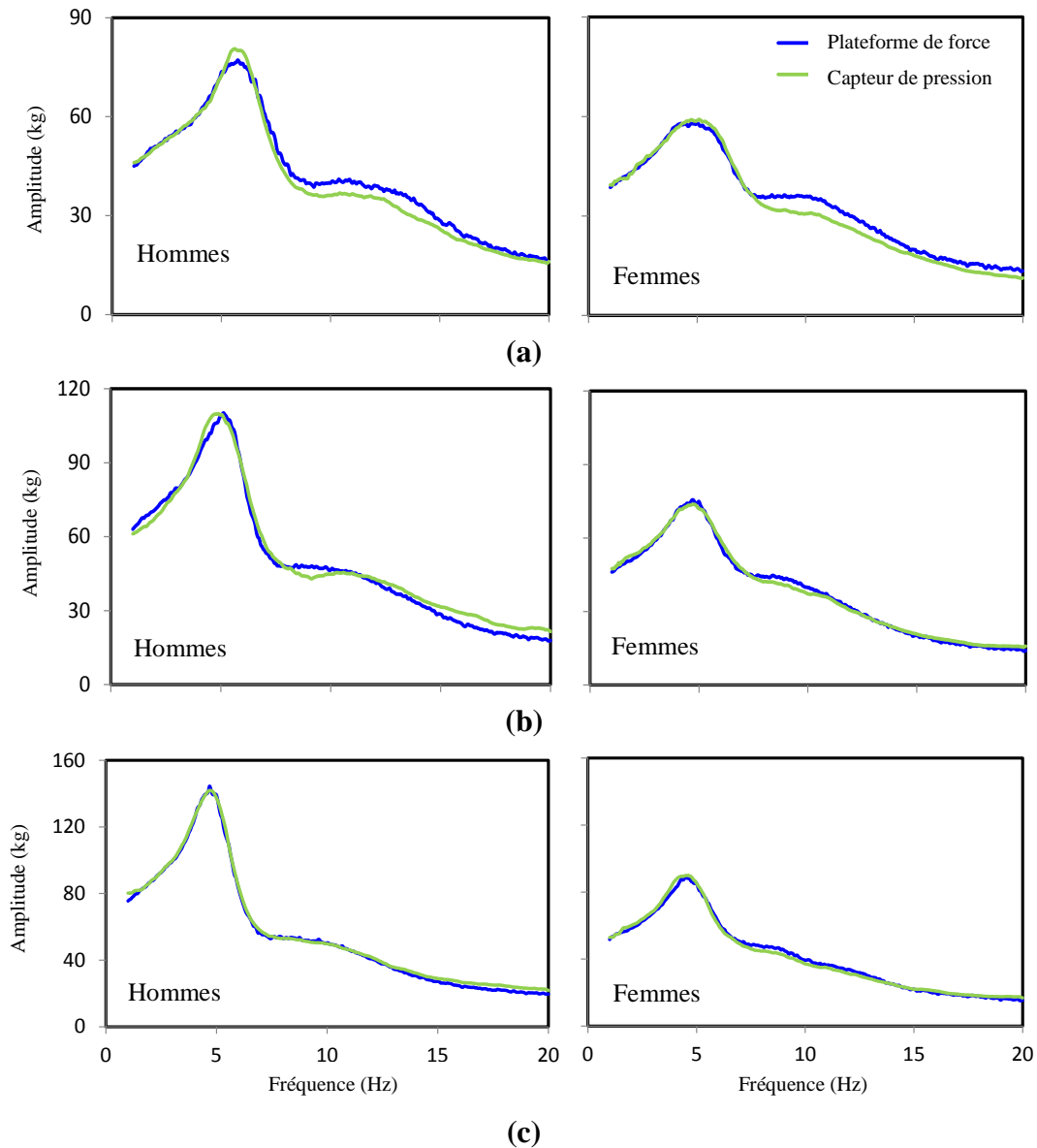


Figure 5.3 : Comparaison des réponses moyennes en amplitude de la MAPP de sujets masculins et féminins de différents groupes de masse corporelle assis sans appui-dos (SAD) sous une excitation de $0,50 \text{ m/s}^2$: (a) hommes – 60 kg, femmes – 50 kg ; (b) hommes – 80 kg, femmes – 60 kg ; (c) hommes – 96 kg, femmes – 72 kg.

5.2 Application des fonctions de correction aux sièges élastiques

Les fonctions de correction, calculées pour chaque combinaison de siège et d'excitation, ont été appliquées aux réponses des sujets assis sur des sièges élastiques. L'applicabilité du système de mesure a été examinée à la lumière des tendances découlant des réponses individuelles acquises avec trois sièges élastiques par rapport aux tendances observées avec le siège rigide. Comme on pouvait s'y attendre, les réponses mesurées des sujets assis sur le siège rigide et sur les sièges élastiques présentent invariablement d'importants écarts. À titre d'exemple, la Figure 5.4 illustre la comparaison des réponses de MAPP mesurées d'un sujet de 81 kg assis sur le siège rigide et sur les sièges élastiques dans les deux postures (SAD et AAD) et sous une excitation de $0,50 \text{ m/s}^2$. La figure présente les réponses de MAPP corrigées et non corrigées du sujet assis sur les sièges élastiques, la réponse obtenue avec le siège rigide provenant directement des données de la plateforme de force.

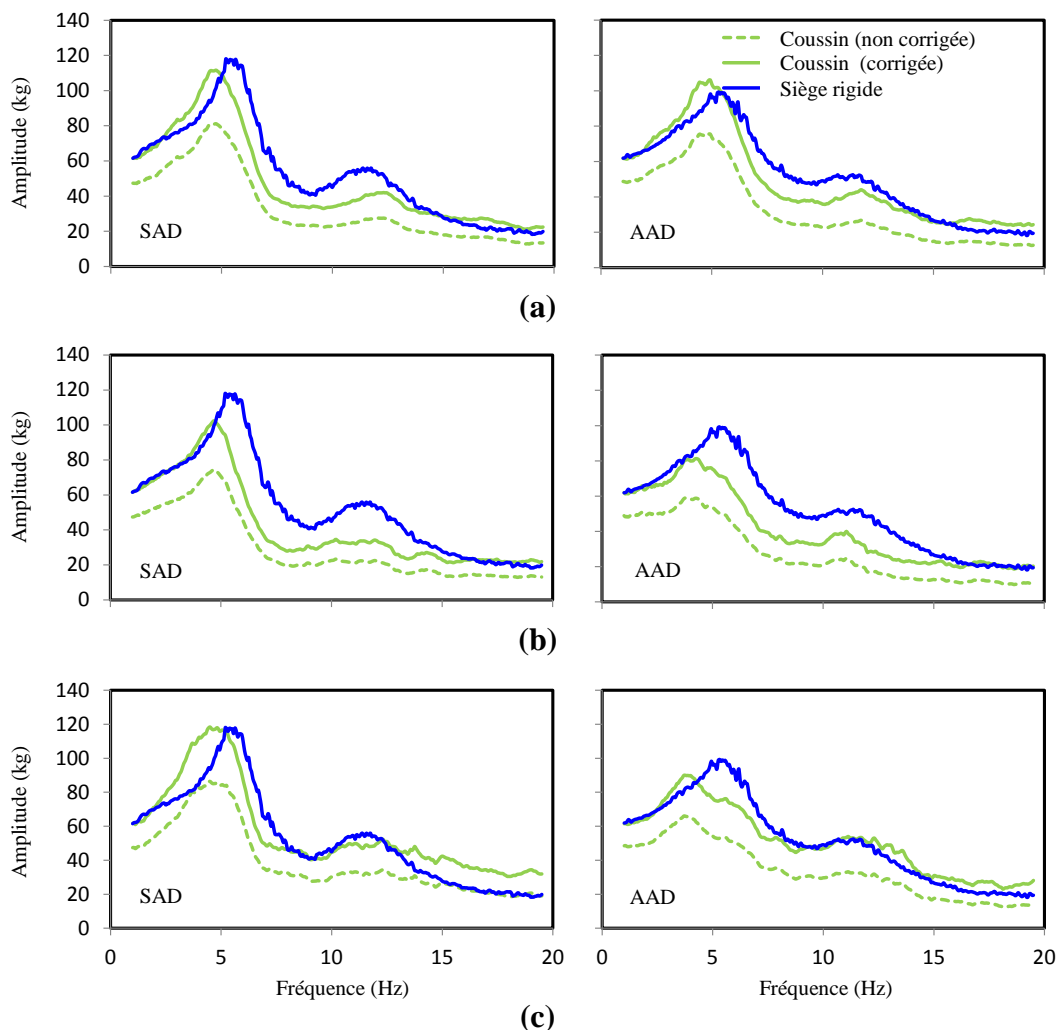


Figure 5.4 : Comparaison des réponses de MAPP corrigées et non corrigées d'un sujet de 81 kg assis sur des sièges à coussin et un siège rigide, sans appui-dos (SAD) et avec un appui-dos (AAD), sous une excitation de $0,50 \text{ m/s}^2$ – (a) A : siège plat en MPU ; (b) B : siège moulant en MPU ; (c) C : siège à coussin d'air.

Les résultats montrent clairement d'importants écarts entre les réponses non corrigées obtenues avec les sièges élastiques et les réponses obtenues avec le siège rigide, et ce, dans toute la plage de fréquences. D'importants écarts sont aussi évidents près de la basse fréquence de 1 Hz, tenue pour voisine de la masse statique du sujet en position assise. En appliquant les fonctions de correction, l'amplitude de la MAPP à basse fréquence du sujet assis sur les sièges élastiques se rapproche de celle obtenue avec le siège rigide. Les résultats révèlent néanmoins d'importants écarts entre les réponses corrigées provenant des sièges élastiques et du siège rigide, tout particulièrement autour de la fréquence de résonance principale. Ces écarts sont attribuables aux propriétés élastiques des sièges à coussin, de même qu'à des variations de l'aire de contact humain-siège et de la distribution du poids corporel. Dans l'ensemble, les résultats révèlent une amplitude maximale de la MAPP moins élevée avec les sièges élastiques qu'avec le siège rigide, sauf dans le cas du coussin plat en MPU (siège A) dans la condition d'assise avec un appui-dos. Il convient par ailleurs de noter que les réponses ne révèlent pas la présence d'une crête correspondant à la fréquence de résonance du siège élastique (autour de 4,3 Hz), ce qui s'explique par l'égalisation du niveau de vibration à l'interface occupant-siège par le contrôleur de vibrations. Des tendances comparables ressortent des données acquises pour tous les sujets. Les comparaisons ont permis de conclure que le système de mesure de la pression conjointement utilisé avec les fonctions de correction peut convenablement estimer les réponses de MAPP de sujets humains assis sur des sièges élastiques et exposés à des vibrations dans l'axe vertical. Les réponses de MAPP corrigées ont toutefois révélé des amplitudes à basse fréquence inférieures de 9 % et 8 % à celles obtenues avec le siège rigide dans les conditions d'assise SAD et AAD, respectivement. Il en découle qu'un système de mesure offrant une plage dynamique plus étendue serait très souhaitable.

On s'attend à ce que la force biodynamique développée à l'interface occupant-siège dépende fortement de plusieurs facteurs, notamment des propriétés viscoélastiques du coussin, du profilage de la surface du coussin, de la condition d'assise – susceptible de modifier la distribution de la pression sur le coussin –, de la surface de contact des cuisses sur le siège, ainsi que de facteurs anthropométriques. Selon sa morphologie, un sujet donné peut créer des zones de contact localisées de faible pression sur l'assiette du siège, plus particulièrement en périphérie de l'aire de contact globale. En raison de la plage dynamique relativement limitée du système de mesure, l'apport de telles zones de faible pression pourrait ne pas être adéquatement pris en compte. Les données corrigées obtenues pour les 56 sujets qui ont participé aux expériences avec les sièges élastiques (deux des sujets n'ayant pu prendre part à cette série d'expériences) ont été minutieusement examinées en ce qui a trait à l'amplitude de la MAPP à basse fréquence, qu'on prévoyait être de l'ordre de 75 % à 80 % de la masse corporelle en position debout. Certaines données ont révélé des écarts de plus de 15 %, notamment sous le faible niveau d'excitation de $0,25 \text{ m/s}^2$. Ces écarts importants ont été attribués à la faible plage dynamique du dispositif de mesure de la pression conjuguée à la condition d'assise, qui créait des zones de contact de faible pression. Les données qui présentaient des écarts de plus de 15 % ont dès lors été exclues des analyses subséquentes. Le Tableau 5.1 résume les ensembles de données retenus, regroupés par groupe de masse corporelle des deux sexes pour les trois sièges élastiques. Relativement moins d'ensembles de données ont cependant pu être retenus en ce qui concerne la posture AAD, notamment sous l'excitation de $0,25 \text{ m/s}^2$. Les ensembles de données retenus ont été regroupés de manière à pouvoir étudier les effets liés au siège, au sexe, à la masse corporelle, à l'amplitude d'excitation et à l'utilisation d'un appui-dos.

Tableau 5.1 : Ensembles de données retenus pour analyser les réponses de MAPP des sujets assis sur les sièges élastiques.

Coussin	Condition d'assise	Excitation (m/s ²)	Ensembles de données <i>n</i>	Masse corporelle (kg)		Ensembles de données dans chaque groupe de masse						
						Hommes (kg)				Femmes (kg)		
						60	70	80	96	50	60	72
Siège A- Coussin plat en MPU	SAD	0,25	30	72,0	18,2	5	2	5	7	5	5	1
		0,50	37	73,2	16,2	4	2	7	8	3	8	5
		0,75	41	71,7	15,4	5	2	7	7	4	9	7
	AAD	0,25	23	73,5	17,9	5	1	6	6	4	0	1
		0,50	27	72,9	17,8	4	1	5	6	3	4	4
		0,75	31	71,9	16,8	4	2	5	6	4	5	5
Siège B- Coussin moulant en MPU	SAD	0,25	39	71,9	16,6	6	3	6	8	5	6	5
		0,50	46	70,7	16,2	7	4	7	8	7	7	6
		0,75	38	70,3	14,4	4	3	5	6	6	6	8
	AAD	0,25	30	73,0	15,8	5	6	4	6	3	2	4
		0,50	43	72,4	16,1	6	6	7	8	5	6	5
		0,75	40	71,4	16,9	4	4	6	8	7	7	4
Siège C- Coussin d'air	SAD	0,25	34	71,7	16,4	5	3	5	6	5	3	7
		0,50	34	71,3	15,0	5	5	5	4	4	5	6
		0,75	35	70,5	13,2	5	4	5	4	4	6	7
	AAD	0,25	31	71,1	17,1	8	3	3	6	5	2	4
		0,50	34	71,4	15,9	4	5	5	6	5	5	4
		0,75	35	71,2	14,5	7	4	7	5	4	5	3

5.3 Caractéristiques des réponses de MAPP de sujets assis sur des sièges élastiques

5.3.1 Variabilité interindividuelle

Les réponses de MAPP des sujets assis sur les sièges élastiques ont d'abord été analysées pour évaluer la variabilité interindividuelle des données d'un point de vue qualitatif. À titre d'exemple, la Figure 5.5 illustre les variations relatives aux réponses en amplitude de la MAPP des sujets retenus pour les trois sièges élastiques et les deux conditions de soutien du dos sous une excitation de 0,50 m/s². Les résultats révèlent d'importants écarts entre les réponses en amplitude, les amplitudes maximales étant prédominantes à l'intérieur d'étroites plages de fréquences. Les réponses obtenues avec les sièges A, B et C dans la condition d'assise SAD ont révélé des amplitudes maximales dans les plages de 3,5 à 5,4 Hz, de 3,8 à 5,5 Hz et de 3,4 à 5,8 Hz, respectivement, alors que dans la condition d'assise AAD, les amplitudes maximales se situaient dans les plages de 3,6 à 5,4 Hz, de 3,8 à 5,5 Hz et de 3,4 à 5,8 Hz, respectivement. Les fréquences de résonance principales observées sont plus faibles qu'avec le siège rigide (SAD : de 4,1 à 6,1 Hz ; AAD : de 4,06 à 6,94 Hz). Des maximums secondaires nettement définis ressortent par ailleurs de façon évidente des réponses de nombreux sujets dans la plage de 7 à 13 Hz.

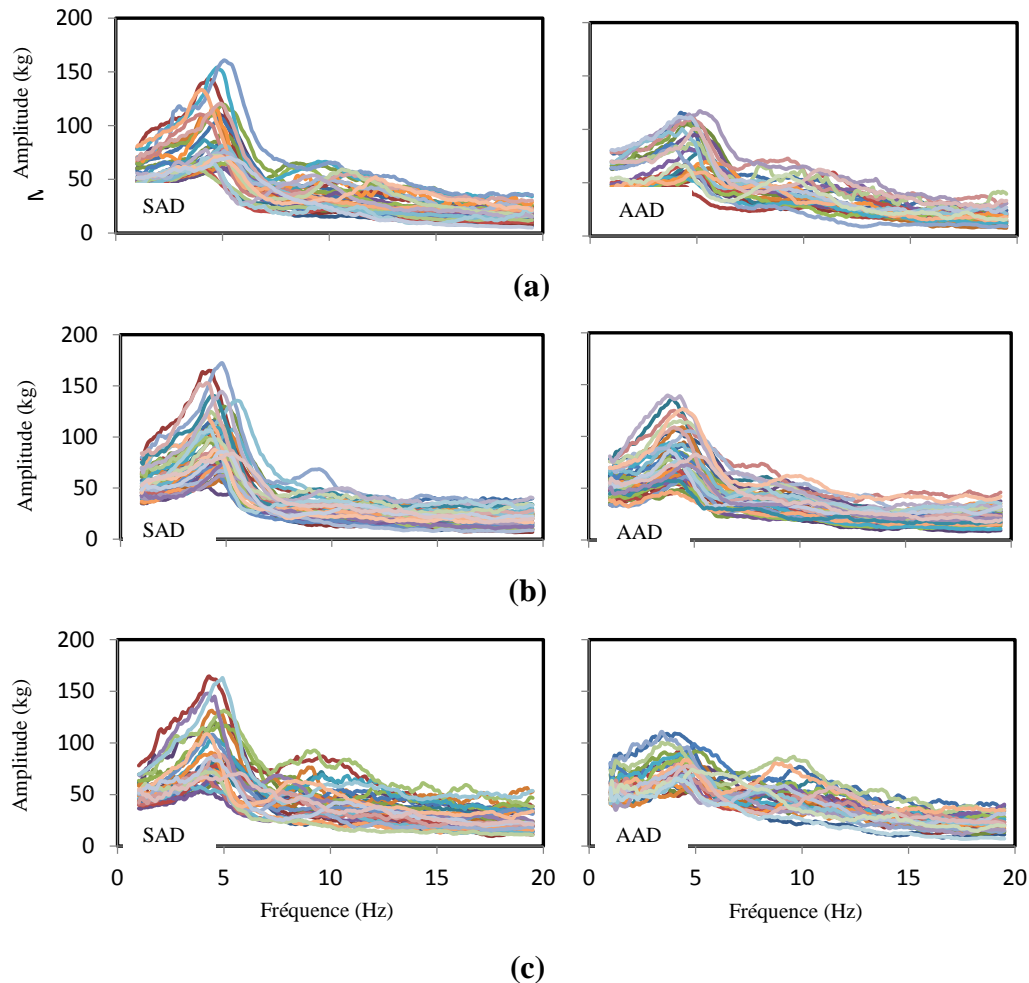


Figure 5.5 : Réponses en amplitude de la MAPP des sujets assis sur (a) le siège A – plat en MPU ; (b) le siège B – moulant en MPU ; (c) le siège C – à coussin d’air, sans appui-dos (SAD) et avec un appui-dos (AAD) (excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).

Les données mesurées affichent une importante dispersion aux basses fréquences, ce qui s’explique surtout par les variations de masse corporelle, comme pour le siège rigide. Dans le cas de la posture SAD, le coefficient de variation (CV) fluctuait de 22 % à 34 %, de 23 % à 33 % et de 21 % à 37 % avec les sièges A, B et C, respectivement, dans la plage de fréquences de 1 à 6 Hz. Dans cette même plage de fréquences, les données obtenues pour la posture AAD ont révélé un CV légèrement moins élevé, soit de 23 % à 30 %, de 22 % à 31 % et de 22 % à 35 % avec les sièges A, B et C, respectivement. Quelle que soit la condition d’assise, le CV ne diminuait pas avec une augmentation de la fréquence comme dans le cas du siège rigide. Dans le cas de la posture SAD, le CV fluctuait de 27 % à 48 %, de 27 % à 40 % et de 30 % à 42 % avec les sièges A, B et C, respectivement, aux fréquences supérieures à 7 Hz. Dans le cas de la posture AAD, les données révélaient aussi un CV relativement moins élevé aux fréquences supérieures à 7 Hz, soit de 23 % à 42 %, de 27 % à 40 % et de 27 % à 42 % avec les sièges A, B et C,

respectivement. Une fois de plus, ces résultats s'expliquent en partie par la réponse en fréquence du système de mesure.

La dispersion des données aux basses fréquences peut être réduite en normalisant l'amplitude de la MAPP en fonction de la masse statique en position assise, comme décrit à la section 4.1. La Figure 5.6 illustre les réponses de MAPP normalisées des sujets retenus pour les trois sièges élastiques et les deux conditions d'assise sous une excitation de $0,50 \text{ m/s}^2$. Les réponses normalisées présentent une dispersion légèrement plus faible dans toute la plage de fréquences. Les valeurs maximales du CV des données normalisées se situaient respectivement autour de 38 %, 37 % et 36 % avec les sièges A, B et C dans le cas de la posture SAD, et autour de 35 %, 36 % et 37 % dans le cas de la posture AAD. Comme pour le siège rigide, les résultats obtenus avec les sièges élastiques indiquent que la dispersion des données ne peut pas être éliminée par voie de normalisation en fonction de la seule masse corporelle.

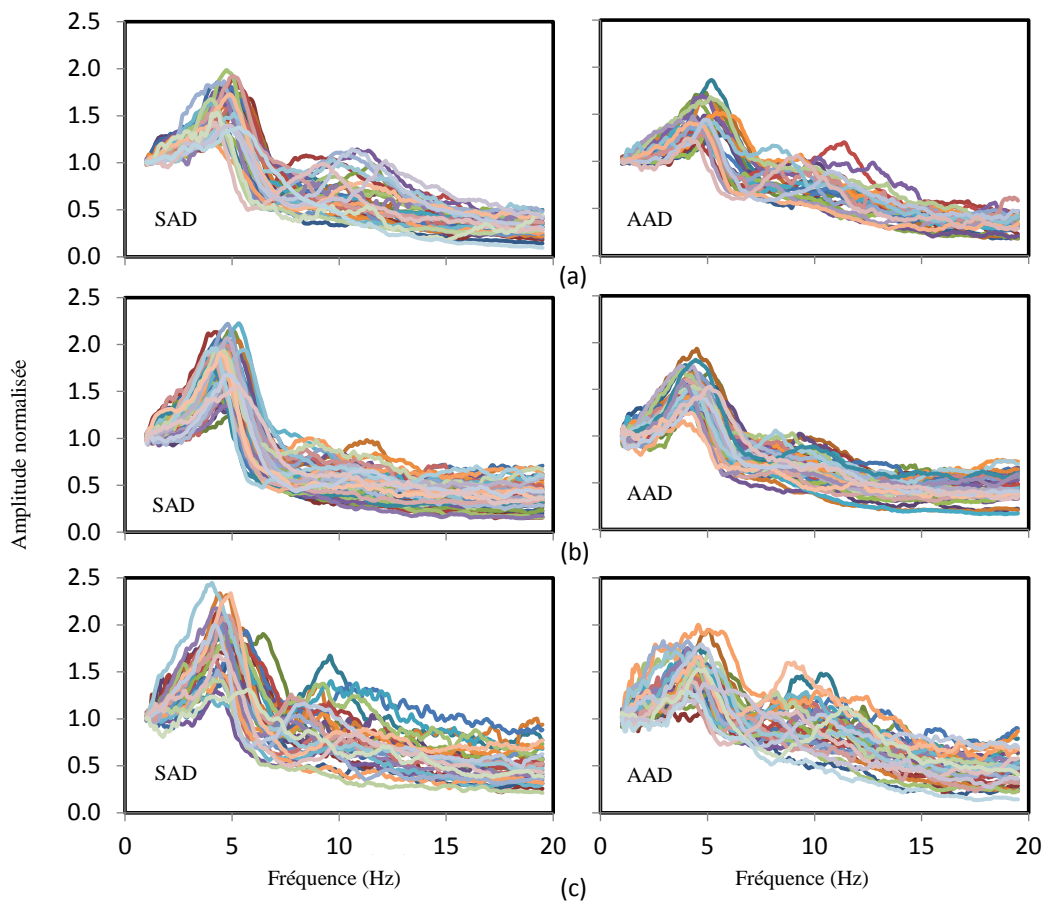


Figure 5.6 : Réponses normalisées en amplitude de la MAPP des sujets assis sur (a) le siège A – plat en MPU ; (b) le siège B – moulant en MPU ; (c) le siège C – à coussin d'air, sans appui-dos (SAD) et avec un appui-dos (AAD) (excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).

5.3.2 Comparaison des réponses moyennes obtenues avec un siège rigide et des sièges élastiques

La Figure 5.7 compare les réponses de MAPP des sujets assis sur les sièges élastiques à celles obtenues avec le siège rigide dans les deux conditions d'assise et sous les trois niveaux d'excitation. Les graphiques portent sur les moyennes des ensembles de données retenus de sujets de masse corporelle comparable (SAD : 70,3 à 73,2 kg ; AAD : 71,2 à 73,5 kg) assis sur les sièges élastiques choisis et sur le siège rigide. Les résultats révèlent des amplitudes quasi identiques aux basses fréquences avec les sièges élastiques et avec le siège rigide. D'importants effets liés aux sièges élastiques sont toutefois clairement visibles aux fréquences plus élevées.

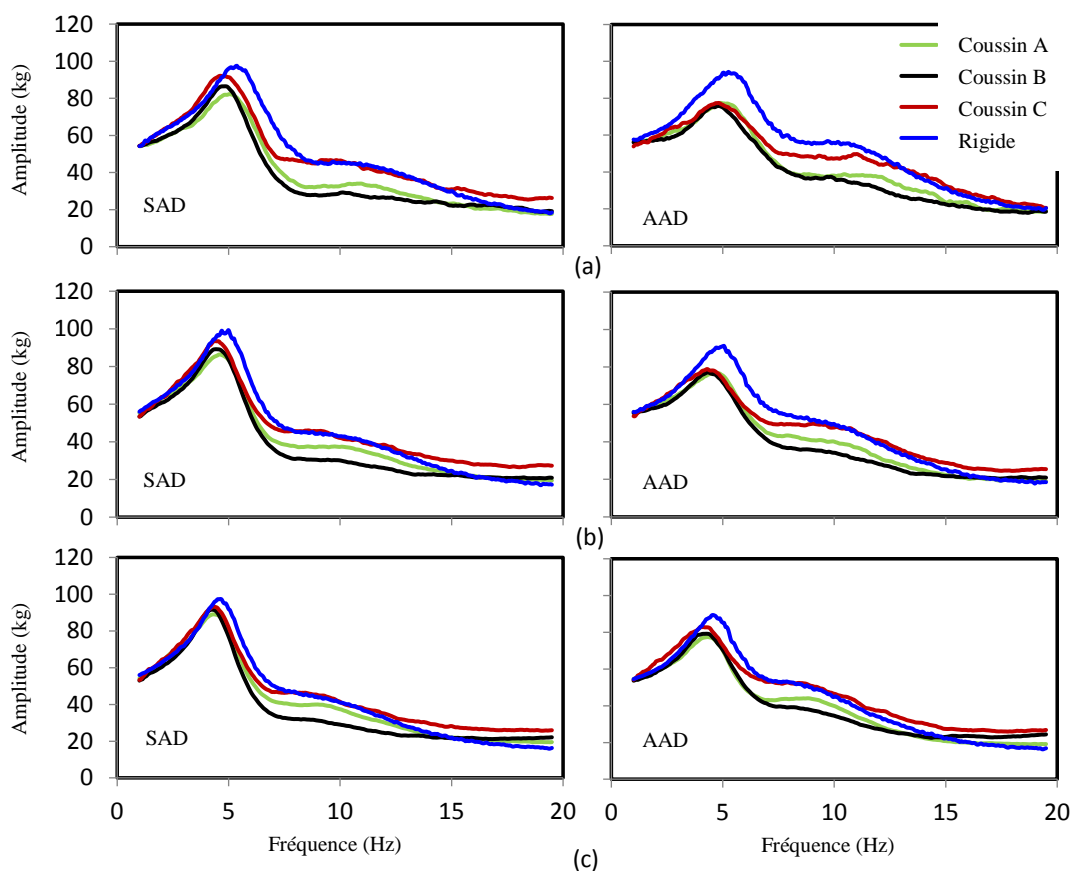


Figure 5.7 : Comparaison des réponses moyennes en amplitude de la MAPP des sujets assis sur le siège rigide et sur les sièges à coussin, sans appui-dos (SAD) et avec un appui-dos (AAD) sous une excitation de (a) $0,25 \text{ m/s}^2$; (b) $0,50 \text{ m/s}^2$; (c) $0,75 \text{ m/s}^2$.

Les effets des sièges ont été évalués au moyen d'analyses de variance à un facteur des réponses en amplitude à différentes fréquences, sous les trois niveaux d'excitation et dans les deux conditions d'assise. Les résultats présentés dans le Tableau 5.2 indiquent que l'amplitude de la MAPP des sujets assis sur les sièges élastiques diffère nettement de celle obtenue avec le siège

rigide, plus particulièrement aux fréquences supérieures à 6 Hz, et ce, quelles que soient les conditions d'assise et d'excitation retenues dans cette étude. Les écarts d'amplitude de la MAPP entre les sièges élastiques et le siège rigide semblent plus importants dans le voisinage des fréquences de résonance principales et secondaires. Les réponses de MAPP obtenues avec le coussin d'air (siège C) sont plus élevées que celles obtenues avec les sièges en MPU (sièges A et B), ce qui suggère qu'elles dépendent aussi des propriétés d'amortissement du siège et de la géométrie de sa surface. Dans le cas du siège C, les réponses de MAPP aux fréquences supérieures à celle de la résonance secondaire sont également plus élevées que celles obtenues avec le siège rigide, alors que dans le cas des sièges en MPU, elles sont comparables à celles obtenues avec le siège rigide dans la plage de 15 à 20 Hz.

Tableau 5.2 : Valeurs de p obtenues à partir d'analyses de variance à un facteur de l'amplitude de la MAPP avec un siège rigide et des sièges élastiques dans deux conditions d'assise et sous trois niveaux d'excitation ($\alpha = 0,05$).

Fréquence (Hz)	SAD – Sans appui-dos			AAD – Avec un appui-dos vertical		
	0,25 m/s ²	0,50 m/s ²	0,75 m/s ²	0,25 m/s ²	0,50 m/s ²	0,75 m/s ²
1	0,989	1,000	0,882	0,997	0,995	0,993
2	0,679	0,415	0,473	0,804	0,413	0,252
3	0,315	0,282	0,447	0,397	0,244	0,328
4	0,247	0,339	0,483	0,390	0,655	0,587
5	0,314	0,127	0,169	0,320	< 0,005	0,074
6	< 0,01	< 0,01	< 0,005	0,086	< 0,01	< 0,005
7	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,005	< 0,001	< 0,001
8	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001
9	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001
10	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001
11	< 0,005	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001
12	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001
13	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,005
15	< 0,005	< 0,005	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,02
19	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,01	< 0,001	< 0,001

Le Tableau 5.3 compare les moyennes d'amplitude maximale de la MAPP et les fréquences correspondantes obtenues avec les sièges élastiques à celles obtenues avec le siège rigide dans les deux conditions d'assise et sous les trois niveaux d'excitation. Les comparaisons révèlent une amplitude maximale de la MAPP et une fréquence correspondante moins élevées avec les sièges élastiques qu'avec le siège rigide. Dans la condition d'assise SAD et sous une excitation de 0,50 m/s², les moyennes d'amplitude maximale avec les sièges A, B et C sont respectivement de 91,5 kg, 95,3 kg et 98,8 kg, et elles surviennent à 4,70 Hz, 4,64 Hz et 4,61 Hz, respectivement, alors que dans le cas du siège rigide, la moyenne est de 107,1 kg et elle survient à 5,01 Hz. Dans la condition d'assise AAD et sous une excitation de 0,50 m/s², les moyennes d'amplitude maximale avec les sièges A, B et C sont de 81,6 kg, 80,5 kg et 83,7 kg à 4,71 Hz, 4,56 Hz et 4,45 Hz, respectivement, contre 96,3 kg à 5,16 Hz avec le siège rigide. Ces résultats révèlent une amplitude maximale de la MAPP considérablement plus élevée chez les sujets assis sur le siège rigide comparativement aux sièges élastiques. De plus, l'amplitude maximale de la MAPP des

Sujets assis sur le siège rigide survient à une fréquence plus élevée que sur les sièges élastiques. Des tendances identiques en ce qui concerne l'amplitude de la MAPP et la fréquence de résonance principale ont été observées dans les deux conditions d'assise et sous les trois niveaux d'excitation.

Des analyses de variance à trois facteurs ont subséquentement été effectuées pour évaluer l'effet du type de siège sur l'amplitude maximale de la MAPP et la fréquence de résonance principale. Le facteur « type de siège » comportait quatre valeurs (une pour le siège rigide et trois pour les sièges élastiques), le facteur « condition d'assise », deux valeurs (SAD et AAD), et le facteur « excitation », trois valeurs correspondant aux niveaux de vibrations retenus. Les résultats, inclusion faite des interactions entre les principaux facteurs, sont présentés dans le Tableau 5.4 et suggèrent un effet de siège fortement significatif ($p < 0,001$) sur l'amplitude maximale de la MAPP et la fréquence de résonance principale. L'effet de l'appui-dos est également significatif sur l'amplitude maximale et la fréquence correspondante, tandis que l'amplitude de l'excitation n'influe que sur la fréquence de résonance principale.

Tableau 5.3 : Moyenne (écart-type) des fréquences de résonance principales et des amplitudes maximales de la MAPP des sujets assis sur le siège rigide et les sièges élastiques dans deux conditions d'assise et sous trois niveaux d'excitation.

Siège	A - Coussin plat en MPU		B - Coussin moulant en MPU		C - Coussin d'air		Rigide	
	SAD	AAD	SAD	AAD	SAD	AAD	SAD	AAD
Excitation	Fréquence de résonance principale (Hz)							
0,25 m/s ²	5,13 (0,60)	5,17 (0,57)	4,96 (0,53)	4,84 (0,48)	5,02 (0,70)	5,01 (0,85)	5,59 (0,61)	5,65 (0,65)
0,50 m/s ²	4,70 (0,47)	4,71 (0,58)	4,64 (0,46)	4,56 (0,52)	4,61 (0,60)	4,45 (0,60)	5,01 (0,54)	5,16 (0,75)
0,75 m/s ²	4,50 (0,45)	4,40 (0,50)	4,42 (0,42)	4,24 (0,39)	4,50 (0,50)	4,20 (0,51)	4,78 (0,53)	4,77 (0,50)
	Amplitude maximale de la MAPP (kg)							
0,25 m/s ²	88,9 (28,9)	82,9 (20,2)	93,0 (29,7)	80,3 (21,6)	99,6 (30,8)	83,2 (26,9)	107,3 (36,4)	100,8 (29,1)
0,50 m/s ²	91,5 (29,3)	81,6 (21,7)	95,3 (29,4)	80,5 (21,5)	98,8 (34,1)	83,7 (23,5)	107,1 (32,4)	96,3 (29,4)
0,75 m/s ²	94,1 (30,2)	83,1 (23,2)	96,2 (26,8)	82,3 (24,9)	97,8 (30,7)	88,0 (24,7)	106,4 (31,2)	94,4 (27,3)

Tableau 5.4 : Valeurs de p obtenues à partir d'analyses de variance à trois facteurs illustrant l'effet du siège, de l'appui-dos et du niveau d'excitation sur la fréquence de résonance principale et l'amplitude maximale de la MAPP ($\alpha = 0,05$).

Mesure	S	AD	E	S * AD	S * E	AD * E	S * AD * E
Fréquence	< 0,001	0,041	< 0,001	0,259	0,963	0,951	0,993
Amplitude	0,001	< 0,001	0,182	0,806	0,973	0,985	0,797

S – Siège (rigide, plat en MPU, moulant en MPU et coussin d'air) ; AD – Appui-dos (sans appui-dos et avec un appui-dos vertical) ; E – amplitude de l'excitation (0,25, 0,50 et 0,75 m/s²)

Les résultats présentés dans le tableau 5.3 indiquent par ailleurs qu'indépendamment de la condition d'assise et du niveau d'excitation, l'amplitude maximale de la MAPP des sujets assis sur le coussin d'air (siège C) est plus élevée que sur les coussins en MPU (sièges A et B). Cela dit, l'amplitude maximale de la MAPP avec le coussin moulant (siège B) est plus élevée qu'avec le coussin plat (siège A) dans la posture SAD, quoique moins élevée dans la posture AAD. Les fréquences de résonance principales fournies par les données acquises avec les sièges élastiques révèlent des tendances quelque peu différentes. Les fréquences de résonance principales issues des réponses mesurées avec le siège A sont plus élevées qu'avec les sièges B et C, quels que soient la condition d'assise et le niveau d'excitation, ce qui s'explique essentiellement par la plus grande rigidité du siège A. Les fréquences observées peuvent toutefois avoir un lien avec les fréquences de résonance du système couplé siège-occupant, contrairement à celles obtenues avec le siège rigide.

Les résultats révèlent en outre que les réponses en amplitude de la MAPP autour de la fréquence de résonance secondaire sont plus élevées avec le siège rigide qu'avec les sièges élastiques. Le maximum obtenu avec le siège C est cependant comparable à celui obtenu avec le siège rigide, ce qui pourrait s'expliquer par le niveau d'amortissement très léger du siège à coussin d'air. Dans la condition d'assise SAD et sous une excitation de 0,50 m/s², les amplitudes maximales obtenues avec les sièges A, B et C sont respectivement d'environ 43,1 kg, 34,2 kg et 51,7 kg, et elles surviennent autour de 8,93 Hz, 8,92 Hz et 8,41 Hz. Les résultats obtenus avec le siège rigide dans les mêmes conditions révèlent une amplitude maximale considérablement plus élevée, soit de 49,1 kg, et elle survient à une fréquence relativement plus élevée de 9,74 Hz. Dans la condition d'assise AAD et sous une excitation de 0,50 m/s², les amplitudes maximales avec les sièges A, B et C sont respectivement de 45,9 kg, 38,7 kg et 55,6 kg, et elles surviennent à 8,77 Hz, 8,56 Hz et 8,57 Hz, respectivement, alors que dans le cas du siège rigide, le maximum est de 56,8 kg et il survient à 8,89 Hz. Des tendances identiques ressortent des réponses obtenues sous les deux autres amplitudes d'excitation.

Les moyennes des réponses en amplitude normalisées obtenues avec le siège rigide et les sièges élastiques ont aussi été calculées, et elles sont présentées à la Figure 5.8. Les résultats révèlent que les réponses obtenues avec le siège rigide présentent une amplitude maximale normalisée et une fréquence correspondante plus élevées que celles obtenues avec les sièges élastiques. Les sièges élastiques ont donc tendance à abaisser la fréquence de résonance principale et à réduire la crête de résonance, ce qui pourrait s'expliquer par leurs propriétés viscoélastiques. Les sièges élastiques choisis présentent par ailleurs d'importants écarts en ce qui concerne l'amplitude maximale et la fréquence correspondante, ce qui ressort également du Tableau 5.3 et peut sans doute être attribué à des différences relatives aux propriétés viscoélastiques des sièges, à l'aire de contact corps-siège et à la distribution du poids corporel sur le siège.

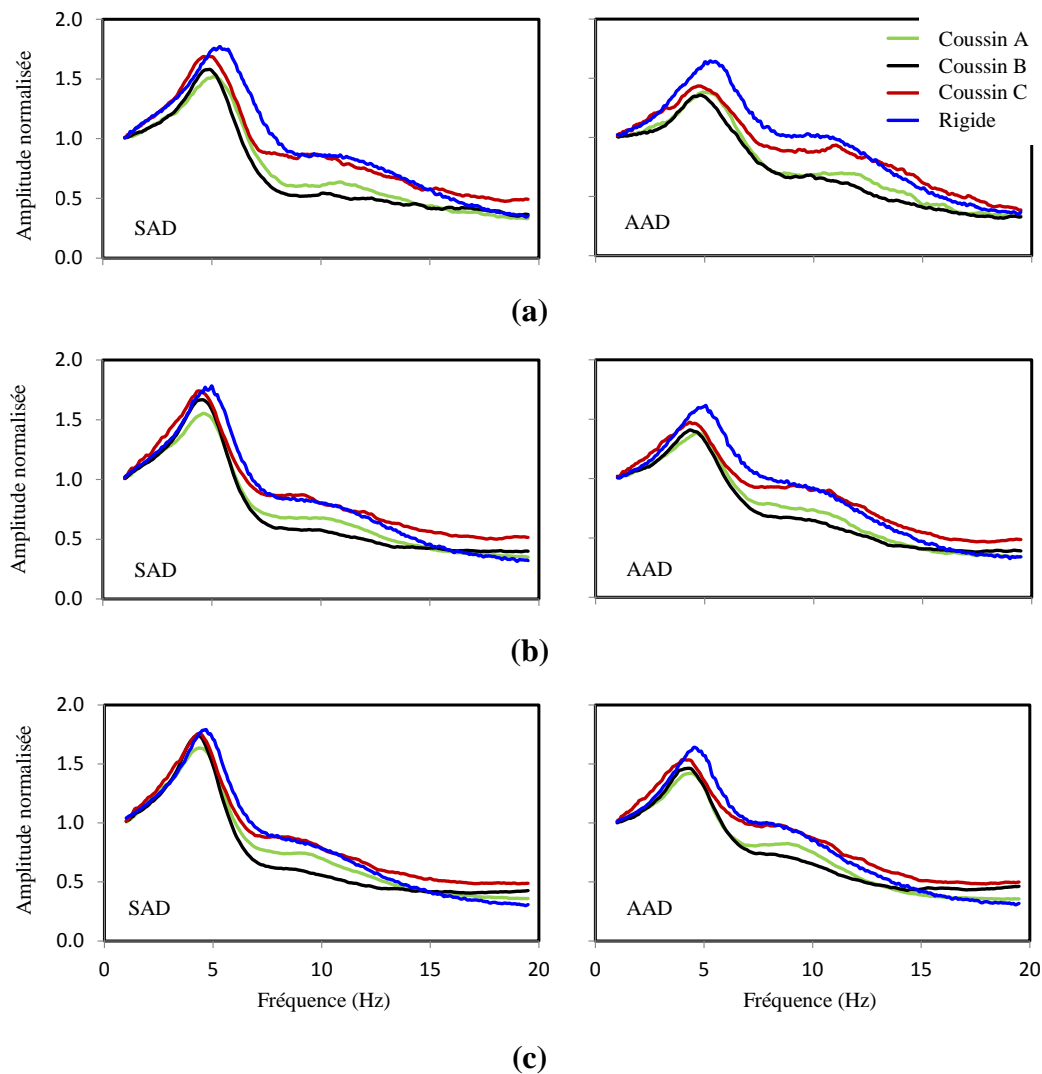


Figure 5.8 : Comparaison des réponses de MAPP moyennes normalisées des sujets assis sur le siège rigide et les sièges à coussin, sans appui-dos (SAD) et avec un appui-dos (AAD), et soumis à une vibration dans l'axe vertical d'une amplitude de (a) $0,25 \text{ m/s}^2$; (b) $0,50 \text{ m/s}^2$; (c) $0,75 \text{ m/s}^2$.

5.3.3 Effet de l'appui-dos

Les ensembles de données retenus ont ensuite été analysés pour évaluer l'effet de l'appui-dos sur les réponses de MAPP des sujets assis sur les sièges élastiques. Les résultats présentés à la Figure 5.9 illustrent l'important effet de l'appui-dos sur les réponses en amplitude de la MAPP, jusqu'ici largement documenté pour les sièges rigides seulement [48,62,65]. Les résultats montrent que l'amplitude maximale de la MAPP des sujets assis sans appui-dos (SAD) est considérablement plus élevée qu'avec un appui-dos (AAD). Cette tendance est comparable à celle observée avec le siège rigide (Figure 4.10). Dans la condition d'assise SAD, la moyenne d'amplitude maximale avec le siège A est de 88,9 kg, 91,5 kg et 94,1 kg sous une excitation de

0,25, 0,50 et 0,75 m/s^2 , respectivement. Les amplitudes correspondantes avec les sièges B et C sont de 93,0 kg, 95,3 kg et 96,2 kg, et de 99,6 kg, 98,8 kg et 97,8 kg respectivement. Dans la condition d'assise AAD, la moyenne d'amplitude maximale est de 82,8 kg, 81,6 kg et 83,1 kg, de 80,3 kg, 80,5 kg et 82,3 kg, et de 83,2 kg, 83,7 kg et 88,0 kg avec les sièges A, B et C, respectivement. Les résultats indiquent que les amplitudes maximales dans la condition d'assise AAD sont d'environ 9 %, 14 % et 14 % inférieures à celles observées dans la condition d'assise SAD avec les sièges A, B et C, respectivement. Les résultats montrent en outre que la réduction de la moyenne d'amplitude maximale est plus importante avec les sièges B et C, plus flexibles, qu'avec le siège rigide (Figure 4.10).

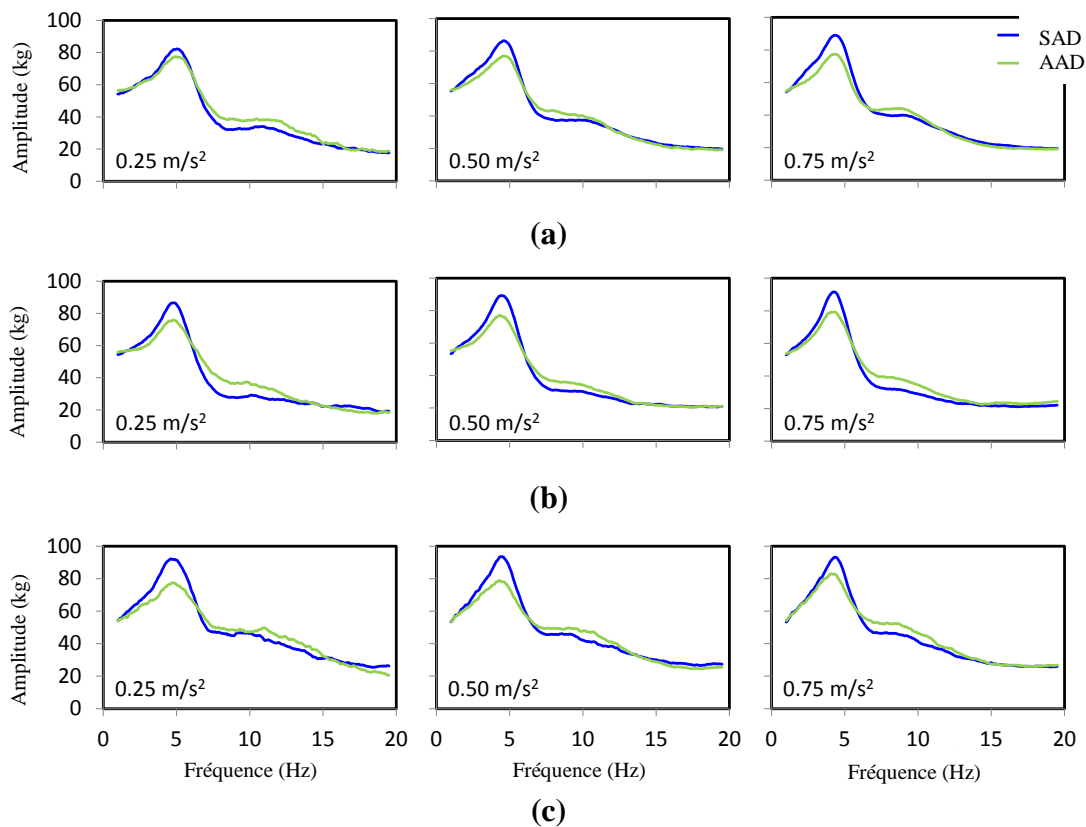


Figure 5.9 : Comparaison des réponses moyennes en amplitude de la MAPP des sujets assis sur les sièges élastiques sans appui-dos (SAD) et avec un appui-dos (AAD) sous différentes conditions d'excitation vibratoire (0,25 m/s^2 ; 0,50 m/s^2 ; 0,75 m/s^2) – (a) siège A ; (b) siège B ; (c) siège C.

Des tendances inverses sont toutefois apparentes en ce qui a trait à l'effet de l'appui-dos autour de la fréquence de résonance secondaire, bien que le maximum secondaire de la réponse moyenne soit moins net en raison du moyennage des données. Les résultats indiquent par ailleurs que les fréquences de résonance principales liées aux réponses maximales moyennes sans appui-dos sont comparables à celles obtenues avec un appui-dos vertical (Tableau 5.3). À titre d'exemple, les fréquences de résonance principales avec le siège A dans la posture SAD sont de

5,13 Hz, 4,70 Hz et 4,50 Hz sous une excitation de 0,25, 0,50 et 0,75 m/s², respectivement, tandis que les fréquences correspondantes dans la posture AAD sont de 5,17 Hz, 4,71 Hz et 4,40 Hz. Des tendances similaires ont également été observées avec les sièges B et C.

5.3.4 Effet de l'amplitude de vibration

La Figure 5.10 illustre la comparaison des réponses moyennes en amplitude de la MAPP sous les niveaux d'excitation retenus avec les trois sièges élastiques et dans les deux conditions d'assise. La tendance du corps humain à s'assouplir avec une augmentation de l'excitation ressort clairement des résultats obtenus avec tous les sièges, indépendamment de la condition d'assise, comme observé avec le siège rigide (Figure 4.8). Dans l'ensemble, les résultats révèlent des amplitudes maximales légèrement plus élevées près des fréquences de résonance principales suivant une augmentation de l'amplitude d'excitation de 0,25 à 0,75 m/s². La tendance à l'assouplissement a également été étudiée sous l'angle des variations de la fréquence de résonance principale avec une augmentation de l'amplitude d'excitation. Les résultats, présentés dans le Tableau 5.3, indiquent un effet d'assouplissement de l'amplitude de vibration plus important dans la posture AAD que dans la posture SAD. Avec le siège A, la fréquence de résonance principale des réponses moyennes passe de 5,13 à 4,50 Hz dans le cas de la posture SAD, et de 5,17 à 4,40 Hz dans le cas de la posture AAD suivant une augmentation de l'amplitude d'excitation de 0,25 à 0,75 m/s². Avec le siège B, la fréquence correspondante passe respectivement de 4,96 à 4,42 Hz et de 4,84 à 4,24 Hz dans les conditions d'assise SAD et AAD. Avec le siège C, la fréquence correspondante passe respectivement de 5,02 à 4,50 Hz et de 5,01 à 4,20 Hz dans les conditions d'assise SAD et AAD. Les résultats révèlent un changement de fréquence relativement moins important avec les sièges élastiques qu'avec le siège rigide (Tableau 5.3). Cela dit, le siège élastique relativement rigide (siège A) donne lieu à un changement de fréquence plus important que les autres sièges élastiques dans la posture SAD, tandis que le coussin d'air à amortissement très léger (siège C) donne lieu à un changement de fréquence plus important dans la posture AAD.

Les résultats présentés aux Figures 5.7 à 5.10 permettent de conclure que les coussins ont des effets marqués sur les réponses de MAPP du corps en position assise. Les amplitudes maximales de la MAPP et les fréquences correspondantes des sujets assis sur les sièges élastiques sont nettement inférieures à celles obtenues avec le siège rigide ($p < 0,005$). Les réponses de MAPP des sujets assis sur les sièges élastiques sont en outre fortement influencées par la condition d'assise et l'amplitude d'excitation.

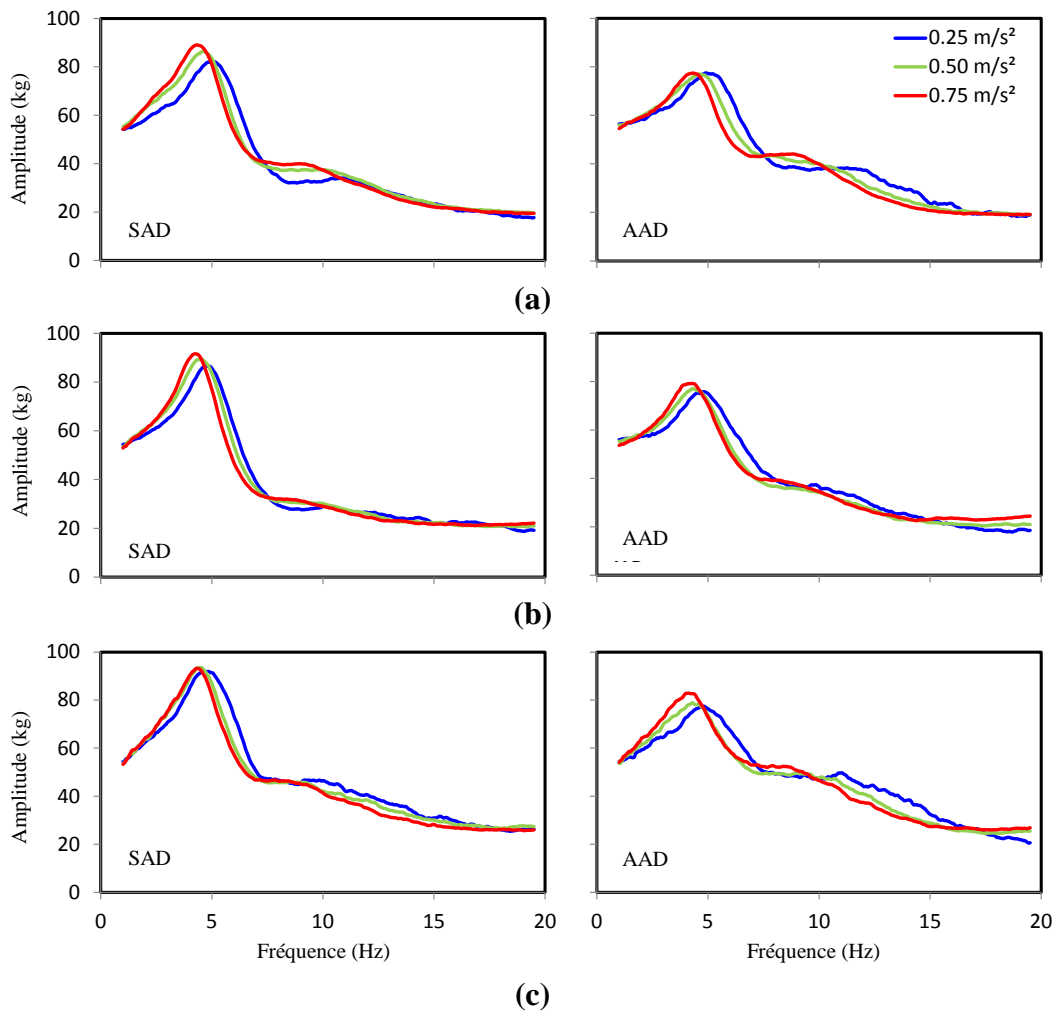


Figure 5.10 : Comparaison des réponses moyennes des sujets assis sur des sièges élastiques sans appui-dos (SAD) et avec un appui-dos (AAD) sous différentes amplitudes de vibration – (a) siège A ; (b) siège B ; (c) siège C.

5.4 Effet lié au sexe sur les réponses de MAPP obtenues avec des sièges élastiques

La Figure 5.11 compare les réponses en amplitude de la MAPP des sujets masculins et féminins pour chaque combinaison de siège élastique, de condition d'assise et d'amplitude d'excitation. Les résultats révèlent que les réponses en amplitude de la MAPP des sujets masculins sont plus élevées que celles des sujets féminins dans la plus grande partie de la plage de fréquences, quels que soient le siège, la posture et l'excitation. Les écarts observés entre les réponses en amplitude des deux sexes peuvent en partie être attribués à leur masse corporelle moyenne respective. Par ailleurs, près du mode vibratoire secondaire, les réponses des sujets féminins sont plus prononcées que celles des sujets masculins pour tous les niveaux de vibrations retenus et dans les

deux conditions d'assise. Il convient de noter que ce maximum secondaire est moins évident en raison du moyennage des données. Ces tendances sont comparables à celles observées avec le siège rigide (Figure 4.6). La comparaison des réponses de MAPP révèle globalement des amplitudes relativement plus élevées chez les deux sexes avec le siège à coussin d'air dans toute la plage de fréquences, sauf à de très basses fréquences. Indépendamment de la condition d'assise et de l'amplitude d'excitation, c'est avec le siège A que les amplitudes maximales de la MAPP sont les plus faibles pour les deux sexes, tandis qu'avec le siège B, les amplitudes les plus faibles surviennent près de la fréquence de résonance secondaire. Les résultats présentés à la Figure 5.11 montrent en outre que les fréquences de résonance principales des réponses moyennes des sujets masculins est relativement plus élevée que celle des réponses moyennes des sujets féminins.

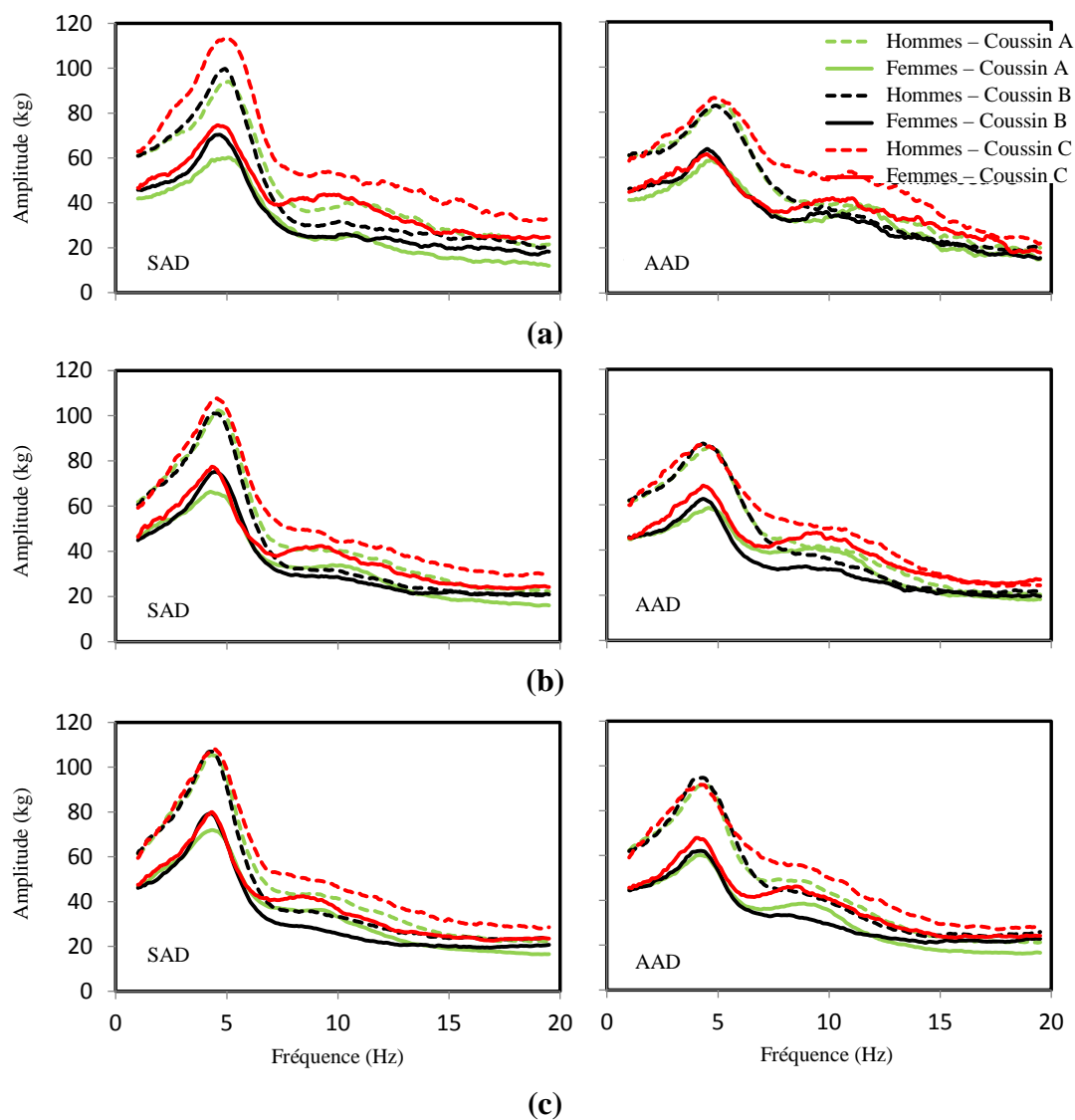


Figure 5.11 : Comparaison des réponses moyennes en amplitude de la MAPP des sujets masculins et féminins assis sur des sièges élastiques et soumis à différents niveaux de vibration : (a) $0,25 \text{ m/s}^2$; (b) $0,50 \text{ m/s}^2$; (c) $0,75 \text{ m/s}^2$.

Les réponses moyennes maximales en amplitude et les fréquences de résonance principales des deux sexes sont présentées dans le Tableau 5.5 pour les différentes combinaisons de siège élastique, de soutien du dos et d'excitation retenues. Les valeurs moyennes présentées dans ce tableau révèlent en outre des fréquences de résonance principales moins élevées chez les sujets féminins que chez les sujets masculins. Les résultats indiquent également que les fréquences de résonance principales des sujets féminins assis sur un coussin d'air (siège C) sont les plus faibles, alors qu'avec le siège A, relativement plus rigide, les fréquences sont plus élevées dans les deux conditions d'assise. Les résultats révèlent par ailleurs des écarts plus importants entre les fréquences de résonance principales des sujets masculins et féminins avec le siège C qu'avec les sièges A et B.

Tableau 5.5 : Moyenne (écart-type) des amplitudes maximales de la MAPP et des fréquences de résonance principales des sujets masculins et féminins assis sur les différents coussins dans les deux conditions d'assise et sous les trois niveaux d'excitation.

Posture	SAD – Sans appui-dos						AAD – Avec un appui-dos					
	A – Plat en MPU		B – Moulant en MPU		C – Coussin d'air		A – Plat en MPU		B – Moulant en MPU		C – Coussin d'air	
Sexe	M	F	M	F	M	F	M	F	M	F	M	F
Excitation (m/s ²)	Amplitude maximale de la MAPP (kg) : moyenne (écart-type)											
0,25	102,2 (26,5)	65,6 (10,9)	106,1 (31,7)	75,9 (15,0)	123,9 (36,7)	82,1 (14,2)	88,4 (18,8)	62,9 (10,1)	88,0 (21,7)	65,0 (10,9)	92,9 (27,7)	63,9 (9,7)
0,50	107,7 (29,3)	70,2 (8,2)	108,3 (32,0)	79,8 (15,7)	113,6 (37,6)	80,7 (17,2)	90,2 (20,4)	62,3 (6,9)	91,6 (20,8)	64,5 (8,8)	93,3 (26,7)	71,0 (13,1)
0,75	110,0 (33,1)	76,0 (11,4)	112,5 (29,3)	83,2 (15,4)	112,8 (35,0)	82,7 (15,3)	95,8 (22,3)	62,4 (9,8)	98,4 (22,4)	64,3 (11,6)	97,9 (25,7)	70,9 (8,1)
Excitation (m/s ²)	Fréquence de résonance principale (Hz) : moyenne (écart-type)											
0,25	5,31 (0,59)	5,26 (1,55)	5,07 (0,51)	4,82 (0,54)	5,20 (0,69)	4,66 (0,96)	5,26 (0,57)	4,84 (0,49)	4,98 (0,51)	4,57 (0,29)	5,24 (0,84)	4,55 (0,67)
0,50	4,79 (0,39)	4,58 (0,54)	4,68 (0,46)	4,64 (0,43)	4,81 (0,59)	4,36 (0,54)	4,76 (0,54)	4,54 (0,63)	4,68 (0,60)	4,39 (0,32)	4,55 (0,65)	4,46 (0,46)
0,75	4,55 (0,49)	4,40 (0,47)	4,43 (0,44)	4,41 (0,42)	4,77 (0,60)	4,32 (0,38)	4,43 (0,56)	4,29 (0,44)	4,30 (0,41)	4,16 (0,37)	4,31 (0,56)	4,10 (0,22)

M – Masculin ; F – Féminin

Les résultats révèlent aussi un effet de couplage entre le sexe et la masse corporelle sur les réponses de MAPP, comme pour le siège rigide. Afin de découpler l'effet de la masse corporelle, les ensembles de données ont été regroupés de manière à obtenir une masse corporelle comparable pour les deux sexes. Les ensembles de données provenant de sujets dont la masse corporelle était d'environ 60 kg (de 55 à 65 kg) et d'environ 70 kg (de 65 à 75 kg), respectivement désignés « G60 » et « G70 », ont ensuite été retenus pour étudier plus en détail l'effet lié au sexe avec les trois sièges élastiques, les deux conditions d'assise et les trois niveaux d'excitation.

Les Figures 5.12 à 5.14 comparent les réponses moyennes en amplitude des sujets masculins et féminins de masse corporelle comparable (groupes G60 et G70) dans les deux conditions de soutien du dos et sous les trois niveaux de vibrations. Le Tableau 5.6 présente la moyenne des fréquences de résonance principales et la moyenne des amplitudes maximales de la MAPP des deux groupes de masse corporelle obtenues avec les trois sièges élastiques et dans les différentes conditions d'assise et d'excitation. Il convient de noter que les résultats issus des réponses des sujets féminins du groupe de masse corporelle G60 avec le siège A et dans la condition AAD ne sont pas présentés, car les données comportaient d'importants écarts. Les résultats confirment en outre que les sujets féminins présentent des fréquences de résonance principales relativement moins élevées que les sujets masculins de masse corporelle comparable, quels que soient le type de siège, la condition d'assise et le niveau d'excitation. Les écarts entre les fréquences de résonance principales des sujets masculins et féminins variaient par ailleurs entre les deux groupes de masse corporelle et avec les trois sièges élastiques. Les écarts observés sont plus importants pour le groupe G60 que pour le groupe G70. Les écarts entre les fréquences de résonance principales des sujets masculins et féminins sont aussi plus importants avec le siège C qu'avec les sièges A et B, ce qui suggère que les réponses de MAPP dépendent des propriétés de rigidité et d'amortissement du siège. Les résultats présentés quant aux amplitudes de MAPP révèlent que les valeurs moyennes des amplitudes maximales de la MAPP des sujets masculins sont comparables à celles des sujets féminins des groupes de masse corporelle comparable pour tous les sièges à coussin. Cependant, dans quelques combinaisons d'essais sur le coussin plat en MPU, l'amplitude maximale de la MAPP des sujets masculins était plus élevée de plus de 10 % que celle des sujets féminins.

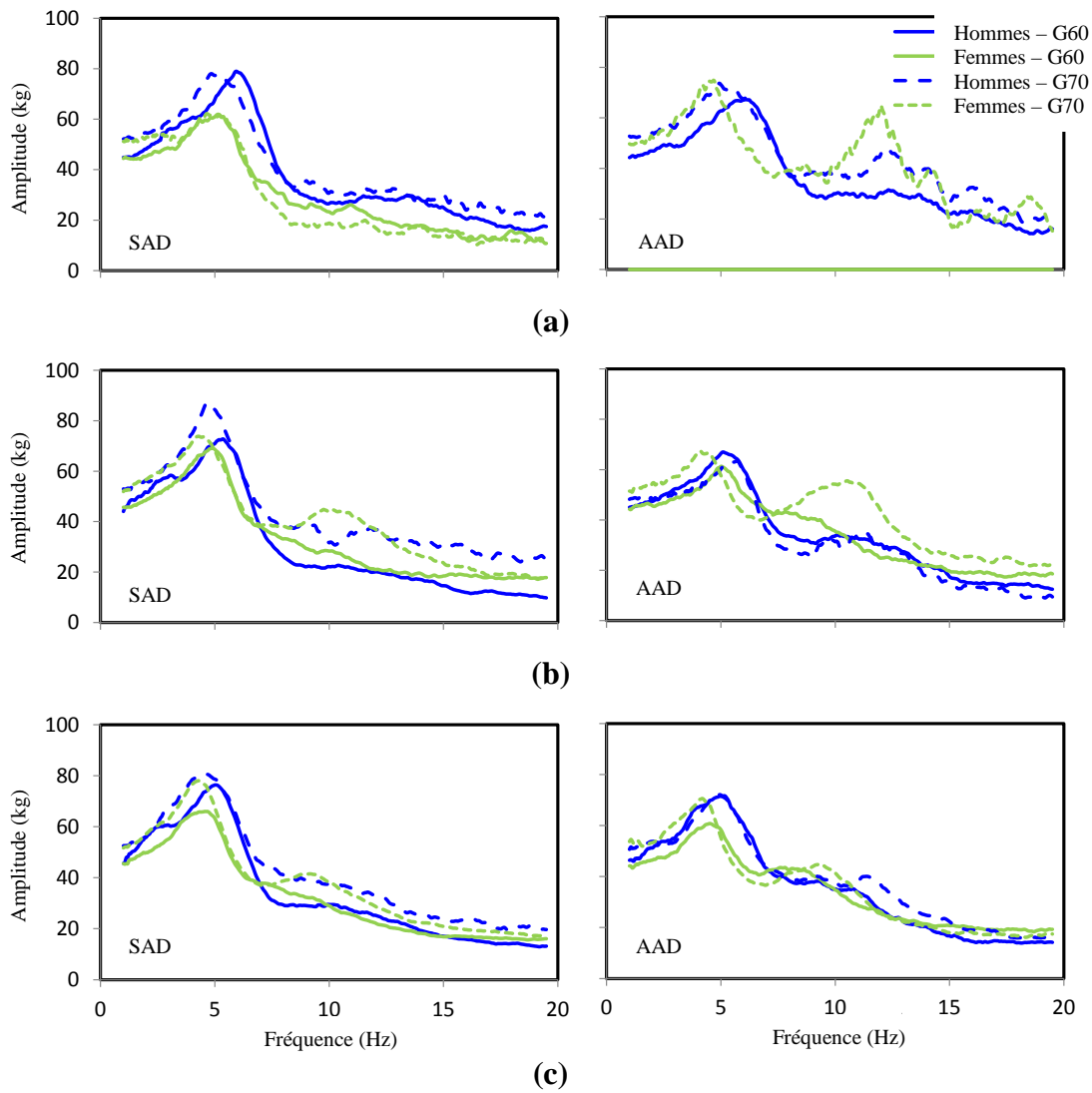


Figure 5.12 : Réponses moyennes en amplitude de la MAPP des sujets masculins et féminins de deux groupes de masse corporelle (60 kg et 70 kg) assis sur le coussin plat en MPU (siège A) avec un appui-dos vertical (AAD) ou sans appui-dos vertical (SAD), et soumis à différents niveaux d'excitation : (a) $0,25 \text{ m/s}^2$; (b) $0,50 \text{ m/s}^2$; (c) $0,75 \text{ m/s}^2$.

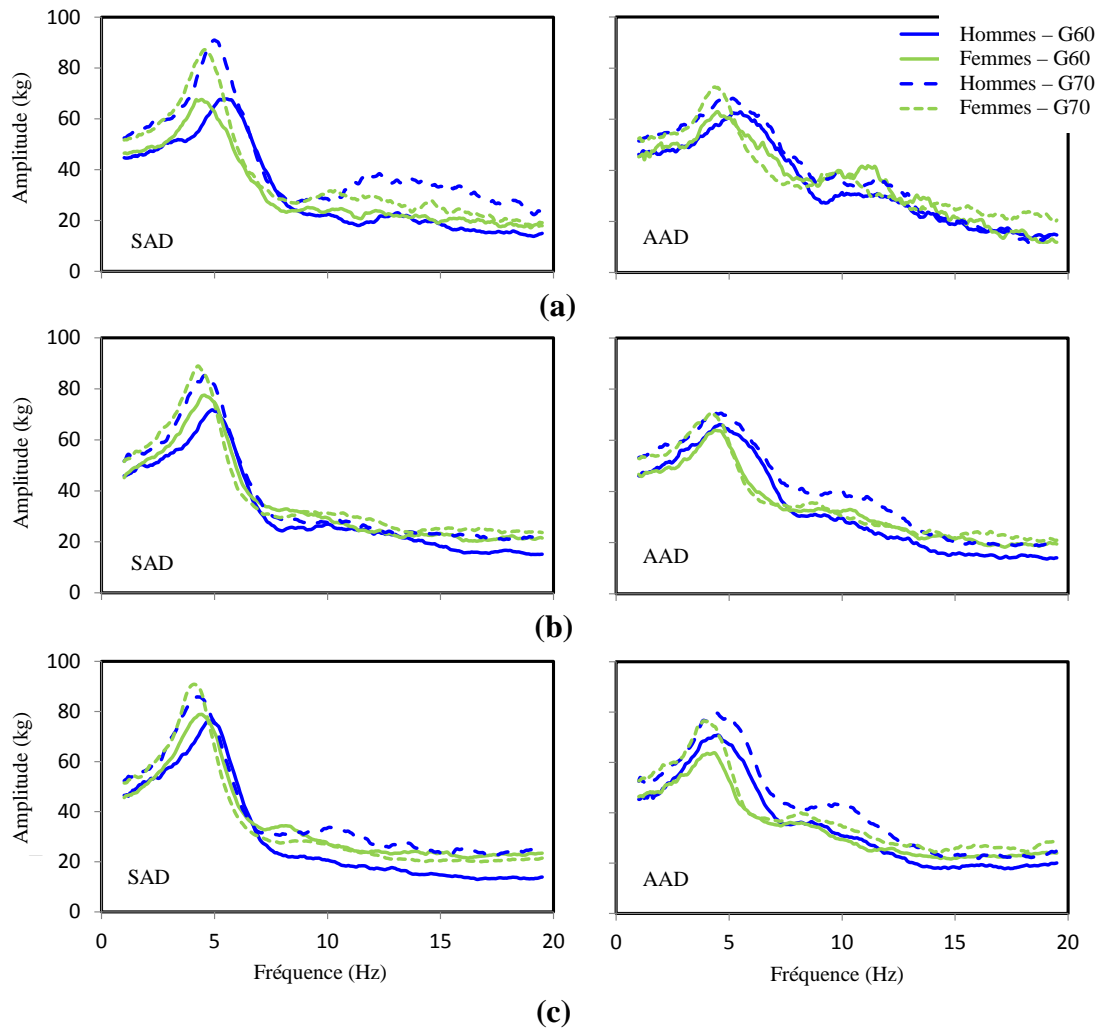


Figure 5.13 : Réponses moyennes en amplitude de la MAPP des sujets masculins et féminins de deux groupes de masse corporelle (60 kg et 70 kg) assis sur le siège B et soumis à différents niveaux d'excitation : (a) $0,25 \text{ m/s}^2$; (b) $0,50 \text{ m/s}^2$; (c) $0,75 \text{ m/s}^2$.

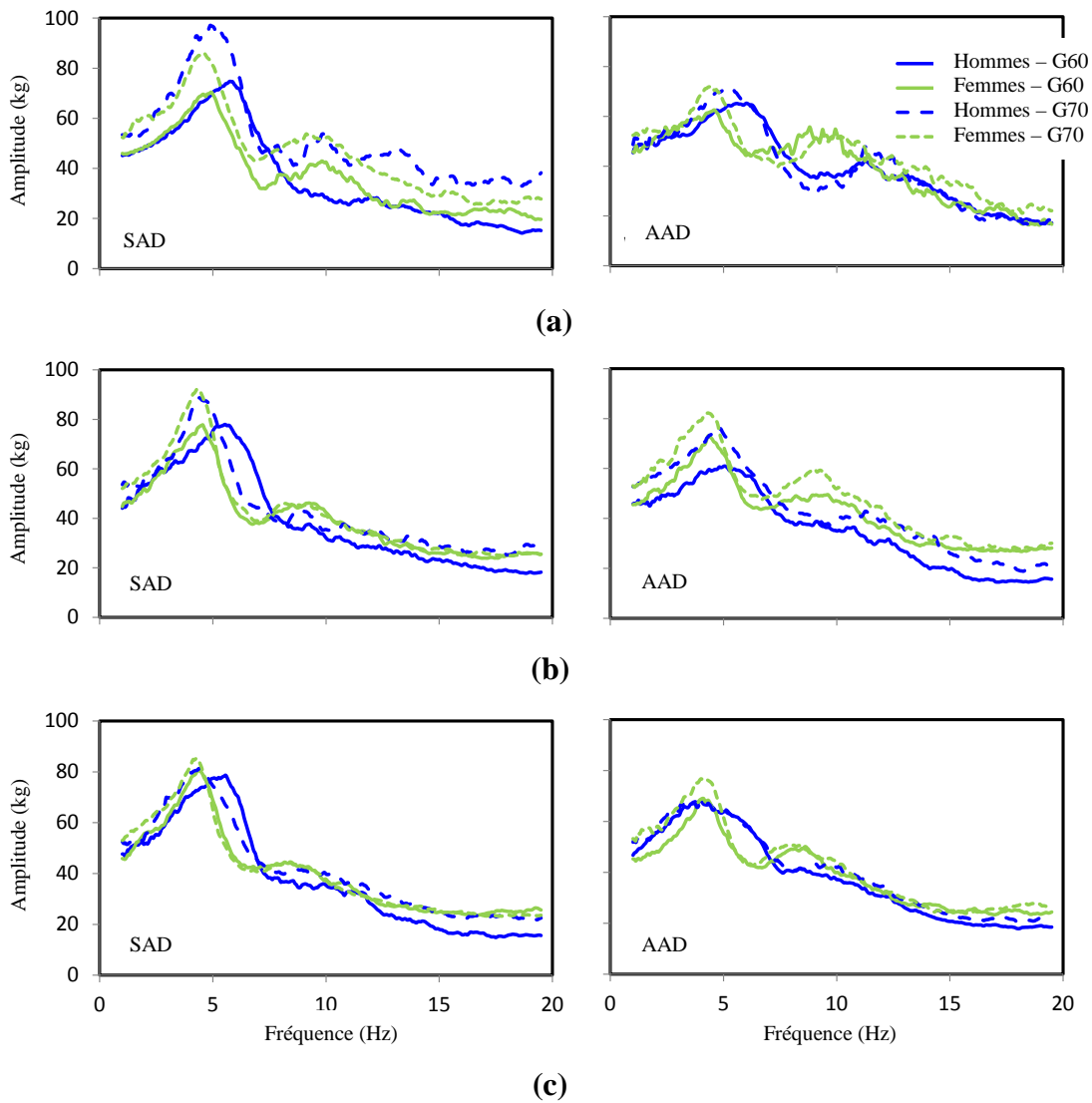


Figure 5.14 : Réponses moyennes en amplitude de la MAPP des sujets masculins et féminins de deux groupes de masse corporelle (60 kg et 70 kg) assis sur le siège C et soumis à différents niveaux d'excitation : (a) 0,25 m/s² ; (b) 0,50 m/s² ; (c) 0,75 m/s².

Tableau 5.6 : Moyenne (écart-type) des fréquences de résonance principales et des amplitudes maximales de la MAPP des sujets masculins et féminins des deux groupes de masse corporelle assis sur les sièges élastiques et exposés à des vibrations de différentes amplitudes.

	Groupe	Groupe de masse corporelle – G60				Groupe de masse corporelle – G70				
		Posture	SAD		AAD		SAD		AAD	
			M	F	M	F	M	F	M	F
Siège	Excitation	Fréquence de résonance principale (Hz)								
A – Coussin plat en MPU	0,25 m/s ²	5,98 (0,28)	4,91 (0,69)	5,76 (0,50)		5,40 (0,51)	4,63	5,48 (0,49)	4,69	
	0,50 m/s ²	5,14 (0,31)	4,92 (0,45)	5,31 (0,37)	5,05 (0,45)	4,96 (0,38)	4,56 (0,40)	5,16 (0,75)	4,23 (0,24)	
	0,75 m/s ²	5,06 (0,38)	4,28 (0,54)	4,72 (0,66)	4,45 (0,62)	4,58 (0,92)	4,41 (0,37)	4,98 (0,48)	4,18 (0,23)	
		Amplitude maximale de la MAPP (kg)								
	0,25 m/s ²	79,9 (6,1)	68,3 (7,7)	70,5 (6,9)		89,1 (16,4)	62,1	75,8 (11,0)	74,9	
	0,50 m/s ²	73,3 (7,0)	72,3 (8,1)	68,9 (11,1)	63,1 (4,5)	88,1 (30,4)	77,3 (5,6)	64,4 (4,9)	67,9 (1,8)	
	0,75 m/s ²	78,6 (12,1)	71,0 (9,1)	75,9 (6,7)	63,5 (3,0)	86,1 (24,9)	80,7 (7,4)	72,7 (5,4)	71,4 (5,4)	
B – Coussin moulant en MPU		Fréquence de résonance principale (Hz)								
	0,25 m/s ²	5,59 (0,39)	4,60 (0,62)	5,39 (0,45)	4,59 (0,22)	5,04 (0,16)	4,70 (0,34)	4,81 (0,57)	4,42 (0,31)	
	0,50 m/s ²	4,95 (0,40)	4,66 (0,53)	5,23 (0,76)	4,49 (0,45)	4,83 (0,43)	4,42 (0,19)	4,58 (0,52)	4,24 (0,16)	
	0,75 m/s ²	4,92 (0,21)	4,58 (0,45)	4,36 (0,59)	4,14 (0,29)	4,48 (0,59)	4,12 (0,25)	4,52 (0,54)	3,97 (0,15)	
		Amplitude maximale de la MAPP (kg)								
	0,25 m/s ²	70,9 (7,0)	71,8 (8,2)	65,7 (5,1)	63,4 (6,4)	91,8 (13,4)	96,0 (13,5)	73,9 (7,8)	74,1 (8,1)	
	0,50 m/s ²	74,0 (8,2)	75,8 (8,6)	70,1 (7,3)	66,5 (4,7)	87,9 (20,3)	89,8 (17,1)	74,2 (4,8)	71,6 (5,8)	
0,75 m/s ²	77,4 (1,4)	84,2 (4,0)	74,7 (14,2)	70,8 (6,2)	91,0 (16,4)	93,5 (13,8)	82,8 (9,0)	78,0 (9,7)		
C – Coussin d'air		Fréquence de résonance principale (Hz)								
	0,25 m/s ²	5,86 (0,60)	5,25 (0,86)	5,78 (0,84)	4,66 (0,13)	5,44 (0,53)	4,42 (0,39)	5,27 (0,76)	4,58 (0,36)	
	0,50 m/s ²	5,54 (0,78)	4,23 (0,63)	5,04 (0,67)	4,46 (0,38)	4,77 (0,66)	4,36 (0,25)	4,84 (0,04)	4,34 (0,19)	
	0,75 m/s ²	5,41 (0,36)	4,43 (0,46)	4,46 (0,78)	4,09 (0,22)	4,98 (0,90)	4,30 (0,32)	4,48 (0,88)	4,06 (0,29)	
		Amplitude maximale de la MAPP (kg)								
	0,25 m/s ²	77,6 (8,2)	75,1 (4,9)	70,6 (12,1)	63,8 (1,7)	94,2 (10,2)	87,8 (10,1)	77,4 (6,0)	73,9 (8,5)	
	0,50 m/s ²	82,1 (2,3)	79,7 (14,2)	68,1 (8,8)	74,6 (3,8)	90,3 (28,2)	93,4 (18,1)	75,9 (2,7)	83,7 (5,4)	
0,75 m/s ²	80,4 (7,9)	78,6 (13,7)	76,2 (10,1)	72,1 (7,3)	87,3 (5,4)	88,3 (13,0)	76,7 (5,8)	77,7 (3,4)		

5.4.1 Effet de la masse corporelle sur les réponses de MAPP obtenues avec des sièges élastiques

Pour évaluer l'effet de la masse corporelle sur les réponses de MAPP des sujets masculins et féminins assis sur des sièges élastiques, les ensembles de données ont été regroupés selon trois fourchettes de masse corporelle pour chaque sexe. Ces fourchettes se situent autour de 60 kg (55 à 65 kg), de 80 kg (75 à 85 kg) et de 95 kg (90 à 106 kg) pour les sujets masculins, et autour de 50 kg (45,5 à 55 kg), de 60 kg (55 à 65 kg) et de 70 kg (66 à 72,5 kg) pour les sujets féminins. Les Figures 5.15 et 5.16 illustrent les réponses de MAPP moyennes des sujets correspondant à chaque fourchette de masse corporelle dans les deux conditions d'assise (SAD et AAD), avec les trois sièges élastiques et sous une excitation de $0,50 \text{ m/s}^2$. Les résultats révèlent des effets liés à la masse corporelle comparables à ceux observés dans les réponses obtenues avec le siège rigide. L'amplitude de la MAPP présente une variabilité relativement plus grande aux basses fréquences, soit jusqu'à la fréquence de résonance principale, et ce, quelle que soit la condition d'assise. L'amplitude maximale de la MAPP des sujets plus lourds est nettement plus importante que celle des sujets de faible poids des deux sexes, tandis que la fréquence de résonance principale des sujets de faible poids est nettement supérieure à celle des sujets plus lourds.

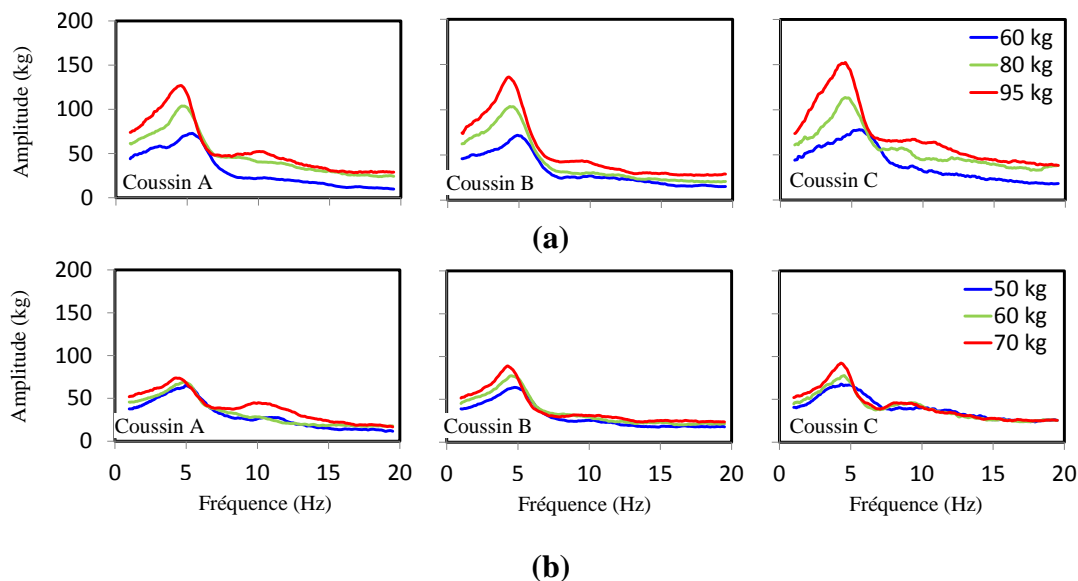


Figure 5.15 : Comparaison des réponses moyennes en amplitude de la MAPP des sujets masculins et féminins de différents groupes de masse corporelle assis sur des sièges élastiques : (a) sujets masculins ; (b) sujets féminins (posture : SAD ; excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).

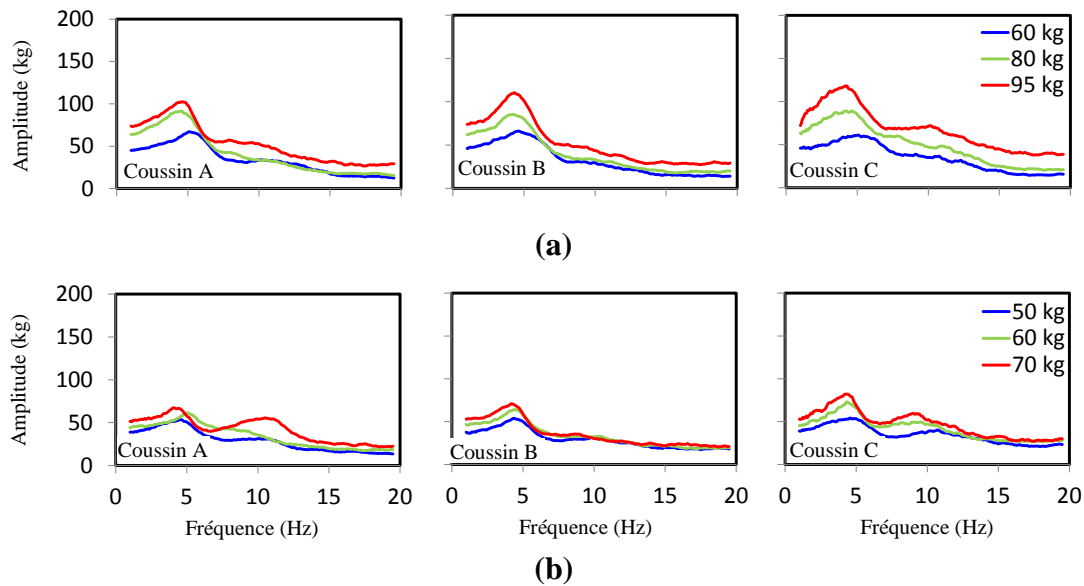


Figure 5.16 : Comparaison des réponses moyennes en amplitude de la MAPP des sujets masculins et féminins de différents groupes de masse corporelle assis sur des sièges élastiques : (a) sujets masculins ; (b) sujets féminins (posture : AAD ; excitation : $0,50 \text{ m/s}^2$).

La Figure 5.17 illustre d'autres corrélations entre l'amplitude maximale de la MAPP et la masse corporelle avec les trois sièges, dans les deux conditions d'assise et sous les trois niveaux d'excitation. Malgré une importante dispersion des valeurs d'amplitude maximale de la MAPP en fonction de la masse corporelle, les résultats suggèrent une corrélation positive entre l'amplitude maximale de la MAPP et la masse corporelle, quels que soient le siège, la condition d'assise et le niveau d'excitation (r^2 variant entre 0,74 et 0,89). Les réponses obtenues avec le siège rigide ont révélé des corrélations relativement plus élevées entre l'amplitude maximale de la MAPP et la masse corporelle (Figure 4.17, r^2 variant entre 0,91 et 0,95). Une très faible corrélation a toutefois été observée entre la fréquence de résonance principale et la masse corporelle, quels que soient le siège et la condition d'assise, sous l'excitation de $0,50 \text{ m/s}^2$ (Figure 5.18).

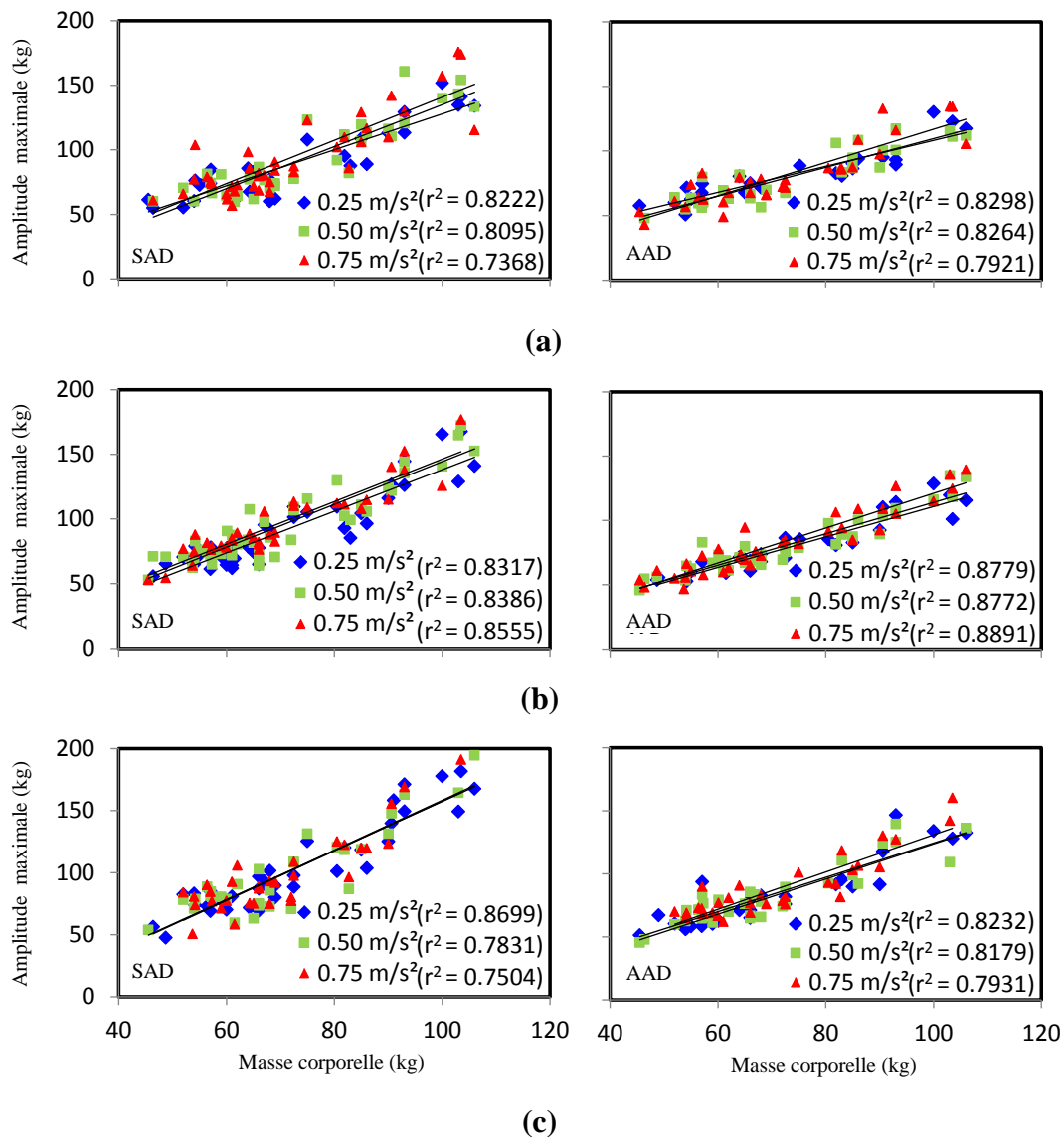


Figure 5.17 : Corrélations entre les réponses maximales en amplitude de la MAPP et la masse corporelle des sujets masculins et féminins dans les deux conditions d'assise et sous les trois niveaux d'excitation – (a) siège A : plat en MPU ; (b) siège B : moulant en MPU ; (c) siège C : à coussin d'air.

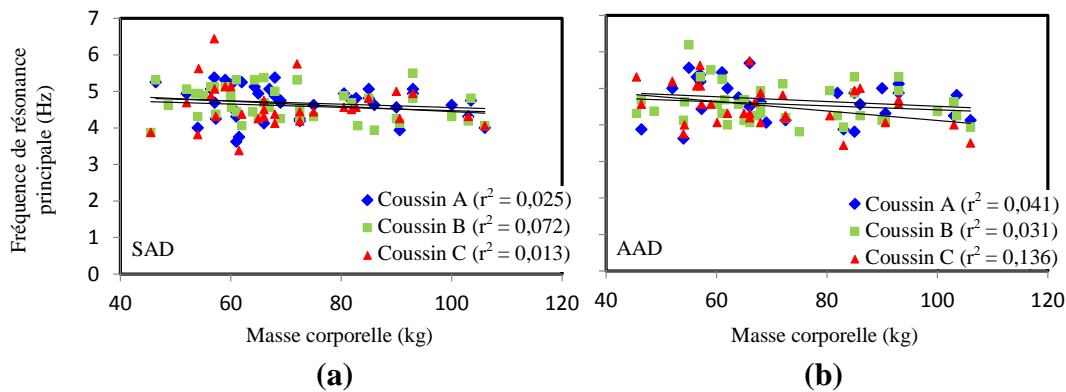


Figure 5.18 : Corrélations entre les fréquences de résonance principales et la masse corporelle des sujets masculins et féminins dans les deux conditions d'assise et sous une excitation de $0,50 \text{ m/s}^2$ – (a) SAD : sans appui-dos ; (b) AAD : avec un appui-dos.

Les tendances observées suggèrent néanmoins une corrélation négative entre la fréquence de résonance et la masse corporelle, comme pour le siège rigide. Le Tableau 5.7 résume les corrélations entre l'amplitude maximale et la masse corporelle (sous forme de valeurs de r^2) pour les deux sexes, avec les trois sièges élastiques, dans les deux conditions d'assise et sous les trois niveaux d'excitation. Les résultats révèlent des corrélations plus élevées chez les sujets masculins que chez les sujets féminins pour toutes les combinaisons retenues. Des corrélations relativement faibles sont évidentes avec le siège A (coussin plat en MPU) et le siège C (coussin d'air) sous l'excitation plus élevée de $0,75 \text{ m/s}^2$, comparativement au siège B (coussin moulant en MPU).

Tableau 5.7 : Coefficient de détermination (r^2) de l'amplitude maximale de la MAPP selon la masse corporelle des sujets pour les trois sièges, les deux conditions d'assise et les trois niveaux d'excitation.

Appui-dos	Excitation (m/s^2)	Homme			Femme		
		Siège A	Siège B	Siège C	Siège A	Siège B	Siège C
SAD	0,25	0,78	0,82	0,85	0,29	0,53	0,52
	0,50	0,76	0,87	0,80	0,35	0,52	0,36
	0,75	0,72	0,84	0,83	0,40	0,70	0,19
AAD	0,25	0,78	0,85	0,79	0,44	0,76	0,70
	0,50	0,74	0,82	0,78	0,66	0,75	0,79
	0,75	0,67	0,82	0,77	0,61	0,67	0,39

5.5 Constatations

5.5.1 Comparaison des réponses de MAPP de cette étude avec les données publiées

Les réponses biodynamiques de sujets humains assis sur un siège à coussin et exposés à des vibrations globales du corps dans l'axe vertical n'ont été rapportées que dans une étude [57]. L'étude en question a examiné les réponses de MAPP de 13 sujets (masse corporelle : $79,3 \pm 24,3$ kg) assis sur un siège à coussin avec un appui-dos incliné (angle d'inclinaison : 17 à 28 degrés par rapport à l'axe vertical). Trois amplitudes de vibration différentes ont été appliquées à la base du siège, et l'amplification ou l'atténuation des vibrations par le coussin n'a pas été considérée. Des vibrations aléatoires de type bruit blanc avec une DSP de l'accélération presque uniforme ont été synthétisées à la base du siège de manière à obtenir des accélérations efficaces globales de 0,25, 0,80 et 1,6 m/s^2 , et les accélérations efficaces de même que les spectres vibratoires à l'interface occupant-siège différaient considérablement. Compte tenu des différents niveaux de vibrations observés à l'interface humain-coussin, les résultats obtenus avec le siège à coussin n'ont pu être directement comparés à ceux obtenus avec un siège rigide.

Dans la présente étude, les expériences ont été conçues de manière à produire des vibrations comparables à l'interface humain-siège aussi bien avec le siège rigide qu'avec les sièges élastiques. Cette approche a permis des comparaisons directes entre les réponses obtenues avec le siège rigide et les sièges élastiques. Trois amplitudes d'excitation différentes avec une DSP de l'accélération presque constante au coussin de siège ont été synthétisées de manière à obtenir des accélérations efficaces globales de 0,25, 0,50 et 0,75 m/s^2 . L'accélération résultante à la base du siège a également été mesurée et analysée pour chaque siège et chaque groupe de masse corporelle. Les valeurs efficaces de l'accélération mesurée à la base du siège correspondant aux excitations d'accélération efficace de 0,25, 0,50 et 0,75 m/s^2 synthétisées au coussin de siège ont été obtenues à 0,35, 0,68 et 0,98 m/s^2 , respectivement, ce qui suggère une atténuation notable des vibrations par le siège élastique. À titre d'exemple, la Figure 5.19 illustre les caractéristiques de transmissibilité de l'accélération des trois sièges élastiques couplés à un sujet de 81 kg sous une excitation de 0,50 m/s^2 au coussin de siège. Les résultats indiquent clairement que des niveaux de vibrations significativement différents surviennent au coussin de siège lorsqu'on ne contrôle que la vibration à la base de siège.

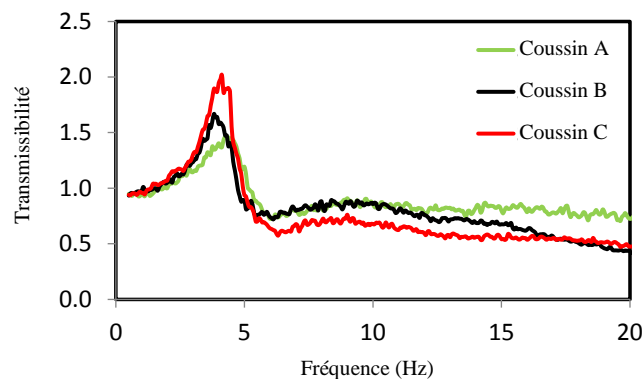


Figure 5.19 : Caractéristiques de transmissibilité des vibrations des sièges élastiques retenus (sujet de 81 kg ; excitation au coussin de siège : 0,50 m/s^2).

On a comparé la réponse moyenne en amplitude de la MAPP des sujets assis sur le coussin de siège sous une excitation de $0,8 \text{ m/s}^2$ rapportée dans [57] avec celle obtenue dans la présente étude pour une masse corporelle et une excitation moyennes comparables. La Figure 5.20(a) compare les réponses moyennes corrigées et non corrigées obtenues dans cette étude avec 31 sujets dont la masse corporelle se situait entre 70,3 et 73,5 kg et sous une excitation de $0,75 \text{ m/s}^2$ à celles rapportées dans [57]. Les amplitudes de MAPP rapportées sont nettement inférieures à celles obtenues dans la présente étude, qu'elles soient corrigées ou non, et ce, dans la plus grande partie de la plage de fréquences, bien que la masse corporelle moyenne des sujets de l'étude citée ait été plus élevée (79,3 kg). Les données rapportées révèlent également une amplitude beaucoup plus faible à basse fréquence, ce qui suggère que la masse corporelle soutenue par un siège élastique est significativement inférieure à celle soutenue par un siège rigide. Cela peut en partie être attribué à la faible plage dynamique du capteur de distribution de pression capacitif utilisé dans l'étude citée. L'amplitude corrigée de la MAPP à basse fréquence obtenue dans la présente étude correspond à environ 75-80 % de la masse corporelle moyenne en position debout, ce qui est comparable à celle observée avec un siège rigide [62]. Par ailleurs, l'amplitude maximale de la MAPP rapportée dans l'étude citée est légèrement inférieure à 50 kg, ce qui semble passablement faible pour une masse corporelle moyenne de 79,3 kg. Cette amplitude maximale est même plus faible que la masse corporelle moyenne soutenue par un siège rigide, laquelle serait d'environ 60 kg. Bien que l'étude citée ait été réalisée avec un appui-dos incliné et un coussin moulant, les écarts observés ne peuvent être entièrement attribuables à ces facteurs.

Les données corrigées acquises avec les 31 sujets ont également été normalisées en fonction de leur masse corporelle en position assise (75 % de leur masse corporelle en position debout). L'amplitude moyenne normalisée qui en résulte a aussi été comparée à la réponse normalisée rapportée sous la même excitation, comme illustré à la Figure 5.20(b). Il importe de souligner que la normalisation appliquée dans l'étude citée reposait sur la masse corporelle mesurée en position assise, laquelle se situait entre 46 % et 61 % de la masse corporelle totale. La comparaison révèle encore une fois des amplitudes normalisées rapportées beaucoup plus faibles dans toute la plage de fréquences que celles obtenues dans cette étude. Des valeurs comparables ne peuvent être observées qu'à de très faibles fréquences, soit autour de 1 Hz, et elles s'expliquent par différents facteurs de normalisation pris en compte dans les deux études.

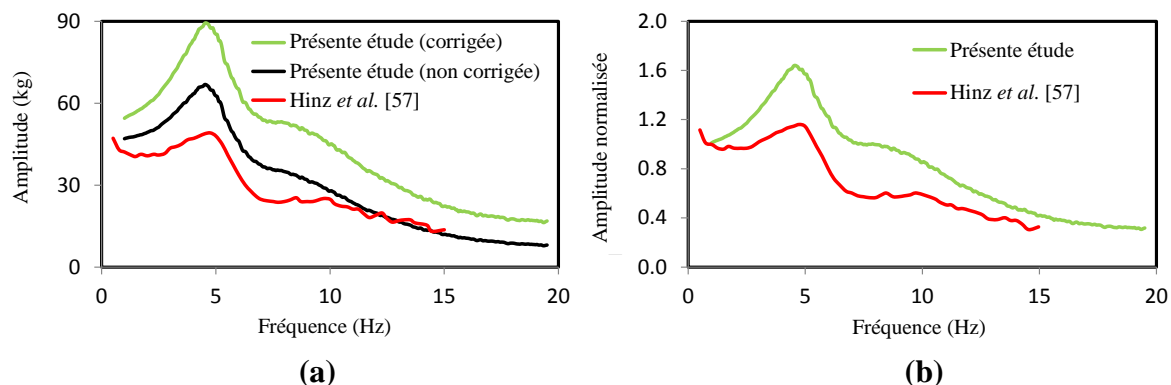


Figure 5.20 : Comparaison des réponses de MAPP moyennes de 31 sujets (masse corporelle moyenne : 71,9 kg) assis sur le siège A (plat en MPU) avec un appui-dos vertical, et des réponses moyennes de 13 sujets (masse corporelle moyenne : 79,3 kg) rapportées par Hinz et al. [57] – (a) amplitudes moyennes de la MAPP ; (b) amplitudes moyennes normalisées.

Le Tableau 5.8 compare quant à lui les amplitudes maximales principales et secondaires et les fréquences correspondantes avec les données rapportées dans [57]. La comparaison montre à nouveau que les valeurs maximales obtenues dans cette étude sont considérablement plus élevées que les valeurs rapportées, et ce, pour les trois sièges élastiques. Les fréquences correspondant aux maximums principaux et secondaires sont en outre plus faibles dans l'ensemble que celles rapportées, sauf dans le cas de la fréquence principale sous l'excitation de $0,75 \text{ m/s}^2$. Cela peut en partie s'expliquer par des différences de rigidité des sièges et d'inclinaison des appui-dos entre les deux études.

Tableau 5.8 : Comparaison des données publiées sur les amplitudes maximales principales et secondaires de la MAPP et sur les fréquences correspondantes avec celles obtenues dans la présente étude.

Excitation (m/s^2)	Hinz <i>et al.</i> [57]		Présente étude					
			Siège A		Siège B		Siège C	
	0,25	0,80	0,25	0,75	0,25	0,75	0,25	0,75
Amplitude maximale principale (kg)	48,0	53,3	82,9	83,1	80,3	82,3	83,2	88,0
Fréquence principale (Hz)	5,25	4,08	5,17	4,40	4,84	4,24	5,01	4,20
Amplitude maximale secondaire (kg)	29,0	29,8	43,8	48,1	36,2	40,9	53,1	58,3
Fréquence secondaire (Hz)	10,48	8,32	9,63	7,69	9,68	7,43	9,56	7,35

5.5.2 Réponses de MAPP de sujets assis sur des sièges élastiques

Les caractéristiques des réponses de MAPP de sujets humains exposés à des VGC dépendent de nombreux facteurs, comme l'indiquent les réponses obtenues avec un siège rigide. Or, dans le cas des sièges élastiques, les réponses semblent dépendre de facteurs additionnels, notamment de la dynamique des tissus sous les tubérosités ischiatiques et les cuisses, de la rotation du bassin, du mouvement viscéral et de la flexion du corps. Ces facteurs sont par ailleurs fortement liés aux propriétés viscoélastiques du siège, à la posture, à l'amplitude et à la fréquence des vibrations, de même qu'à la fréquence de résonance du système couplé humain-siège. Bien que les résultats révèlent clairement d'importants écarts entre les réponses de MAPP du corps humain en position assise sur un siège rigide et sur des sièges élastiques, il s'en dégage également des tendances comparables. À très basse fréquence, l'amplitude de la MAPP de sujets assis sur un siège rigide et sur des sièges élastiques, laquelle correspond à la masse corporelle soutenue par l'assiette du siège, s'avère passablement semblable. Pour certains des sujets, l'amplitude de la MAPP à basse fréquence était cependant moins élevée sur les sièges élastiques que sur le siège rigide. Les écarts observés étaient de plus de 15 % sous le faible niveau d'excitation de $0,25 \text{ m/s}^2$. Des écarts relativement plus importants ressortent en outre des données acquises dans la posture AAD. De tels écarts sont attribuables à la faible plage dynamique du dispositif de mesure de la pression

conjuguée à la condition d'assise et à la morphologie des sujets, qui créaient des zones de contact de faible pression. On peut en déduire que la pression de contact dynamique ne dépend pas seulement de la masse corporelle du sujet, mais aussi de sa stature, de sa morphologie et de son sexe. Selon les caractéristiques des réponses en fréquence observées avec des coussins élastiques, Wu *et al.* [55] ont conclu que la pression maximale était fonction d'interactions complexes entre le poids, la taille et la morphologie du sujet.

Les réponses de MAPP des sujets assis sur les sièges élastiques présentaient en outre une plus grande variabilité interindividuelle qu'avec le siège rigide. La grande variabilité des données à basse fréquence, soit jusqu'à 6 Hz, s'explique surtout par d'importants écarts de masse corporelle entre les sujets (de 45,5 à 106 kg), comme dans le cas des réponses obtenues avec le siège rigide. Les amplitudes de MAPP dans la plage des fréquences moyennes (entre les fréquences de résonance principale et secondaire) sont toutefois nettement plus faibles avec les sièges élastiques qu'avec le siège rigide (Figure 5.7). Les variations d'amplitude de la MAPP observées entre les sièges élastiques et le siège rigide peuvent résulter de plusieurs facteurs contributifs, parmi lesquels la pression à l'interface humain-siège et la rotation du bassin semblent jouer un rôle majeur. L'amplitude de la pression à l'interface est fortement liée aux propriétés viscoélastiques du siège, à la posture, à l'amplitude et à la fréquence des vibrations, de même qu'à la fréquence de résonance du système couplé humain-siège [55]. En position assise sur une surface rigide, la pression se concentre dans la région de l'ischion et culmine à proximité des tubérosités ischiatiques ; elle se révèle relativement faible sous les cuisses. Ainsi l'aire de contact humain-siège est-elle plus réduite sur un siège rigide que sur des sièges élastiques. La distribution de la pression à l'interface est d'ailleurs très différente avec des coussins élastiques. La masse corporelle en position assise est alors plus uniformément distribuée sur une aire de contact beaucoup plus importante, et la pression maximale à l'interface est significativement moins élevée que sur un siège rigide. La pression de contact maximale survient cependant à proximité des tubérosités ischiatiques. La pression maximale moins élevée à l'interface pourrait expliquer la plus faible amplitude de MAPP sur les sièges élastiques que sur le siège rigide. De plus, la posture assise sur un siège rigide provoque une rotation négligeable du bassin, tandis que les déflexions relatives d'un siège élastique provoquent une rotation relativement plus importante du bassin qui peut modifier la force de contact à l'interface humain-siège, et par conséquent l'amplitude de la MAPP.

Les réponses de MAPP obtenues avec les sujets assis sur les sièges élastiques retenus présentent en outre une fréquence de résonance principale moins élevée qu'avec le siège rigide, indépendamment des conditions d'assise et d'excitation. Les écarts relatifs à la fréquence de résonance principale du corps humain assis sur un siège rigide ou élastique sont en partie dus à la plus faible pression à l'interface humain-siège sur un siège élastique que sur un siège rigide, au-delà de leur rigidité statique respective. Wu *et al.* [56] ont également rapporté que la pression ischiatique à la surface d'un siège rigide atteint sa valeur maximale autour de 5 Hz, alors que sur un siège élastique soumis à des vibrations, elle culmine plutôt entre 2,5 et 3,0 Hz. Les écarts entre les fréquences de résonance principales observés avec les trois sièges élastiques sont plus vraisemblablement dus à des différences relatives à leur rigidité statique et à l'aire de contact humain-siège effective, qui influe sur la pression dynamique à l'interface, et donc sur la force dynamique directe.

La rotation du bassin et la force biodynamique développée à l'interface occupant-coussin devraient par ailleurs dépendre des propriétés viscoélastiques du siège, du profilage de la surface d'assise, de la condition d'assise et de la surface de contact des cuisses. Compte tenu des propriétés viscoélastiques largement différentes des sièges retenus, on s'attend à ce que les réponses de MAPP des sujets assis sur ces sièges diffèrent également. La rigidité statique des sièges A, B et C a été mesurée comme étant de 6,07 kN/m, 4,13 kN/m et 4,24 kN/m, respectivement. Bien que le siège C (coussin d'air) présente une rigidité inférieure à celle du siège A (plat en MPU), il offre une aire de contact humain-siège effective relativement moins importante en raison de la large taille des bulles d'air gonflées, comme illustré à la Figure 3.2. Le siège à coussin d'air offre en outre un amortissement minimal, attribuable à la minceur de son revêtement en MPU par rapport aux sièges A et B, dont la MPU plus épaisse possède des propriétés d'amortissement plus importantes. Le siège C produit donc une force dynamique directe et une amplitude de MAPP plus élevées que le siège A. La rigidité statique du siège B (coussin moulant en MPU) est comparable à celle du siège C, mais nettement moindre que celle du siège A. Compte tenu de sa faible rigidité et de sa géométrie profilée, le siège B offre une aire de contact humain-siège beaucoup plus importante que les sièges A et C. Ce siège présente par conséquent une distribution plus uniforme de la pression sur le coussin que le siège A, où des concentrations localisées de haute pression étaient évidentes. Compte tenu de sa faible rigidité, ses cellules de mousse peuvent en outre s'affaisser advenant des déflexions aux fréquences plus élevées, et ainsi limiter les flux de dispersion dans la mousse. Les amplitudes de MAPP plus élevées observées avec le siège B par rapport au siège A à plus haute fréquence peuvent être attribuées à ce phénomène.

5.5.3 Effet de l'appui-dos

Le fait d'être soutenu par un appui-dos tend à réduire considérablement l'amplitude maximale de la MAPP par rapport à celle obtenue sans appui-dos, et n'a que très peu d'effet sur la fréquence de résonance principale (Figure 5.9). On peut en déduire qu'un appui-dos permet de limiter le mouvement du corps et donne lieu à une réponse plus amortie. Une tendance inverse est toutefois évidente autour de la fréquence de résonance secondaire, où l'amplitude de la MAPP augmente en position assise avec un appui-dos. Ces tendances relatives aux sièges à coussin sont identiques à celles observées avec des sièges rigides dans des études antérieures [59,61,62]. Des études antérieures ont également rapporté qu'un changement de condition d'assise modifiait le pourcentage de la masse corporelle soutenue par le siège [55,62]. La présence d'un appui-dos suscite en outre une plus grande pression à l'interface corps-siège près du coccyx. Les variations relatives aux réponses de MAPP dans différentes conditions d'assise peuvent en partie être attribuées à des variations du pourcentage de la masse corporelle soutenue par le siège et à des différences d'aire de contact à l'interface humain-siège. Les résultats de cette étude suggèrent qu'avec des sièges à coussin, une posture assise sans appui-dos génère une pression ischiatique beaucoup plus élevée qu'avec un appui-dos. Les pressions maximales plus élevées dans la posture SAD que dans la posture AAD contribuent à augmenter la réponse maximale en amplitude de la MAPP. Les moyennes d'amplitude maximale de la MAPP de sujets assis avec un appui-dos vertical obtenues dans cette étude étaient d'environ 9 %, 14 % et 14 % moins élevées que sans appui-dos pour les sièges A, B et C, respectivement. Les écarts d'amplitude maximale de la MAPP observés avec les trois sièges sont principalement dus à des différences de rigidité et de profilage.

5.5.4 Effet de l'amplitude de vibration

La tendance du corps humain à s'assouplir ressort à l'évidence des réponses obtenues avec les trois coussins, quelle que soit la condition de soutien du dos. Dans l'ensemble, les résultats révèlent une diminution de la fréquence de résonance principale avec une augmentation de l'amplitude d'excitation (Figure 5.10). La tendance à l'assouplissement a été largement documentée dans nombre d'études sur la caractérisation des réponses biodynamiques de sujets humains assis sur un siège rigide et exposés à des VGC [40,59,62,68,72]. Hinz *et al.* [57] ont également rapporté que le corps humain a tendance à s'assouplir en position assise sur un siège à coussin. Les résultats de la présente étude indiquent toutefois que l'assouplissement du corps sur un siège élastique diffère de celui observé sur un siège rigide [Tableau 5.3]. La variation de la tendance du corps humain à s'assouplir sur différents sièges peut être due à l'effet de couplage entre la condition d'assise et la rigidité du siège. En position assise sans appui-dos, les muscles abdominaux deviennent raides et tendus, alors qu'ils se décontractent lorsque le tronc est appuyé contre un dossier. Matsumoto et Griffin [89] ont rapporté qu'une augmentation de la tension dans les muscles abdominaux volontaires réduisait l'intensité de la non-linéarité de l'assouplissement dans les réponses de MAPP. Mansfield et Griffin [90] ont également observé un effet d'assouplissement relativement moins marqué dans les réponses de MAPP en position assise avec un appui-dos sur un siège rigide par rapport à la posture sans appui-dos.

Les trois sièges élastiques retenus dans le cadre de cette étude révélaient une tendance à l'assouplissement à des degrés variables, ce qui peut une fois de plus être attribué à des différences relatives à leurs propriétés de rigidité et d'amortissement. Dans le cas de la posture SAD, le siège A (plat en MPU), dont la rigidité était élevée (6,07 kN/m), a révélé une tendance à l'assouplissement plus marquée (0,63 Hz) suivant une augmentation de l'amplitude d'excitation de 0,25 à 0,75 m/s². Les sièges B et C, dont la rigidité était comparable, ont quant à eux donné lieu à un effet d'assouplissement similaire (0,54 Hz et 0,52 Hz, respectivement). Les résultats obtenus suggèrent par ailleurs que des variations de l'aire de contact à l'interface humain-siège, notamment observées dans le cas de la posture AAD, peuvent aussi influencer de façon significative sur la tendance du corps humain à s'assouplir avec une augmentation de l'amplitude d'excitation. Le siège B est celui qui a donné lieu au plus faible effet d'assouplissement (0,60 Hz) dans le cas de la posture AAD, ce qui peut s'expliquer par une aire de contact plus importante du fait de son coussin moulant et de sa moindre rigidité. Le siège A, beaucoup plus rigide et offrant une aire de contact relativement restreinte, a pour sa part donné lieu à un effet d'assouplissement beaucoup plus marqué (0,77 Hz). C'est toutefois le siège C (à coussin d'air) qui a donné lieu à l'effet d'assouplissement le plus important (0,81 Hz), ce qui s'explique par sa très faible aire de contact en raison de ses volumineuses bulles d'air.

Une augmentation de l'amplitude d'excitation donnait généralement lieu à une hausse plus importante des réponses de MAPP maximales avec les sièges élastiques, bien que quelques exceptions aient aussi été observées. Ce schéma de réponses n'a pas été observé avec le siège rigide. La hausse plus importante de l'amplitude maximale de la MAPP sous l'effet d'une augmentation de l'amplitude d'excitation sur les sièges élastiques pourrait être due à une augmentation de la pression maximale à l'interface humain-siège. Wu *et al.* [56] ont eux-mêmes

observé une augmentation beaucoup plus importante de la pression ischiatique maximale sur un siège élastique avec une augmentation de l'amplitude de l'excitation vibratoire.

5.5.5 Effet lié au sexe

Quelques études ont examiné l'effet lié au sexe sur les réponses biodynamiques de sujets assis sur des sièges rigides et exposés à des vibrations dans l'axe vertical, quoique les résultats publiés soient quelque peu contradictoires, comme exposé à la section 4.3.1. L'effet lié au sexe sur la transmissibilité des vibrations de sièges de véhicules automobiles types n'a été abordé que dans une des études citées [73]. L'étude en question portait sur la mesure non pas de la MAPP, mais plutôt de la transmissibilité de l'accélération siège-tête (TAST) chez des sujets masculins et féminins assis sur un siège élastique et exposés à des vibrations dans l'axe vertical, et elle concluait que la transmissibilité des vibrations d'un siège est fortement influencée par le sexe de l'occupant, ce qui peut en partie s'expliquer par des différences de masse corporelle entre les deux sexes.

Dans la présente étude, les réponses de MAPP obtenues avec des sièges élastiques ont révélé un effet de couplage entre le sexe et la masse corporelle, comme dans le cas du siège rigide (Figure 5.11 et Tableau 5.5). L'amplitude maximale de la MAPP et la fréquence correspondante étaient significativement différentes entre les deux sexes ($p < 0,005$). Une comparaison entre sujets des deux sexes au sein de groupes de masse corporelle similaire a révélé que les réponses de MAPP des sujets féminins étaient plus faibles que celles des sujets masculins (Figures 5.12 à 5.14). Les écarts entre les réponses des sujets masculins et féminins variaient par ailleurs entre le siège rigide et les sièges élastiques. Les écarts entre les fréquences de résonance principales variaient également selon les groupes de masse corporelle et selon les sièges (Tableau 5.6). Les différences observées quant aux réponses de MAPP des sujets masculins et féminins assis sur le siège rigide et sur les sièges élastiques sont très probablement dues à différents facteurs liés aux sièges et à l'anthropométrie. Il peut notamment s'agir des propriétés viscoélastiques des sièges, de la distribution de la pression de contact, ainsi que de la forme et de la constitution du corps, qui dépendent de différences anatomiques bien établies entre hommes et femmes. Les femmes ont plus de masse grasse (tissu adipeux) et un bassin plus large que les hommes. Le bassin des hommes est quant à lui plus haut, plus étroit et plus compact. On constate que la plus grande partie de la masse grasse des femmes se trouve dans le bassin et les cuisses. Les mesures anthropométriques effectuées sur les sujets recrutés ont révélé que les sujets féminins présentaient un tour de hanches plus important (101,1 cm et 103,9 cm au sein des groupes G60 et G70, respectivement) que les sujets masculins de masse corporelle comparable (93,2 cm et 99,0 cm au sein des groupes G60 et G70, respectivement). Une aire de contact plus étendue (578 cm² et 587 cm² dans le cas des groupes G60 et G70, respectivement) pourrait expliquer la moindre pression de contact maximale à l'interface chez les sujets féminins par rapport aux sujets masculins, pour lesquels l'aire de contact était nettement moins importante (355 cm² et 407 cm² dans le cas des groupes G60 et G70, respectivement). Les écarts de pression de contact à l'interface pourraient en outre expliquer en partie la plus faible fréquence de résonance principale et l'amplitude maximale de la MAPP légèrement moins élevée chez les sujets féminins que chez les sujets masculins.

Les écarts entre les fréquences de résonance principales des deux sexes pourraient aussi être dus à leurs proportions différentes de masse adipeuse et de masse musculaire. Les femmes ont généralement moins de masse musculaire, et donc moins de masse maigre que les hommes. Un rapport plus élevé de la masse grasse sur la masse maigre pourrait sous-tendre un plus faible rapport rigidité-masse [70], suggérant une moindre rigidité corporelle chez la femme que chez l'homme. De plus, les propriétés dynamiques de la masse musculaire et de la masse adipeuse diffèrent sensiblement entre les deux sexes [87]. Les muscles sont des matériaux viscoélastiques qui affichent un comportement thixotropique, ce qui les rend sensibles au taux de cisaillement (leur viscosité diminue lorsqu'ils sont soumis à une tension), tandis que la masse grasse (le tissu adipeux) est un matériau antithixotrope (une augmentation du taux de cisaillement a pour effet d'accroître sa viscosité) [87]. On peut donc s'attendre à ce que la fréquence de résonance principale des sujets féminins soit plus faible que celle des sujets masculins.

Des écarts liés au sexe ont également été observés dans les réponses de MAPP près de la fréquence de résonance secondaire. Quelques chercheurs ont tenté de cerner le facteur responsable de la résonance secondaire, et suggéré qu'elle pourrait être due à des mouvements de la masse pelvienne et viscérale [84-86]. Près de la fréquence de résonance secondaire, les sujets féminins présentaient des réponses de MAPP d'une amplitude plus élevée que les sujets masculins du même groupe de masse corporelle, ce qui pourrait s'expliquer par leur masse pelvienne plus importante que celle des sujets masculins de masse corporelle comparable en position debout. Les réponses de MAPP des sujets assis sur les différents sièges élastiques ont également révélé que les écarts les plus importants entre les fréquences de résonance principales des sujets masculins et féminins survenaient avec le coussin d'air (siège C), suivi du coussin plat en MPU (siège A) et du coussin moulant en MPU (siège B). Ces résultats sont une fois de plus attribuables aux propriétés viscoélastiques des sièges et à des différences anatomiques entre les deux sexes.

5.5.6 Effet de la masse corporelle

Les études sur les réponses biodynamiques de sujets assis sur des sièges rigides ont invariablement révélé que les sujets plus lourds présentaient une amplitude de MAPP beaucoup plus élevée, mais une fréquence de résonance principale moins élevée que les sujets plus légers [43,59,62,65]. Les résultats obtenus dans la présente étude avec des sièges élastiques affichent les mêmes tendances (Figures 5.15 et 5.16). De plus, la masse corporelle et l'amplitude maximale de la MAPP des sujets étaient positivement corrélées avec les données obtenues avec le siège rigide. Les valeurs de r^2 étaient cependant légèrement plus faibles pour les sièges élastiques (de 0,79 à 0,89) que pour le siège rigide (de 0,91 à 0,95), et les coefficients de détermination baissaient encore davantage lorsqu'on regroupait les sujets selon le sexe (sujets masculins : 0,67 à 0,87 ; sujets féminins : 0,19 à 0,79). Les faibles corrélations qui en découlent peuvent être attribuées à une variété de facteurs au-delà de la plage dynamique limitée du système de mesure, notamment : 1) les caractéristiques non linéaires des sièges élastiques, 2) le comportement non linéaire des sujets humains, susceptible de modifier la dynamique des tissus sous les cuisses et les tubérosités ischiatiques, et (3) le choix de sujets présentant un large éventail de paramètres anthropométriques (masse corporelle : de 45,5 à 106 kg ; IMC : de 15,78 à 34,99 kg/m² ; masse adipeuse : de 8,8 à 39,0 kg). On en déduit donc que l'effet de couplage

entre le comportement non linéaire du siège et le comportement non linéaire du corps humain est d'une grande complexité. D'autres études avec des sujets rigoureusement sélectionnés selon des fourchettes de paramètres anthropométriques clairement définies seraient souhaitables pour mieux comprendre les réponses biodynamiques de sujets couplés à des sièges élastiques.

5.6 Limites de l'étude

La méthode élaborée dans le cadre de cette étude pour mesurer les réponses de MAPP de sujets humains assis sur des sièges élastiques et exposés à des vibrations globales du corps fournit d'importantes lignes directrices pour la réalisation de futures études. Les résultats obtenus avec trois sièges élastiques, deux conditions d'assise et trois niveaux d'excitation contrôlés à l'interface corps-siège fournissent des données préliminaires essentielles en ce qui concerne les réponses du système couplé humain-siège avec des sujets des deux sexes. L'étude comporte néanmoins un certain nombre de limites liées au système de mesure et à la conception de l'expérience, lesquelles pourraient avoir influé sur les résultats.

La principale limite de l'étude relève du dispositif de mesure de la pression (Tekscan Inc.) utilisé pour mesurer la force dynamique à l'interface humain-siège. Il a été démontré que la pression ischiatique maximale de sujets (masse corporelle allant de 45,5 à 106 kg) assis sur des sièges élastiques variait de 25 à 45 kPa, alors que la pression maximale est nettement plus élevée avec un siège rigide [55]. Les capteurs de distribution de pression offerts sur le marché avaient une capacité maximale de 36 à 207 kPa, et un CDP de haute capacité (207 kPa) a été retenu pour cette étude afin de mesurer avec précision les forces de contact des participants assis sur le siège rigide comme sur les sièges élastiques. En position assise, le corps présente des concentrations de pression près des tubérosités ischiatiques et près des cuisses, lorsque soutenu par un siège. Les valeurs de pression autour des extrémités de l'aire de contact sont toutefois très faibles, voire inférieures à la résolution des capteurs (0,83 kPa) et à leur plage dynamique, surtout à de faibles niveaux de vibrations. On croit donc que la plage dynamique restreinte du CDP de haute capacité peut être à l'origine de certaines erreurs de mesure de la force dynamique. Le degré d'erreur pourrait être réduit en calibrant les facteurs de sensibilité des capteurs du système de mesure de haute capacité, ce qui n'était pas possible au moment où cette étude a été réalisée, mais que permet désormais le logiciel de Tekscan. Le système de mesure présentait par ailleurs d'importantes limites en ce qui concerne le taux d'acquisition des données. Bien que les expériences préliminaires avec des charges rigides aient été menées sous différentes fréquences d'échantillonnage (64 Hz, 128 Hz et 256 Hz), les résultats indiquaient que la force dynamique était nettement plus faible aux fréquences supérieures à 3 Hz, quelle que soit la fréquence d'échantillonnage utilisée, ce qui suggère que la capacité du matériel à mesurer des pressions dynamiques avec précision est limitée. La méthode de calibrage à deux points recommandée conjuguée à la relation de loi de puissance peut également être à l'origine de certaines erreurs de mesure. Une calibration multipoint du système de mesure contribuerait à améliorer la précision des mesures.

En deuxième lieu, la synthèse des amplitudes de vibration recherchées à l'interface humain-siège pourrait aussi avoir provoqué certaines erreurs de mesure. L'étude faisait appel à deux microaccéléromètres ($14 \times 14 \times 1,4$ mm) installés à la surface des sièges élastiques autour des tubérosités ischiatiques pour fournir une rétroaction au contrôleur de vibrations (Vibration

Research 8500) et pour mesurer l'accélération à l'interface humain-coussin. Or, le profil courbe du postérieur humain et le mouvement des sièges modifiaient l'orientation des accéléromètres, ce qui pouvait fausser les niveaux de vibrations mesurés. L'estimation des orientations instantanées des accéléromètres au moyen de mesures le long des trois axes permettrait de réduire ce risque d'erreur [91].

Troisièmement, les fonctions de correction calculées d'après les mesures obtenues avec le seul siège rigide constituent une autre limite importante de l'étude. Les réponses de MAPP des sujets assis sur le siège rigide obtenues avec les deux systèmes de mesure ont révélé que les fonctions de correction calculées à partir d'une charge rigide différaient de celles calculées avec des sujets humains. Les fonctions de correction variaient en outre d'un sujet à l'autre et en fonction de l'amplitude d'excitation et de la condition d'assise. Les fonctions de correction calculées avec un siège rigide peuvent par ailleurs engendrer des erreurs lorsqu'on les applique à des sièges élastiques. Cela dit, une réponse de référence avec des sièges élastiques n'étant pas encore disponible, on ne peut vérifier les fonctions de correction obtenues dans cette étude. Les résultats publiés par Hinz *et al.* [57] font état d'amplitudes de MAPP nettement plus faibles dans toute la plage de fréquences, de sorte qu'ils ne constituaient pas une référence appropriée aux fins de la présente étude. Un système de mesure offrant une plage dynamique et une réponse en fréquence plus étendues fournirait cependant des valeurs de référence essentielles quant à la vérification des résultats de cette étude.

6. CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS

Cette étude abordait deux défis de taille en matière de caractérisation des réponses biodynamiques de sujets humains assis sur des sièges élastiques types et exposés à des vibrations globales du corps dans l'axe vertical : i) la synthèse des spectres vibratoires recherchés à l'interface du corps et du siège élastique, et ii) la mesure de la force biodynamique à l'interface humain-siège. L'accéléromètre de siège recommandé pour mesurer les vibrations sur des sièges élastiques ne pouvait être utilisé aux fins de cette étude, car ses dimensions volumineuses auraient modifié la distribution de la pression de contact corps-siège. Il est démontré que des microaccéléromètres installés à proximité des tubérosités ischiatiques peuvent fournir une mesure précise de la vibration au siège, comparable à celle de l'accéléromètre de siège normalisé, et servir d'accéléromètres de rétroaction pour la synthèse des spectres vibratoires au siège. Compte tenu des propriétés viscoélastiques non linéaires et asservies à la charge des sièges de véhicules, on a conclu que les spectres vibratoires recherchés devaient être synthétisés pour chaque siège et pour chaque fourchette de masse corporelle.

L'utilisation d'un dispositif de mesure de la pression à pellicule mince pour mesurer la force biodynamique développée à l'interface élastique humain-siège s'est avérée complexe et a présenté de nombreuses difficultés. Ce dispositif fournissait des mesures raisonnablement précises de la masse corporelle en position assise en l'absence de vibrations, mais produisait des erreurs importantes sous vibration. Une réduction de la force mesurée devenait évidente aux fréquences supérieures à 3 Hz. Les amplitudes de masse apparente (MAPP) obtenues au moyen du système de mesure de la pression au siège installé sur le siège rigide étaient nettement moins élevées que celles fournies par la plateforme de force couramment utilisée. Le capteur de distribution de pression (CDP) produisait en outre des amplitudes de MAPP plus faibles à basse fréquence (entre 0,5 et 1,0 Hz) sous l'amplitude d'excitation la plus faible ($0,25 \text{ m/s}^2$), ce qui a été attribué à la plage dynamique limitée du système de mesure. Le rapport de l'amplitude de MAPP mesurée au niveau de la plateforme de force sur celle du CDP augmentait par ailleurs de façon linéaire avec la fréquence, ce qu'on a attribué à la réponse en fréquence limitée des capteurs et des composantes matérielles du système de mesure, de même qu'à la faible résolution du système de captation. Ce rapport d'amplitude a été considéré comme une fonction de correction devant être appliquée à la MAPP pour compenser la réponse en fréquence limitée du système de mesure de la pression au siège. Différentes fonctions de correction ont cependant été calculées pour les différentes masses corporelles et les différents niveaux d'excitation ($0,25$, $0,50$ et $0,75 \text{ m/s}^2$) retenus dans l'étude. L'application de ces fonctions de correction a permis d'obtenir des réponses de MAPP comparables à celles mesurées au niveau de la plateforme de force pour les 58 sujets (31 hommes et 27 femmes) assis sur le siège rigide. On en a conclu que le système de mesure de la pression au siège et les fonctions de correction proposées pouvaient être conjointement utilisés pour caractériser la force biodynamique développée à l'interface rigide corps-siège.

On a de plus émis l'hypothèse que ces mêmes fonctions de correction pourraient aussi être applicables aux mesures acquises sur les sièges élastiques. La MAPP en position assise issue de la force corrigée à l'interface corps-siège a de fait révélé des tendances comparables à celles observées dans les réponses obtenues avec le siège rigide. Les amplitudes de MAPP à basse fréquence se comparaient à la masse corporelle statique soutenue par le siège pour la majorité

des sujets, ce qui confirmait la validité du système de mesure et de la fonction de correction dans la plage des basses fréquences. Sous faible amplitude de vibration ($0,25 \text{ m/s}^2$), les réponses mesurées faisaient cependant ressortir des écarts relativement plus importants entre l'amplitude de la MAPP à basse fréquence et la masse corporelle statique soutenue par le siège, ce qui a principalement été attribué à la faible résolution du système de mesure. Selon leur morphologie, les sujets peuvent créer des zones localisées de faible pression, plus précisément à la périphérie de l'aire de contact corps-siège, ce qui peut occasionner des erreurs de lecture relativement plus importantes compte tenu de la plage dynamique limitée du système de mesure. Cela ressort d'ailleurs clairement des données acquises sous faible vibration ($0,25 \text{ m/s}^2$), l'amplitude de la MAPP à basse fréquence de nombreux sujets s'étant avérée inférieure aux valeurs prévues (de 75 % à 80 % de la masse corporelle en position debout). Les ensembles de données présentant des écarts de plus de 15 % ont été exclus des analyses.

Les résultats indiquent clairement que les réponses biodynamiques de sujets humains assis sur des sièges élastiques et exposés à des vibrations dans l'axe vertical diffèrent significativement de celles qu'on obtient avec un siège rigide. Cela est attribuable à un effet de couplage entre le corps humain et le siège élastique qui non seulement altère la nature des vibrations transmises au corps assis, mais modifie aussi considérablement le contact corps-siège, la posture assise et la distribution du poids corporel sur le siège [55,56]. On peut dès lors s'attendre à ce que les valeurs de MAPP normalisées (ISO 5982) et largement documentées du corps assis génèrent d'importantes erreurs lorsqu'elles sont appliquées à la conception et à l'analyse des sièges, de même qu'à la conception de mannequins anthropodynamiques servant à évaluer l'efficacité des sièges à suspension à isoler les vibrations. Les résultats indiquent en outre que non seulement les réponses de MAPP des sujets dépendent fortement des propriétés viscoélastiques du siège, mais qu'elles sont également influencées par un effet de couplage extrêmement complexe entre le sexe et l'anthropométrie des sujets. Les sièges élastiques ont tendance à abaisser la fréquence de résonance principale et à réduire la crête de résonance du corps humain, indépendamment des conditions d'assise et d'excitation, ce qui peut s'expliquer par les propriétés viscoélastiques des sièges. Les résultats suggèrent également que la conception des sièges et des suspensions doit tenir compte de la résonance du système couplé humain-siège, par opposition à la résonance principale découplée du corps humain autour de 5 Hz, largement documentée.

Les réponses de MAPP obtenues avec les coussins en mousse de polyuréthane (MPU) étaient moins élevées que celles obtenues avec le coussin d'air dans presque toute la plage de fréquences, quelles que soient la condition d'assise et l'amplitude de l'excitation. Cela suggère que la réponse du corps humain aux vibrations dépend des propriétés de rigidité et d'amortissement du siège, et que le corps absorbe très probablement moins d'énergie vibratoire avec des sièges offrant un bon amortissement. La réponse de MAPP maximale des sujets assis sur les sièges élastiques augmentait généralement avec une augmentation de l'amplitude vibratoire, alors que la fréquence de résonance principale diminuait. Bien que la tendance du corps à s'assouplir avec une augmentation des vibrations sur un siège rigide ait également été rapportée, aucune augmentation de l'amplitude maximale n'a pas été observée avec le siège rigide. Les sièges élastiques ont quant à eux donné lieu à une réduction de l'assouplissement du corps avec une augmentation de l'amplitude vibratoire.

Les résultats révèlent également un important effet lié au sexe sur les réponses biodynamiques mesurées, cet effet étant par ailleurs fortement couplé à celui de la masse corporelle et de divers

paramètres anthropométriques, dont le taux de masse adipeuse et la circonférence du postérieur. Un net effet lié au sexe a en effet pu être établi à partir des réponses de MAPP de sujets masculins et féminins de masse corporelle comparable, ce qui indique que les hommes et les femmes n'absorbent pas l'énergie vibratoire de la même façon. L'amplitude de la MAPP des sujets féminins était plus élevée que celle des sujets masculins près de la résonance secondaire, mais moins élevée près de la résonance principale, quelles que soient la condition de soutien du dos et l'amplitude de l'excitation. Les amplitudes maximales étaient toutefois similaires chez les sujets de masse corporelle comparable des deux sexes. Quelles que soient l'amplitude de vibration et la condition de soutien du dos, l'amplitude de la MAPP était positivement corrélée ($r^2 > 0,7$) avec la masse corporelle. Cela dit, l'utilisation d'un appui-dos réduisait considérablement la réponse de MAPP maximale. Les résultats révèlent en outre des corrélations linéaires positives ($r^2 > 0,7$) entre la MAPP maximale et l'indice de masse corporelle, l'adiposité corporelle et le tour de hanches chez les deux sexes. Les corrélations avec la masse maigre et la masse grasse du corps étaient cependant modérées, tandis que les corrélations avec la stature et l'aire de contact étaient faibles. L'amplitude maximale de la MAPP des sujets masculins était par ailleurs plus élevée que celle des sujets féminins d'anthropométrie comparable.

Les résultats obtenus permettent de conclure que l'utilisation du système de mesure de la pression retenu dans le cadre de cette étude s'avère complexe à de nombreux égards lorsque plusieurs types de sièges et différentes amplitudes d'excitation sont en cause. Ce système de mesure peut néanmoins être efficacement utilisé conjointement à la méthodologie appliquée et à la fonction de correction proposée pour caractériser la force biodynamique développée à l'interface entre le corps assis et un siège de véhicule viscoélastique, et donc pour caractériser la MAPP sous vibrations dans l'axe vertical. Cela dit, les résultats de cette étude doivent être traités comme préliminaires, en ce qu'ils ne font que démontrer la validité du système de mesure. D'autres études avec des conditions vibratoires et des sièges représentatifs sont essentielles pour définir les réponses biodynamiques cibles et, de là, élaborer des modèles biodynamiques applicables à des sièges de véhicules réalistes. Les réponses cibles et les modèles subséquents seraient de précieux outils en ce qui concerne la conception de sièges et de mannequins anthropodynamiques. On prévoit par ailleurs qu'ils donneront lieu à une révision des réponses de MAPP normalisées d'un corps assis (ISO 5982). D'autres études sont également souhaitables pour étudier le rôle des appui-dos inclinés et des appui-dos élastiques. Un système de mesure offrant une meilleure résolution et une plage dynamique plus étendue serait en outre hautement avantageux pour mener efficacement les études susmentionnées. À cette fin, il importe également de procéder à une caractérisation systématique du système de mesure quant à sa portée linéaire, à sa réponse en fréquence et à sa résolution. Des efforts supplémentaires sont enfin requis pour développer du matériel et des logiciels permettant d'acquérir simultanément les signaux de force biodynamique et de vibration afin de minimiser les erreurs susceptibles d'être causées par un délai entre les deux signaux.

7. RÉFÉRENCES

1. Seidel H, Heide R (1986) Long term effects of whole-body vibration: A critical survey of literature. *Arch. Occ. Env. Health*, 58, 1-26.
2. Griffin MJ (1990) *Handbook of human vibration*. Academic Press, London.
3. Seidel H (1993) Selected health risks caused by long-term whole-body vibration exposure. *Am J of Industrial Medicine*, 23: 589-604.
4. Wikström BO, Kjellberg A, Landström U (1994) Health effects of long-term occupational exposure to whole-body vibration: A review. *Int J of Industrial Ergonomics*, 14, 273-292.
5. Ranganathan R, Mohan MV (1997) A review of general effects of whole-body vibration. *Int J of Vehicle Design, Heavy Vehicle Systems*, 4(2-4), 353-372.
6. Nakashima AM, Borland MJ, Abel SM (2005) Characterization of noise and vibration exposure in Canadian forces. *Defence R&D Canada Report, TR 2005-241*, 57 p.
7. Bongers PM, Boshuizen HC, Hulshof CTJ, Koemeester AP (1988) Back disorders in crane operators exposed to whole-body vibration. *Int Arch. Occ. Env. Health*, 60, 129-137.
8. Bernard BP (1997) *Musculoskeletal disorders and workplace factors*. National Inst. of Occupational Safety and Health, Cincinnati, USA.
9. Bovenzi M, Hulshof CTJ (1998) An updated review of epidemiologic studies on the relationship between exposure to whole-body vibration and low back pain. *J of Sound and Vib*, 215(4), 595-611.
10. Comité Européen de Normalisation (1996) *Mechanical vibration – Guide to the health effects of vibration on the human body*. CEN Report 12349, Brussels.
11. Ekman M, Johnell O, Lidgren L (2005) The economic cost of low back pain in Sweden. *Acta Orthop.*, 76(2), 278-284.
12. Guo H-R, Tanaka S, Halpern WE, Cameron LL (1999) Back pain prevalence in US industry and estimates of lost workdays. *Am. J of Public Health*, 89(7), 1029-1035.
13. Rakheja S, Afework Y, Sankar S (1994) An analytical and experimental investigation of the driver-seat suspension system. *Vehicle System Dynamics*, 23, 501–524.
14. Birlik G, Sezgin Ö (2002) The coupling effect in biodynamic models. *Proc. of the 6th Conf on Computational Structures Technology*, Prague, Czech Republic 4-6 September, 89-90.
15. Politis H, Rakheja S, Boileau P-E, Juras D and Boutin J (2003) Limits of application of human body dynamics in assessing vibration comfort of seats. *SAE Int J of Passenger Cars*, 112, 973-979.
16. Cation S, Jack R, Dickey JP, Lee NK, Oliver M (2008) Six Degree of Freedom Whole-Body Vibration Exposure During Forestry Skidder Operations. *Int J of Industrial Engineering*, 38, 739-757.
17. Wegscheid E (1994) Another look at skidder ride vibration. *J of Forestry Eng*, 5(2), 21-32.

18. ISO 10326 (1992) Mechanical vibration—laboratory method for evaluating vehicle seat vibration. Part 1: Basic requirements. Int Org for Standardization, Geneva.
19. ISO 7096 (2000) Earth-moving machinery - Laboratory evaluation of operator seat vibration. Int Org for Standardization, Geneva.
20. Hinz B (1997) Laboratory testing of operator seat vibration with 37 subjects - Critical comment on ISO/DIS 7096. Int Conf on Whole-Body Vib Injuries, Southampton, UK, Sept 15-17.
21. Suggs CW, Abrams CF, Stikeleather LF (1969) Application of a damped spring-mass human vibration simulating vibration testing of vehicle seats. *Ergonomics*, 12, 79-90.
22. Tomlinson RW, Kyle DJ (1970), The development of a dynamic model of the seated human operator. Departmental note DN/TE/037/1445, Tractor and Machine Performance Division, National Inst of Agricultural Engineering, Wrest Park, Silsoe, Bedford.
23. Mansfield NJ, Griffin MJ (1996) Vehicle seat dynamics measured with an anthropodynamic dummy and human subjects. *Proceeding of the Inter-Noise'96*, vol. 4, 1725-1730.
24. Huston DR, Johnson CC, Zhao XD (1998) A human analog for testing vibration attenuating seating. *J of Sound and Vib*, 214 (1), 195–200.
25. Gu Yi (1999) A new dummy for vibration transmissibility measurement in improving ride comfort. SAE Technical Paper 01-0629.
26. Toward, MGR (2001) Effect of backrest interaction on seat cushion transmissibility. *Proc. of the 36th UK Group Meeting on Human Response to Vibration*, Franborough, UK, 12-14 September, 106-115.
27. Cullmann A, Wölfel HP (2001) Design of an active vibration dummy of sitting man. *Clinical Biomechanics*, 16(suppl. 1), S64-S72.
28. ISO 5982 (2001) Mechanical vibration and shock – Range of idealized values to characterize seated-body biodynamic response under vertical vibration. Int Organization for Standardization, Geneva.
29. Boileau PE, Rakheja S, Liu PJ (1997) A combined seat suspension-vehicle driver model for estimating the exposure to whole-body vehicular vibration and shock. *Int J Heavy Veh Systems*, 4(2-4), 244-265.
30. Wu X, Rakheja S, Boileau PE (1999) Dynamic performance of suspension seats under vehicular vibration and shock excitations”, *Trans SAE, Passenger Car Journal*, 108 (6), 1999: 2398-2410.
31. Lewis CH (2005) Variability in measurements of seat transmissibility with an active anthropodynamic dummy and with human subjects, 40th UK Group Meeting on Human Response to Vibration.
32. Nelisse H, Patra S, Rakheja S, Boileau P-E (2008) Assessments of two dynamic manikins for laboratory testing of seats under whole-body vibration. *Int J of Industrial Ergonomics*, 38, 457-470.

33. Weis Jr. BB, Clarke NP, Brinkley JW, Martin PJ (1964) Mechanical impedance as a tool in research on human response to acceleration. *Aerospace Medicine* 35, 945-950.
34. Griffin MJ, Lewis CH, Parsons KC, Whitham EM (1978) The biodynamic response of the human body and its application to standards Proceedings of the AGARD Conf., Proc. 253, Paris, France.
35. Griffin MJ (2001) The validation of biodynamic models. *Clinical Biomechanics*, 16 (Suppl. 1), S81-S92.
36. Hinz B, Menzel G, Blüthner R, Seidel H (2001) Transfer functions as a basis for the verification of models – variability and restraints. *Clinical Biomechanics*, 16(Suppl. 1), S93-S100.
37. Seidel H (2005) On the relationship between whole-body vibration exposure and spinal health risk. *Industrial Health*, 43, 361-377.
38. Von Gierke HE, Coermann RR (1963) The biodynamics of human response to vibration and impact. *Ind Med Surg*, 32, 30-32.
39. Mertens H (1978) Nonlinear behaviour of sitting humans under increasing gravity. *Aviation Space and Environmental Medicine*, 49, 287-298.
40. Fairley TE, Griffin MJ (1989) The apparent mass of the seated human body: vertical vibration. *J of Biomechanics*, 22, 81-94.
41. Pankoke S, Hofmann Jörg, Woelfel HP (2001) Determination of vibration-related spinal loads by numerical simulation. *Clinical Biomechanics*, 16(Supplement 1), S45-S56.
42. Fritz, M (2005) Dynamic properties of the biomechanical model of the human body – influence of posture and direction of vibration stress. *J of Low Freq. Noise, Vib. & Active Control*, 24(4), 233-249.
43. Rakheja S, Stiharu I, Zhang H, Boileau P-É (2006) Seated occupant interactions with seat backrest and pan, and biodynamic responses under vertical vibration. *J of Sound and Vib.* 298, 651-671.
44. Boileau P-É, Wu X, Rakheja S (1998) Definition of a range of idealized values to characterize seated body biodynamic response under vertical vibration, *J of Sound and Vib*, 215(4), 841-862.
45. Liang C-C, Chiang C-F (2006) A study of biodynamic models of seated human subjects exposed to vertical vibration. *Int J of Ind. Ergonomics*, 36, 869-890.
46. Liu XX, Shi J, Li GH (1998) Biodynamic response and injury estimation of ship personnel to ship shock motion induced by underwater explosion. *Proc. of 69th Shock & Vibration Symp.*, St. Paul., 18, 1-18.
47. Fritz M (2000) Simulating the response of a standing operator to vibration stress by means of a biomechanical model, *J of Biomechanics*, 33, 795-802.
48. Hinz B, Seidel H, Menzel G, Blüthner R (2002) Effects related to random whole-body vibration and posture on a suspended seat with and without backrest. *J of Sound and Vib*, 253(1), 265-282.

49. Wei L, Griffin M. (1998) Mathematical models for the apparent mass of the seated human body exposed to vertical vibration. *J Sound and Vib.* 212, 855-874.
50. Pang Jian, Qatu Mohammad, Dukkipati Rao, Sheng Gang (2005) Nonlinear seat cushion and human body model. *Int J of Vehicle Noise and Vibration*, 1(3/4), 194-206.
51. Tchernychouk Vladimir, Rakheja S, Stiharu I, Boileau P-É (2000) Study of occupant-seat models for vibration comfort analysis of automotive seats. *SAE J of Passenger Cars*, 109(6), 2308-2313.
52. Stein GJ, Múča P (2003) Theoretical investigation of a linear planar model of a passenger car with seated people. *Proc. of Instn. Mech. Engrs., Jof Automobile Engineering*, 217, 257-268.
53. Kruczek A, Stribrsky A (2004) A full-car model for active suspension – some practical aspects. *Proc. of the IEEE Conf on Mechatronics*, Istanbul, Turkey, 110-115.
54. Paplukupoulos C, Natsivas S (2007) Nonlinear biodynamics of passenger coupled with quarter car models. *J of Sound and Vib*, 304, 50-71.
55. Wu X, Rakheja S, Boileau P-É (1999) Distribution of human-seat interface pressure on a soft automotive seat under vertical vibration, *Int J of Ind Ergonomics*, 24(5), 545-557.
56. Wu X, Rakheja S, Boileau P-É (1998) Study of human-seat interface pressure distribution under vertical vibration. *Int J of Ind Ergonomics*, 21(6), 433-449.
57. Hinz B, Rützel S, Blüthner R, Menzel G, Wölfel Horst P, Seidel H (2006) Apparent mass of seated men – First determination with a soft seat and dynamic seat pressure distribution. *J of Sound and Vib*, 298, 704-724.
58. Lemerle P, Boulanger P (2006) Lower limb contribution to the biodynamic response of the seated man. *J of Sound and Vib*, 294, 1004-1015.
59. Patra SK, Rakheja S, Nelisse H, Boileau P-É, Boutin J (2008) Determination of reference values of apparent mass responses of seated occupants of different body masses under vertical vibration with and without a back support. *Int J of Ind Ergonomics*, 38, 483-498.
60. Rakheja S, Dong RG, Patra S, Boileau, P-É, Marcotte P, Warren C (2010) Biodynamics of the human body under whole-body vibration: Synthesis of the reported data. *Int J of Ind Ergonomics*, 40, 710-732
61. Nawayseh N, Griffin MJ (2005b) Effect of seat surface angle on forces at the seat surface during whole-body vertical vibration. *J of Sound and Vib*, 284, 613-634.
62. Wang W, Rakheja S, Boileau P-É (2004) Effects of sitting postures on biodynamic response of seated occupants under vertical vibration. *Int J of Ind Ergonomics*, 34(4), 289-306.
63. Robergs, RA and Roberts, SO (1997) *Exercise Physiology: Exercise, Performance, & Clinical Applications*. Boston: WCB McGraw-Hill.
64. Saukko P, Knight B (2004) *Knight's Forensic Pathology*, 3rd Ed. Edward Arnold Ltd. ISBN 0-340-76044-3.
65. Rakheja S, Stiharu I, Boileau, P-É (2002) Seated occupant apparent mass characteristics under automotive postures and vertical vibration. *J of Sound and Vib*, 253(1), 57-75.

66. Griffin MJ, Whitham EM (1978) Individual variability and its effect on subjective and biodynamic response to whole-body vibration. *J of Sound and Vib*, 58, 239-250.
67. Mansfield NJ, Holmlund P, Lundström R (2001) Apparent mass and absorbed power during exposure to whole-body vibration and repeated shocks, *J of Sound and Vib*, 248(3), 427-440
68. Toward MGR, Griffin MJ (2011) Apparent mass of the human body in the vertical direction: Inter-subject variability. *J of Sound and Vib*, 330, 827-841.
69. Holmlund P, Lundström R (2001) Mechanical impedance of the sitting human body in single-axis compared to multi-axis whole-body vibration exposure. *Clinical Biomechanics*, 16(Supplement 1), S101-S110.
70. Lundström R, Holmlund P (1998) Absorption of energy during whole-body vibration exposure. *J of Sound and Vib*, 215(4), 789-799.
71. Holmlund P (1999) Absorbed power and mechanical impedance of the seated human within a real vehicle environment compared with single-axis laboratory data. *J of Low Freq. Noise, Vib. & Active Control*, 18(3), 97-110.
72. Holmlund P, Lundström R, Lindberg L (2000) Mechanical impedance of the human body in vertical direction. *Applied Ergonomics*, 31(4), 415-422.
73. Laurent R (1996) A study of the effect of gender on the transmissibility of car seats. UK informal Group Meeting on Human Responses to Vibration, UK.
74. Piché A, Rakheja S, Gouw G, Sankar TS (1988) Development of an elastic human-seat interface pressure sensing system. *Proc. of the ICAART 88 Conference*, Montreal, May 1988.
75. Brienza DM, Karg PE, Jo Goyer M, Kelsey S, Treffer E (2001). The relationship between pressure ulcer incidence and buttock-seat cushion interface pressure in at-risk elderly wheelchair users. *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 82.
76. Demontis S, Giacoletto M (2002) Prediction of car seat comfort from human-seat interface pressure distribution. *SAE 2002 World Congress*, Detroit, Michigan, March 4 – 7.
77. Hodgdon JA, Beckett MB (1984) Prediction of percent body fat for U.S. navy men and women from body circumferences and height. Reports No. 84-29 and 84-11. Naval Health Research Center, San Diego, CA.
78. I-Scan HS, Tekscan Pressure Measurement System Help File, ver 6.03I Copyright 1998-2007, Tekscan.
79. SAE J1013 (1980) Measurement of Whole Body Vibration of the Seated Operator of Off-Highway Work Machines, *SAE Handbook*, 39.59–39.62
80. Mandapuram S (2005) Role of seat design factors and biodynamic characterization of seated occupant under horizontal vibration. MASC Thesis, Concordia University, Montreal, Canada.
81. ISO 2631-1 (1997) Evaluation of human exposure to whole-body vibration. Part 1: General requirements. Int Org for Standardization, Geneva.

82. Bendat JS, Piersol AG (2011) *Random Data: Analysis and Measurement Procedures*. John Wiley.
83. Hinz B, Seidel H, Menzel G, Gericke L, Blüthner R, Keitel J (2004) Seated occupant apparent mass in automotive posture – examination with groups of subjects characterized by a representative distribution of body mass and body height. FIOSH Document 2004/4 Z.ARB.WISS.
84. Kitazaki S, Griffin MJ (1998) Resonance behaviour of the seated human body and effects of posture. *J of Biomechanics*, 31(2), 143-149.
85. Coermann RR (1962) The mechanical impedance of the human body in sitting and standing position at low frequencies, *Human Factors*, 4, 227-253.
86. Matsumoto Y, Griffin MJ (1998) Movement of the upper body of seated subjects exposed to vertical whole-body at the principal resonance frequency, *J of Sound and Vib*, 215(4), 734-762.
87. Geerligs M, Peters GWM, Ackermans PAJ, Oomens CWJ, Baaijens FPT (2010) Does subcutaneous adipose tissue behave as an (anti-)thixotropic material? *J Biomech.*, 43, 1153-1159.
88. Donati PM, Bonthoux C (1983) Biodynamic response of the human body in the sitting position when subjected to vertical vibration, *J of Sound and Vib*, 90, 423-442.
89. Matsumoto Y, Griffin MJ (2002) Effect of muscle tension on non-linearities in the apparent masses of seated subjects exposed to vertical whole-body vibration. *J of Sound and Vib*, 253(1), 77-92.
90. Mansfield NJ, Griffin MJ (2002) Effects of posture and vibration magnitude on apparent mass and pelvis rotation during exposure to whole-body vertical vibration. *J of Sound and Vib*, 253(1), 93-107.
91. Pranesh AM, Rakheja S, Demont R (2010) Influence of support conditions on vertical whole-body vibration of the seated human body. *Industrial Health*, 48, 682-697.