



HAL
open science

Étude du comportement vibratoire du système main-bras en cyclisme

Maxime Rigaut

► **To cite this version:**

Maxime Rigaut. Étude du comportement vibratoire du système main-bras en cyclisme. Mécanique des structures [physics.class-ph]. 2012. dumas-01064607

HAL Id: dumas-01064607

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01064607>

Submitted on 16 Sep 2014

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

CONSERVATOIRE NATIONAL DES ARTS ET METIERS
CHAMPAGNE-ARDENNE

MEMOIRE

présenté en vue d'obtenir

le **DIPLÔME D'INGÉNIEUR CNAM**

spécialité : **MECANIQUE**

option : **Mécanique des structures et des systèmes**

par

Maxime **RIGAUT**

Etude du comportement vibratoire du système main-bras en cyclisme

soutenu le 23 février 2012

Jury

Président : Roger OHAYON - Professeur titulaire de la chaire Mécanique des structures et des systèmes - Conservatoire national des arts et métiers.

Membres : Jean-Paul DRON - Professeur des Universités - Université de Reims Champagne-Ardenne,

Fabrice BOLAERS - Maître de conférences HDR - Université de Reims Champagne-Ardenne,

Xavier CHIEMENTIN - Maître de conférences - Université de Reims Champagne-Ardenne,

Grégoire VITRY - Ingénieur - Nexxtep Technologies - Reims (51),

Philippe VERVOORT - Ingénieur - Brüel & Kjær Vibro - Mennecy (91).

Remerciements

Je tiens à remercier les membres du jury, Mr Roger OHAYON, Professeur titulaire de la chaire Mécanique des structures et des systèmes au CNAM, Mr Jean-Paul DRON, Professeur des Universités de Reims Champagne-Ardenne, Mr Fabrice BOLAERS, Maître de Conférences à l'URCA et HDR, Mr Xavier CHIEMENTIN, Maître de Conférences à l'URCA, Mr Grégoire VITRY, Nexstep Technologies et Mr Philippe VERVOORT, Brüel & Kjær Vibro.

Je remercie Mr Fabrice BOLAERS et Mr Xavier CHIEMENTIN pour m'avoir proposé un sujet passionnant dans un domaine que je ne connaissais pas, de m'avoir guidé et aidé lorsque j'avais des difficultés, Xavier merci de m'avoir transmis ton goût pour la course à pied, rendez-vous en octobre à La Bresse.

Je souhaite remercier tout particulièrement Samuel CREQUY, Ingénieur d'Etudes, pour sa participation sur le projet et plus particulièrement sur l'acquisition de données, mais aussi pour son dynamisme sans faille.

J'adresse mes sincères remerciements à Mr William BERTUCCI, Maître de Conférences à l'URCA, pour sa participation aux essais et ses conseils dans le domaine de la biomécanique.

Je tiens également à remercier l'ensemble des Professeurs et Maîtres de Conférences du GRESPI (Groupe de Recherche en Sciences Pour l'Ingénieur) de

Reims Champagne-Ardenne pour leur accueil et leur soutien au sein du laboratoire MAN (Mécanique Appliquée et Numérique).

J'adresse ici toute ma reconnaissance à Jean-Paul DRON, pour sa disponibilité et son aide auprès du CNAM durant toutes ces années pour faciliter l'ouverture des UE et qu'il n'y ait pas de problème.

Je voudrais également Mr Philippe ESTOCQ, Maître de Conférences à l'URCA, et Mr Patrick JUPILLAT, Technicien, pour m'avoir accueilli si chaleureusement dans le bureau et pour la bonne humeur qu'il y régnait.

Mes remerciements s'adressent aussi à Messieurs Alexandre GACOIN et Sylvain LIGNON, Maître de Conférences à l'URCA, pour les bons moments passé à la halle et en dehors, mais aussi pour l'aide généreuse et volontaire, notamment sur LaTeX.

Je tiens tout spécialement à remercier Mr Johann JAWORSKI avec qui j'ai passé presque l'ensemble de mon cursus au CNAM et durant lequel ont a partagé les moments de doutes, les difficultés, notamment ces nuits difficiles passées à travailler à la halle, mais aussi tous ces bons moments, sans toi ça aurait été bien plus difficile.

Et pour finir, je tiens à remercier ma famille et mes amis pour m'avoir soutenu, supporté et encouragé depuis le moment où j'ai repris des cours au CNAM.

Table des matières

Introduction	6
1 Présentation et enjeux	8
1.1 Vibration et corps humain	8
1.1.1 Les bases de la vibration	8
1.1.2 Les vibrations appliquées au corps humain	8
1.2 Effets néfastes sur le système main-bras	9
1.2.1 Le phénomène de Raynaud	10
1.2.2 Le syndrome du canal carpien	11
1.2.3 Le syndrome de la loge de Guyon	12
1.3 Norme et directive	13
1.3.1 Norme ISO 5349	13
1.3.2 Directive Européenne 2002/44/CE du 25 juin 2002	17
2 Modèle numérique du système main-bras	20
2.1 Les modèles numériques existants	20
2.1.1 Modèles masse-ressort-amortisseur norme ISO 10068	21
2.1.2 Modèles masse-ressort-amortisseur et poutre	23
2.1.3 Modèle pour étude de la transmissibilité	25
2.2 Modèle numérique proposé	29
2.2.1 Modèle masse-ressort-amortisseur	29
2.2.2 Modèle éléments finis de type poutre	33

3 Étude expérimentale **42**

- 3.1 Essais en laboratoire sur table vibrante 42
 - 3.1.1 Perception du cycliste face aux vibrations 42
 - 3.1.2 Etude de la transmissibilité 44
- 3.2 Essais terrain 45
 - 3.2.1 Condition du test 46
 - 3.2.2 Résultats expérimentaux 50

Conclusion **61**

Introduction

Les cyclistes professionnels lors de leurs entraînements ou lors des courses peuvent accumuler plusieurs heures sur leur vélo. Durant ces périodes les bras des coureurs sont soumis aux vibrations qui sont causées par le passage des roues du cycle sur les irrégularités de la route. Il est important de connaître les effets de ces vibrations transmises par le cycle au système main-bras, que ce soit pour un aspect performance, mais aussi pour la santé des coureurs. Plusieurs études ont démontré les bienfaits de l'entraînement physique sous vibration du corps entier pour différentes raisons : premièrement pour le développement accéléré de la force et de la puissance ; et Deuxièmement pour la dépense énergétique accrue lors de l'entraînement sous vibration du corps entier.

Toutefois, il est important de connaître les doses de vibrations transmises à la main, car dans de nombreuses pathologies les vibrations sont un facteur aggravant ou en sont directement à l'origine. C'est le cas par exemple pour le syndrome de Raynaud, et pour le syndrome du canal carpien qui est un trouble musculosquelettique répandu chez les cyclistes, mais aussi dans le monde du travail.

Alors que les travailleurs sont protégés grâce au code du travail qui s'appuie sur des normes et une directive européenne concernant l'exposition aux vibrations transmises par la main, ce n'est pas le cas pour les pratiquants de sport. Il est donc intéressant de connaître les termes et enjeux de la législation afin d'évaluer l'exposition aux vibrations du cycliste par rapport à ces critères.

De nombreuses études ont proposé des modèles numériques du système main-bras afin de pouvoir prédire les vibrations transmises par la main, mais elles étaient principalement axées sur le monde professionnel dans l'utilisation d'outils de type meuleuse ou marteau-piqueur. Les modèles de la littérature sont de deux types, certains s'intéressent à l'impédance mécanique au point d'entrée du système main-bras et d'autres s'intéressent à la transmissibilité des vibrations dans le bras. Dans ce mémoire deux modèles principaux sont étudiés et leur réalisation sera expliquée. Ces modèles sont le début d'une étude menée au GRESPI, sur la réalisation d'un modèle numérique du cycliste et de son vélo, pour un couplage optimum utile à la performance et pour limiter la pénibilité et les risques liés aux vibrations transmises aux cyclistes.

Des essais ont été réalisés afin de mieux connaître la réponse du système main-bras sous sollicitations, dans le domaine de la transmissibilité, mais aussi de la répartition des vibrations dans les 3 directions du systèmes de coordonnées du bras. De plus, cela a permis de comparer la valeur de l'exposition au vibration par rapport à la législation du code du travail. Ces essais nous ont servi de base de données pour la création des modèles numériques.

Chapitre 1

Présentation et enjeux des vibrations sur le système main-bras

1.1 Vibration et corps humain

1.1.1 Les bases de la vibration

Une vibration est un mouvement d'oscillation autour d'une position d'équilibre stable ou d'une trajectoire moyenne, elle est définie par son amplitude et sa fréquence. La fréquence est égale au nombre d'oscillations pour une durée d'une seconde, elle est exprimée en Hertz (Hz), l'amplitude est la distance linéaire ou angulaire parcourue au cours d'une oscillation. Tout solide possède des fréquences propres, lorsqu'il est soumis à ces fréquences d'excitation, il entre en résonance et amplifie les vibrations reçues.

1.1.2 Les vibrations appliquées au corps humain

De nos jours, l'utilisation des vibrations pour l'entraînement des sportifs s'est développée, notamment par l'emploi de plateforme vibrante. Différentes études se sont intéressées aux effets qu'avaient les vibrations sur le corps humain en termes de performance.

Gains de force ou de puissance : l'amélioration des performances utilise l'activation réflexe musculaire, qui est la réponse du muscle lorsqu'il est soumis à une vibration. Ce réflexe est provoqué par les récepteurs musculaires et conduit à une contraction soutenue du muscle. De nombreuses études ont montré que l'entraînement sous vibration corps entier (Whole Body Vibration, WBV) avait un impact positif sur les performances des athlètes, grâce à un gain de force et de puissances, [19]. Une étude a porté sur des joueurs de handball et de waterpolo âgés de 19 à 21. Un groupe a été exposé à cinq séries de deux minutes à des vibrations verticales sinusoïdales durant dix jours. Des améliorations de la puissance de saut de 3,1% et de la hauteur de saut de 12% ont été rapportées, [8] .

Consommation d'oxygène : un autre avantage de l'entraînement sous vibration est la dépense énergétique accrue. En effet des études ont montré que lors de la réalisation d'un exercice physique sous WBV le rythme cardiaque augmenté en fonction de la fréquence de vibration, [5]. L'étude [17] concernant la consommation en oxygène (VO₂) lors d'une série d'exercices physiques sous WBV, a montré que la WBV peut être une méthode alternative aux entraînements classiques, car la VO₂ était supérieure sous WBV par rapport à la même série sans vibration. L'augmentation de la dépense énergétique fut quantifiée à 15,5%, ce qui est important et permettrait, soit de réduire la durée de l'entraînement pour la même dépense énergétique, soit d'augmenter la dépense énergétique en gardant le même entraînement.

1.2 Effets néfastes sur le système main-bras

Les vibrations, lorsque leur exposition est prolongée et répétée peuvent avoir des effets néfastes sur le corps humain et notamment les bras. Le symbole HAVS (Hand Arm Vibration Syndrome) regroupe l'ensemble des troubles liés à une exposition trop importante aux vibrations transmises par la main. Les

HAVS peuvent être d'ordre neurologique, vasculaire avec le syndrome de Raynaud, mais les plus répandus sont les Troubles Musculo Squelettique (TMS). Ces derniers représentaient en 2008 83 % des maladies professionnelles, et les TMS des Membres Supérieurs (TMS-MS) plus des 2/3 des maladies professionnelles, [6]. Il est donc important de mieux connaître les TMS-MS où les vibrations sont un facteur aggravant tel que le syndrome du canal carpien et le syndrome de la loge de Guyon, qui vont être présenté.

1.2.1 Le phénomène de Raynaud

C'est un trouble qui est principalement connu pour être dû à une exposition au froid, mais il est aussi causé par une exposition excessive aux vibrations transmises par la main. On le retrouve dans la littérature sous le symbole VWF pour doigt blanc dû aux vibrations (Vibration-induced White Finger). Plusieurs études ont montré que l'apparition des symptômes dépend de l'amplitude, de la durée d'exposition, de la fréquence et de la direction des vibrations transmises à la main, [4], [13], [9]. Toutefois malgré ces études, la forme de la relation entre l'exposition et l'apparition des symptômes n'est pas totalement connue. Le VWF est un trouble vasculaire où les doigts deviennent blancs, cette perte de couleur apparait à cause d'une diminution de la circulation sanguine dans les doigts, cela s'accompagne d'une perte de la sensibilité tactile et de l'habileté manuelle. Si l'exposition est prolongée, les doigts peuvent virer au bleu à cause d'un manque d'oxygénation dû à la faible circulation sanguine. Et dans de rare cas cela peut aller jusqu'à des troubles trophiques (ulcère ou gangrène) de la peau des bouts des doigts. Les sports dans lesquels les athlètes sont susceptibles de développer ce phénomène sont les sports mécaniques (automobile et motocyclisme), et aussi dans le cyclisme.

1.2.2 Le syndrome du canal carpien

Le canal carpien est l'espace situé entre l'os du carpe et le ligament annulaire, figure 1.1. Le syndrome survient suite à une compression du nerf médian dans le canal carpien et est aggravé par une exposition aux vibrations, [15], [6], [12]. Il en résulte une sensation d'engourdissement et des picotements dans les trois premiers doigts de la main ainsi qu'une faiblesse de la pince pouce-index. Le syndrome n'est pas uniquement présent dans le monde professionnel sur des postes de manutention ou de bureau. Il est aussi présent dans le cyclisme (professionnel et de loisirs) lorsque les mains sont posées sur le haut du guidon, cette position se retrouve sur tous les types de cycles, figure 1.2.

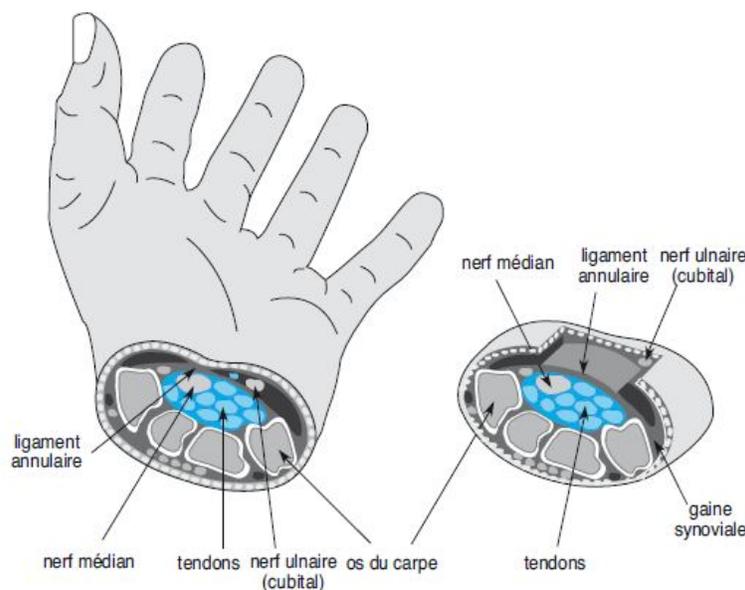


FIGURE 1.1 – Canal Carpien

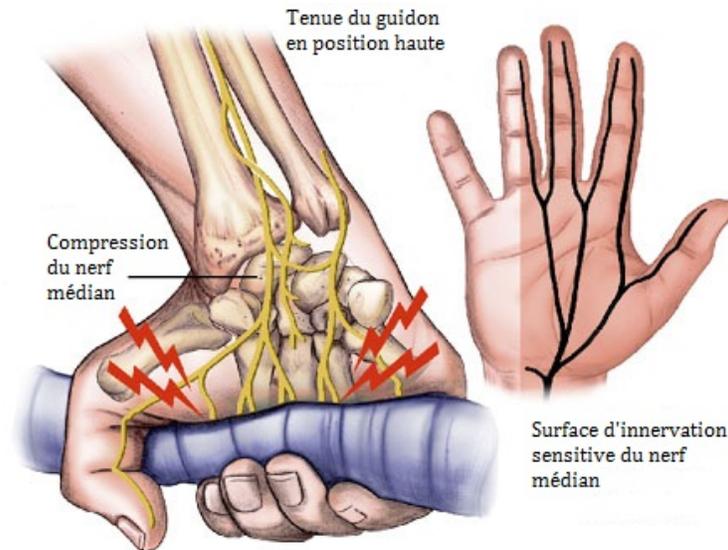


FIGURE 1.2 – Syndrome du canal carpien

1.2.3 Le syndrome de la loge de Guyon

Il concerne le nerf ulnaire (cubital) et résulte d'une compression localisée de la main sur une surface rigide et/ou d'une exposition aux vibrations. Le nerf ulnaire contrôle des fonctions musculaires dans la main et les sensations dans l'auriculaire. Les symptômes sont un engourdissement et picotement de l'auriculaire ou une faiblesse dans les muscles extérieurs de la main ou une combinaison de ces symptômes. Comme pour le canal carpien ce syndrome est présent aussi bien dans le monde professionnel que dans le milieu sportif, notamment dans le cyclisme, [6], [14]. Dans ce dernier cas, c'est la position des mains sur le guidon qui est en cause, principalement avec des vélos de type course lorsque les mains sont posées en positions basses sur le guidon ou sur les cocottes de freins, figure 1.3. Le nerf cubital est comprimé sur la surface adhérente et les vibrations engendrées par le profil de la route remontent jusqu'au guidon pour provoquer le syndrome.

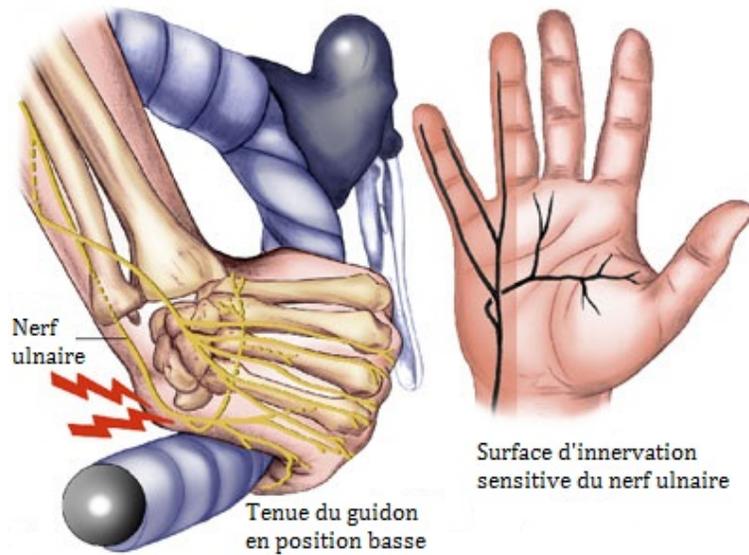


FIGURE 1.3 – Syndrome de la loge de Guyon

1.3 Norme et directive

Au vue des différents traumatismes que peut poser l'exposition aux vibrations transmises pas la main, il est important que celles-ci soient encadrées et notamment dans le monde du travail. Plusieurs normes et directive ont donc été mises en place afin de protéger le travailleur, elles sont une base de référence pour l'étude de l'exposition chez les sportifs.

1.3.1 Norme ISO 5349

Cette norme créée en 1986 concerne les vibrations mécaniques et plus particulièrement le mesurage et l'évaluation de l'exposition des individus aux vibrations transmises par la main. Elle fut révisée en 2001 concernant l'évaluation de l'exposition aux vibrations, l'exposition quotidienne ainsi que le filtre de pondération. Ces points seront détaillés dans cette section. La norme possède deux parties, la première concerne les exigences en ce qui concerne le mesurage et l'évaluation de l'exposition des individus aux vibrations transmises par la main. La seconde qui ne sera pas détaillée ici est un guide pratique pour la mise en œuvre de mesurage et d'évaluation sur le lieu de travail. Le

niveau d'exposition aux vibrations provoquant des troubles chez l'individu, tel que précité n'est pas connu avec précision, que ce soit au niveau de l'amplitude des vibrations et du spectre des fréquences, mais aussi sur la durée quotidienne et cumulative d'exposition. Cette norme est le résultat de données quantitatives limitées disponibles et ne définit pas de limites admissibles garantissant la non-apparition de troubles dues aux vibrations.

La norme définit une pondération fréquentielle et des filtres limiteurs de bande basé sur le probabilité de dommages qui peuvent être appliqués aux système main-bras, cela permet aussi une comparaison uniforme des mesurages. Elle est applicable aux vibrations périodiques ainsi qu'aux vibrations aléatoires ou non périodiques, et aussi provisoirement aux excitations répétées de type choc. L'évaluation de l'exposition aux vibrations transmises par la main est spécifiée en termes d'accélération de la vibration pondérée en fréquence et en durée d'exposition quotidienne.

Mesure des vibrations transmises par la main : elle peut être faite avec des accéléromètres capables de résister à la gamme d'amplitudes et doivent présenter des caractéristiques de stabilité. Les capteurs doivent avoir des dimensions qui ne perturbent pas le fonctionnement du matériel et qui permettent d'identifier l'emplacement du point de mesurage. Les vibrations transmises à la main doivent être mesurées et consignées pour les trois directions d'un système de coordonnées orthogonales, l'orientation peut être définie par référence à un système basocentrique, ayant son origine au niveau du matériel, de la pièce travaillée, de la poignée ou de la commande qui vibre, figure 1.4 . Le montage du capteur doit être rigide, et les vibrations doivent être mesurées simultanément dans les trois directions. Ces mesurages doivent être effectués sur la surface vibrante le plus près possible du centre de la zone de préhension de la machine, l'emplacement des capteurs doit être consigné.

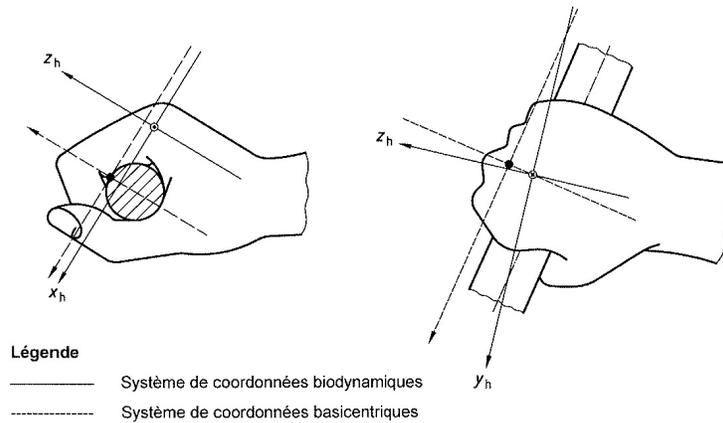


FIGURE 1.4 – Système de coordonnées basicentriques

Bien que la caractérisation de l'exposition aux vibrations utilise l'accélération de la surface en contact comme grandeur de base, les effets biologiques et les amplitudes des vibrations mesurées peuvent dépendre dans une large mesure du couplage de la main et de la source de vibration. En plus des accélérations, il convient de mesurer et de consigner les forces entre la main et la zone de préhension. Il est également recommandé de consigner la description de la position de l'opérateur. La première grandeur mesurée est l'accélération efficace pondérée en fréquence (m/s^2) utilisée pour décrire l'amplitude des vibrations. Le mesurage de l'accélération pondérée en fréquence requiert l'application de filtres de pondération fréquentielle et filtres limiteurs de bande. La pondération fréquentielle W_h reflète l'importance supposée de fréquences différentes eu égard aux risques de blessure. Il est aussi recommandé d'obtenir des spectres de fréquence.

Calcul de l'exposition quotidienne aux vibrations : la plupart des vibrations qui affectent la main sont tridimensionnelles, sachant que les vibrations dans chacune des directions ont un potentiel préjudiciable équivalent. Il est nécessaire de mesurer les valeurs efficaces pondérées en fréquence (a_{hwx} , a_{hwy} , a_{hwz}) pour les axes x , y et z . Les valeurs doivent être consignées séparément. La valeur totale de vibration a_{hv} est définie comme la résultante quadratique des

trois composantes, équation 1.1.

$$a_{hv} = \sqrt{a_{hwx}^2 + a_{hwz}^2 + a_{hwx}^2} \quad (1.1)$$

Dans le cas où le mesurage ne peut pas être effectué dans les trois directions, l'axe dominant au moins doit être inclus dans le mesurage. Un facteur de multiplication compris entre 1 et 1,7 est ajouté à l'amplitude des vibrations de cet axe.

La pondération de l'accélération est liée au fait que le risque de dommage n'est pas égale à toutes les fréquences ainsi une pondération en fréquence est utilisée pour représenter la probabilité de dommages due à différentes fréquences. Cette pondération est définie par une fonction de pondération fréquentielle totale $H(s)$, equation 1.4, qui est le produit d'un filtre limiteur de bande $H_b(s)$, équation 1.2, et d'un filtre de pondération fréquentielle $H_w(s)$, équation 1.3

$$H_b(s) = \frac{s^2 4\pi^2 f_2^2}{(s^2 + 2\pi f_1 s / Q_1 + 4\pi^2 f_1^2)(s^2 + 2\pi f_2 s / Q_1 + 4\pi^2 f_2^2)} \quad (1.2)$$

avec $s = j2\pi f$

$$H_w(s) = \frac{(s + 2\pi f_3) 2\pi K f_4^2}{(s^2 + 2\pi f_4 s / Q_2 + 4\pi^2 f_4^2) f_3} \quad (1.3)$$

$$H(s) = H_b(s) \cdot H_w(s) \quad (1.4)$$

Les valeurs f_i désignent les fréquences de résonances ($f_1 = 6,310$, $f_2 = 1258,9$, $f_3 = 15,915$, $f_4 = 15,915$). Les valeurs Q_i désignent les sélectivités des pôles ($Q_1=0,71$, $Q_2=0,64$) et K est un gain ($K=1$).

Afin de faciliter les comparaisons d'exposition quotidienne de différentes durées, cette dernière est exprimée en termes de valeur totale de vibration continue équivalente pondérée en fréquence pour une période de 8 heures (T_0),

$a_{hv(eq,8h)}$, noté $A(8)$ pour des raisons pratiques, équation 1.5. T est la durée totale d'exposition de la ou les mains pendant la journée de travail.

$$A(8) = \sqrt{\frac{1}{T_0} \sum_{i=1}^n a_{hvi}^2 T_i} \quad (1.5)$$

Avec :

a_{hvi} : valeur totale de vibration pour la $i^{\text{ème}}$ opération ;

n : nombre d'expositions partielles aux vibrations ;

T_i : durée de la $i^{\text{ème}}$ opération.

La norme ISO 5349 est utile uniquement pour quantifier et comparer les doses de vibrations transmises par la main. Mais en aucun cas, elle ne fixe de limite quant à l'exposition aux vibrations. C'est dans la directive 2002/44/CE [1] que l'on retrouve ces limites.

1.3.2 Directive Européenne 2002/44/CE du 25 juin 2002

Dans cette section ne sont développées que les parties de la directive concernant les vibrations du système main-bras.

Cette directive, fixe des prescriptions minimales en matière de protection des travailleurs contre les risques pour la santé et la sécurité résultant d'une exposition à des vibrations mécaniques. Les prescriptions s'appliquent aux activités dans l'exercice desquelles les travailleurs sont ou risquent d'être exposés, pendant leur travail, à des risques dus à des vibrations. Cette directive a été inclus au code du travail en 2005 avec le décret n ° 2005-746 du 4 juillet 2005 [2].

La directive fixe pour les vibrations transmises au système main-bras, la valeur limite d'exposition journalière normalisée à une période de référence de 8 heures à 5 m/s^2 . La valeur d'exposition journalière normalisée à une période de référence de 8 heures déclenchant l'action est de $2,5 \text{ m/s}^2$. L'évaluation

du niveau d'exposition peut être effectuée grâce à une estimation fondée sur les informations concernant le niveau d'émission des équipements de travail utilisés, fournies par les fabricants de ces matériels et grâce à l'observation des pratiques de travail spécifiques ou par un mesurage suivant la norme ISO 5349. Lorsque l'employeur doit procéder à l'évaluation des risques, il doit prêter attention aux éléments suivant :

- le niveau, le type et la durée d'exposition, y compris toute exposition à des vibrations intermittentes ou à des chocs répétés ;
- les valeurs limites d'exposition et les valeurs d'exposition déclenchant l'action fixées ;
- toute incidence sur la santé et la sécurité des travailleurs à risques particulièrement sensibles ;
- toute incidence indirecte sur la sécurité des travailleurs résultant d'interactions entre les vibrations mécaniques et le lieu de travail ou d'autres équipements ;
- les renseignements fournis par les fabricants des équipements de travail conformément aux directives communautaires en la matière ;
- l'existence d'équipements de remplacement conçus pour réduire les niveaux d'exposition aux vibrations mécaniques ;
- des conditions de travail particulières, comme les basses températures ;
- une information appropriée recueillie par la surveillance de la santé, y compris l'information publiée, dans la mesure du possible.

L'employeur doit disposer d'une évaluation des risques régulièrement mise à jour et les risques résultant de l'exposition aux vibrations mécaniques doivent être réduits au minimum, en tenant compte du progrès technique et de la disponibilité de mesures de maîtrise du risque à la source. Lorsque les valeurs d'exposition sont dépassées, l'employeur établit et met en œuvre un programme de mesures techniques et/ou organisationnelles visant à réduire

au minimum l'exposition aux vibrations mécaniques et les risques qui en résultent, en prenant en considération, notamment :

- d'autres méthodes de travail nécessitant une exposition moindre à des vibrations mécaniques ;
- le choix d'équipements de travail appropriés, bien conçus sur le plan ergonomique et produisant, compte tenu du travail à effectuer, le moins de vibrations possibles ;
- la fourniture d'équipements auxiliaires réduisant les risques de lésions dues à des vibrations, par exemple des poignées atténuant les vibrations transmises au système main-bras ;
- des programmes appropriés de maintenance des équipements de travail, du lieu de travail et des systèmes sur le lieu de travail ;
- la conception et l'agencement des lieux et postes de travail ;
- l'information et la formation adéquates des travailleurs afin qu'ils utilisent correctement et de manière sûre les équipements de travail, de manière à réduire au minimum leur exposition à des vibrations mécaniques ;
- la limitation de la durée et de l'intensité de l'exposition ;
- l'organisation convenable des horaires de travail, prévoyant suffisamment de périodes de repos ;
- la fourniture aux travailleurs exposés de vêtements les maintenant à l'abri du froid et de l'humidité.

Chapitre 2

Modèle numérique du système main-bras

2.1 Les modèles numériques existants

Afin de pouvoir anticiper les doses de vibrations transmises par la main lors de l'utilisation d'outils vibrants, plusieurs modèles numériques de système main-bras ont été créés. Mais ces modèles sont très peu utilisés, à cause des différences de résultats des données biodynamiques et des conditions d'essais des études. Ainsi ils ne sont valables que pour les conditions où ils ont été développés. De plus lors de la réalisation d'un modèle, ce dernier est recalé par rapport à la courbe des résultats expérimentaux. Dans ce cas il n'existe pas une unique solution de paramètres au modèle pour retrouver la courbe expérimentale, mais une multitude. Différents modèles de système à 3 Degré De Liberté (DDL) basés sur l'impédance seront présentés afin d'illustrer ce problème. Quelques systèmes s'attachent à étudier la transmission dans vibrations dans le bras jusqu'à l'épaule.

2.1.1 Modèles masse-ressort-amortisseur norme ISO 10068

Les modèles masse-ressort-amortisseur représentent la grande majorité des modèles que l'on peut trouver dans la littérature. Ces modèles qui vont de un à quatre DDL sont basés sur l'impédance mécanique du système main bras. L'impédance est évaluée en laboratoire et est mesurée à l'interface main-machine.

De nombreux modèles numériques du système main-bras à 3 DDL de type masse-ressort existent dans la littérature, [18]. Bien que la représentation soit la même, figure 2.1, les paramètres des modèles sont bien différents. Deux raisons peuvent expliquer ces différences.

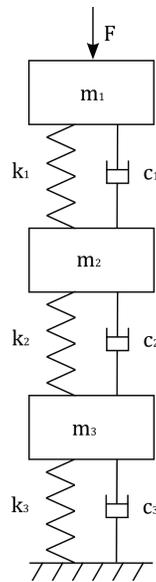


FIGURE 2.1 – Modèle 3 DDL ISO 10068

La première vient de la propriété physique à partir de laquelle sont créés les modèles. En effet les modèles sont basés sur l'impédance mécanique libre du système main-bras. L'impédance est le rapport complexe entre la force d'excitation périodique, et la vitesse résultante des vibrations, les forces extérieures au système étant nulles, équation 2.1. L'impédance libre est généralement complexe, les parties réelles et imaginaires sont exprimées sous forme

de module et phase. Il a été reconnu qu'il n'existe pas une unique solution de paramètres qui satisfont aux valeurs d'impédance obtenues expérimentalement. D'autres couples de paramètres peuvent aussi répondre aux critères d'impédance, ce qui implique que pour une même étude plusieurs modèles peuvent être créés.

$$Z(f) = F(f)/v(f) \quad (2.1)$$

avec :

$F(f)$ force d'excitation périodique à la fréquence f

$v(f)$ vitesse résultante des vibrations pour cette fréquence

La deuxième raison est due aux mesures d'impédance qui ont été faites dans les différentes études. De nombreux facteurs peuvent avoir une influence sur l'impédance au point d'entrée du système main-bras, à commencer par la population sur laquelle a porté l'étude. Viennent ensuite les conditions dans lesquelles les essais ont été réalisés en termes de position du sujet, type d'excitation, gamme de fréquence, force de préhension, etc.

Dans la norme ISO 10068 [3] une synthèse des différentes valeurs d'impédance et de conditions d'essais a été faite. Cela a permis de définir des conditions générales d'essais et une plage dans laquelle les valeurs du module et de la phase de l'impédance doivent être comprises. Les valeurs répertoriées dans la norme sont les valeurs limites supérieure et inférieure pour chaque fréquence, les valeurs moyennes sont une moyenne pondérée de l'ensemble des données sélectionnées.

Les essais doivent être faits avec des vibrations en translation dans les trois directions orthogonales du système de coordonnées basicentriques x_h , y_h et z_h , car elles sont considérées comme étant indépendantes les unes des autres. Les mesures ont été effectuées sur une population uniquement masculine, à des fréquences comprises entre 10 et 500 Hz. La poignée utilisée pour les essais doit avoir un diamètre compris entre 19 et 45 mm, ou dans le cas où elle n'est

pas cylindrique (elliptique, carrée,...) elle doit mesurer entre 19 et 45 mm. Les forces de préhension et de poussée ayant un impact direct sur les valeurs mesurées, elles aussi sont encadrées, la préhension doit être comprise entre 25 et 50 N, et la poussée inférieure ou égale à 50 N. La position du bras du sujet doit respecter celle définie par la figure 2.2, idéalement l'angle du coude (α) est à 90° .

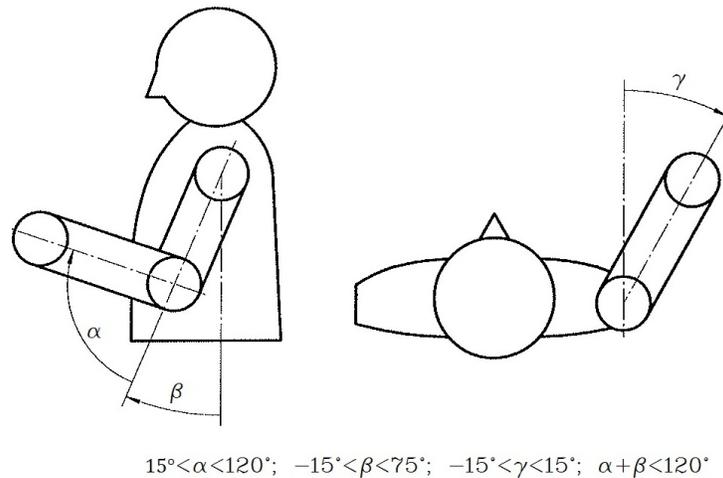


FIGURE 2.2 – Positions admissibles du bras

Grâce aux valeurs d'impédances synthétisées un nouveau modèle numérique est proposé dans la norme.

2.1.2 Modèles masse-ressort-amortisseur et poutre

Un modèle hybride est proposé dans la littérature [16], il allie des éléments masse, ressort et amortisseur à des poutres. Il a pour objectif d'obtenir la réponse en impédance du système sous vibration suivant l'axe y_h . Deux modèles de ce type ont été réalisés, l'un est un modèle main-avant-bras et l'autre est un modèle main-bras.

Pour le premier modèle figure 2.3 la main est modélisée par deux systèmes masse-ressort-amortisseur en parallèles, de raideurs (k_1 et k_2) et d'amortissements (c_1 et c_2), la masse des tissus de la main est représentée par les masses

m_1 et m_2 . Ces systèmes sont couplés chacun à une poutre qui représente un os de l'avant-bras, à savoir le radius et l'ulna (Cubitus), le poignet quant à lui est considéré comme faisant partie des deux poutres. Les longueurs des poutres (L_1 et L_2 pour le radius et l'ulna) représentent la distance entre le coude et le centre de la poignée. Le modèle étant unidirectionnel les masses des poutres sont des masses linéiques (ρ_1 et ρ_2), les raideurs sont représentées par les modules d'élasticités (E_1 et E_2). Les tissus mous entourant les os sont symbolisés par les amortissements linéiques (ξ_1 et ξ_2).

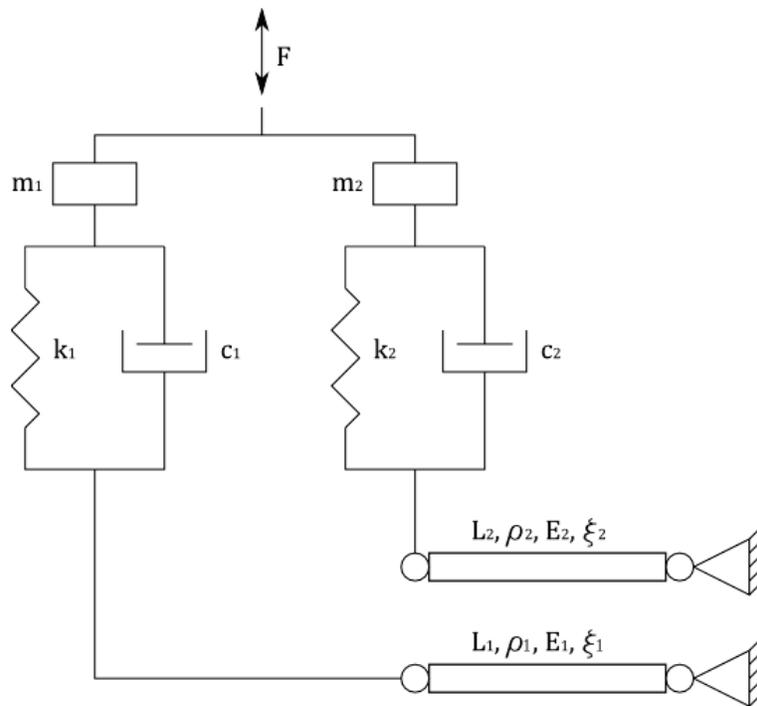


FIGURE 2.3 – Modèle main avant-bras

Le deuxième modèle qui est un modèle main-bras, reprend la construction du premier en y ajoutant une poutre après les deux déjà présente. La nouvelle poutre représente l'humérus du bras, figure 2.4.

Les conditions d'essais étaient similaires aux études précédentes, tableau 2.1, mais les grandeurs physiques mesurées étaient différentes. Dans ce cas ce sont les accélérations qui ont été mesurées au niveau de la poignée, de la main, de l'avant-bras et du coude, figure 2.6. Pour la mesure au niveau de la main, l'accéléromètre était monté sur un anneau spécialement conçu porté au majeur. La mesure à l'avant-bras était faite avec un accéléromètre fixé à un bracelet. Enfin pour la mesure au niveau du coude l'accéléromètre était monté sur une bande aluminium, cette dernière a été tenue fermement avec le bras en utilisant une coudière.

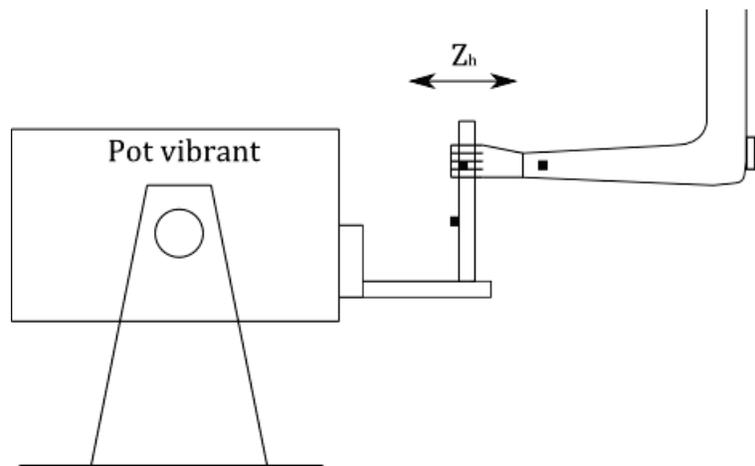


FIGURE 2.6 – Méthode d'essai de Cherian

TABLE 2.1 – Conditions des essais du modèle de Cherian

Paramètres			
Direction des vibrations	z_h	Excitation	0,5 g
Gamme de Fréquence	10-200 Hz	Posture	debout
Type de préhension	paume	Angle de l'épaule	0°
Force de préhension	25 N	Angle du coude	90°
Diamètre de la poignée	38 mm	Sujet	1 homme

Les paramètres du modèle ont été recalés par rapport aux essais expérimentaux, et les résultats sont satisfaisants comme le montre la figure 2.7.

Seule la main présente un écart important entre le modèle numérique et l'expérimentation. Cet écart, d'après les auteurs, serait dû au contact de la bague en métal avec la poignée.

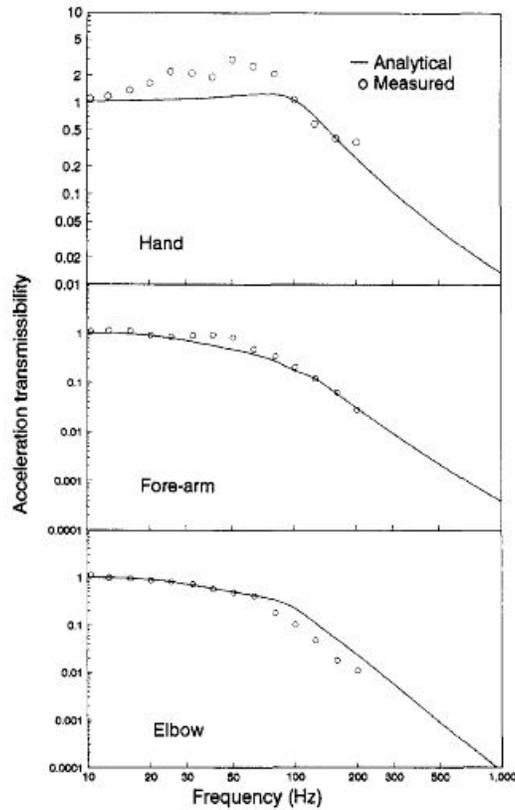


FIGURE 2.7 – Résultat de transmissibilité [10]

Ce modèle est intéressant car il permet de voir l'évolution des vibrations sur la première moitié du bras. Toutefois, comme les modèles précédents, il n'est valable que pour une sollicitation suivant un axe (z_h) et ne permet pas l'étude des vibrations suivant les autres axes, ainsi que l'étude de la transmission des vibrations entre les axes.

2.2 Modèle numérique proposé

2.2.1 Modèle masse-ressort-amortisseur

Le premier modèle développé est un modèle numérique 3 DDL constitué de masses, ressorts et amortisseurs afin recréer la réponse du bras du cycliste lorsqu'il est excité par l'intermédiaire du cycle qui joue le rôle de sous-structure. En effet les modèles précédents étudient principalement les vibrations émanant d'outils portatifs vibrants, tel que les meuleuses et marteau-piqueur. Ces outils sont les générateurs de la vibration. Dans l'application présente, le vélo n'est pas à proprement parlé générateur de vibrations, celles qu'il transmet au système main-bras sont générées lors du passage du cycle sur les irrégularités de la route. On va donc parlé de sous-structure car le cycle va réagir différemment suivant le profil de la route. Le modèle numérique présent, comme les autres utilisant des éléments masse-ressort-amortisseur, et est unidirectionnel. La base de construction de ce modèle fut le modèle 3 DDL de la norme ISO 10068. Ce dernier a été programmé afin d'en connaître les fréquences propres ($f_1 = 4,2$; $f_2 = 66,9$; $f_3 = 119,6$ Hz).

Le modèle numérique est recalé fréquemment par rapport aux données connues du système main-bras. Le recalage consiste à comparer une valeur obtenue numériquement par rapport à une valeur référence, et tant que la fonction objectif (équation 2.3) ne tend pas vers zéro, les paramètres choisis sont modifiés. La démarche de recalage est illustrée par la figure 2.8.

$$f_{obj} = \sum_j \left(\frac{f_{refj} - f_{numj}}{f_{refj}} \right)^2 \quad (2.3)$$

Avec :

f_{numj} la $j^{ième}$ fréquence à recaler ;

f_{refj} la $j^{ième}$ fréquence de référence.

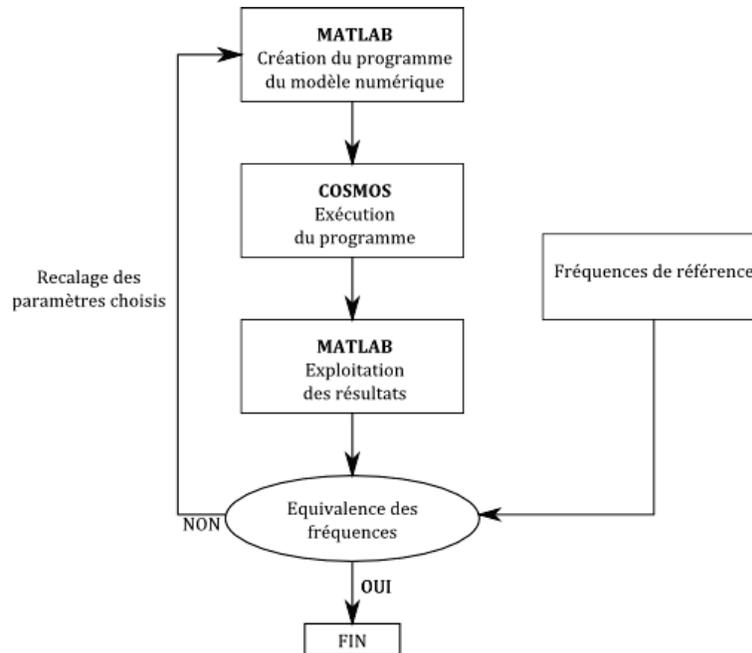


FIGURE 2.8 – Principe du recalage

Il a donc été décidé de recalibrer la deuxième fréquence propre de la norme ($f_2=66,9$ Hz), sur la fréquence de résonance du poignet qui est proche de 35 Hz, cette fréquence a été mise en évidence lors d'essai expérimentaux qui sont détaillés dans le chapitre 3. Entre le modèle théorique et l'application sur le vélo, la position de la main et du poignet sont les éléments qui varient le plus. C'est pour cela que le recalage a porté uniquement sur les paramètres de la main à savoir m_1 et k_1 , tableau 2.3. Le résultat de ce recalage est satisfaisant car les autres fréquences n'ont quasiment pas changé, tableau 2.2.

TABLE 2.2 – Fréquences avant et après recalage

Fréquences	Valeurs initiales (Hz)	Valeurs objectifs (Hz)	Valeurs recalées (Hz)	Erreurs relatives (%)
f_1	4,2	4,2	4,2	0
f_2	66,9	35	34,9	0,2
f_3	119,6	119,6	118,9	6.10^{-3}

Une fois le modèle recalé en fréquence il a fallu le recalibrer en amplitude. Précédemment à la création du modèle numérique, trois essais pour l'évaluation de la transmission des vibrations ont été réalisés (les essais sont détaillés dans

la partie expérimentale). Le premier essai est réalisé avec les mains posées sur une vibroplate et à partir d'enregistrement des accélérations sur la vibroplate et sur les différentes parties du système main-bras à savoir le poignet, le coude et la clavicule. Le second essai a été effectué avec le vélo, roue avant posée sur la vibroplate, l'accéléromètre au lieu d'être fixé sur la vibroplate était alors fixé sur la potence. Le dernier essai s'est effectué dans les conditions réelles de déplacement sur route pavée. Ces essais nous ont servi au recalage en amplitude, pour le modèle réalisé sous SIMULINK afin de simuler la réponse du système main-bras par rapport à une sollicitation extérieure de type accélération. L'accélération verticale de la vibroplate lors du premier essai a été isolée, et injectée dans le modèle numérique comme source d'excitation. Nous avons pu alors comparer les valeurs RMS des accélérations du modèle par rapport à celles enregistrées lors de l'essai. Le modèle a ensuite été recalé sur la valeur RMS de l'accélération du poignet en faisant varier le taux d'amortissement c_1 de la main, tableau 2.3. Ainsi il a pu être possible de simuler les deux autres essais avec le modèle recalé. Les valeurs expérimentales et numériques des RMS sont consignées dans le tableau 2.4.

TABLE 2.3 – Paramètres du modèle initial et recalé

	Masse (kg)	Raideur (N/m)	Amortissement (N.s/m)
DDL 1 initial	0,03	5335	227,5
DDL 1 recalé	0,0364	1742	11,67
DDL 2	0,662	299400	380,6
DDL 3	2,9	2495	30,3

TABLE 2.4 – Comparaison résultats simulation/expérimental au poignet

	RMS simu (m/s^2)	RMS expé (m/s^2)	Erreur relative (%)
Main sur vibroplate	24,73	24,74	0
Vélo sur vibroplate	19,90	25	25
Vélo sur route pavée	27,35	52,75	93

La comparaison des valeurs RMS entre la simulation et l'expérimental montre un écart important entre les deux valeurs. Il y a un écart de 20% pour l'essai

avec le vélo sur la vibroplate et de 48% pour l'essai sur route pavée. L'importance de cet écart peut s'expliquer par la méthode utilisée pour le modèle numérique. Pour un système masse-ressort-amortisseur l'excitation doit être de type force, or dans notre cas nous ne disposons que de l'accélération. L'accélération a donc été transformée en une force grâce à l'équation 2.4. Une approximation a été faite pour l'utilisation de cette formule, car la masse utilisée a été celle de la main. C'est de ce point que vient le plus grand écart, car la masse doit être celle du système sur lequel la force est appliquée.

$$\vec{F} = m \cdot \vec{\gamma} \quad (2.4)$$

Avec :

m masse du solide(kg) ;

$\vec{\gamma}$ accélération du solide (m/s^2) ;

\vec{F} force (N) ;

Les résultats sont donc à prendre à titre informatif et non comme référence. Les essais sont à renouveler en enregistrant les forces d'entrées, en utilisant le guidon spécial qui a été conçu et réalisé à cet effet, figure 2.9. Cette pièce pourra être utilisée aussi bien sur un pot vibrant que sur un vélo. Ce guidon permet de mesurer les forces grâce à l'emplacement spécifique pour accueillir deux capteurs de forces, mais aussi les accélérations car un espace est prévu pour y placer un accéléromètre.



FIGURE 2.9 – Guidon instrumenté

2.2.2 Modèle éléments finis de type poutre

2.2.2.1 Modèle poutre numéro 1

Le premier modèle numérique possédant des inconvénients déjà présents dans les modèles de la littérature, un second modèle a été développé. Au lieu d'être composé d'éléments masse, ressort et amortisseur, il est composé uniquement avec des poutres, ce qui permet d'avoir un modèle tridimensionnel. Ainsi, la transmission des vibrations pourra être observée sur tous les axes simultanément, de même que la transmission des vibrations entre les axes. Quatre poutres sont utilisées, chacune d'elle représente une partie du système main-bras, figure 2.10. L'élément représentant l'épaule a été intégré uniquement pour conserver le mouvement de la clavicule, et permettre de connaître la transmissibilité sur l'ensemble du système main-bras. Il a été décidé pour ce modèle de se baser sur des données anthropologiques issues de la littérature pour les valeurs des différents paramètres des poutres. Chaque partie du système main-bras est un ensemble complexe de tissus organiques ayant des propriétés physiques différentes. Le modèle étudié est un modèle dit "global" car chaque élément représente l'ensemble des tissus le constituant, pour exemple l'avant-bras qui est composé de deux os principaux, de muscles, de tendons, etc n'est représenté que par une seule poutre. Pour commencer l'étude et simplifier le modèle ce sont principalement les paramètres des os qui ont été pris en compte, car ce sont eux qui sont les plus rigides. Les modules d'Young des bras et avant-bras sont ceux de l'os cortical, mais réduit afin de prendre en compte la partie spongieuse de l'os, car il a été démontré que le module d'Young de l'os spongieux est inférieur de 20% par rapport à l'os cortical, [20], [11], [7]. C'est le module d'Young des ligaments qui a été pris en compte pour la main, à cause de sa complexité. En effet la main est un assemblage de petits os qui sont liés entre eux par des ligaments et des tendons, lors d'une contrainte de traction ce sont les ligaments qui seront sollicités en premier.

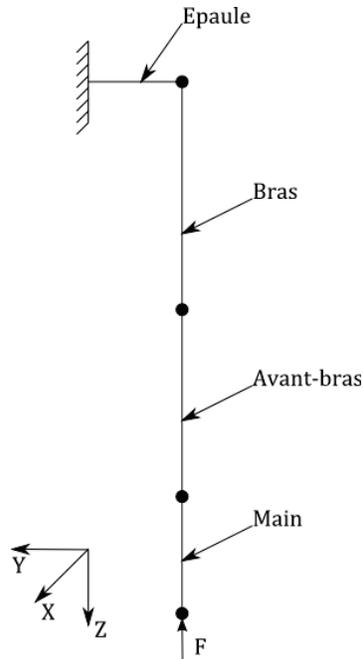


FIGURE 2.10 – Modèle poutre

Recalage des fréquences propres du modèle : une fois le modèle construit, il a fallu le recalibrer par rapport à un modèle existant, afin d'en valider le concept. Comme référence c'est le modèle 3 DDL de la norme ISO 10068 qui a été choisi, car la réponse du modèle est une synthèse de plusieurs études expérimentales. Pour commencer, le recalage a été effectué sur les fréquences propres, mais en ne modifiant pas tous les paramètres du modèle poutre, car certains comme la densité ne varient que très peu suivant les individus. Les paramètres liés à la clavicule restent inchangés car l'étude porte plus sur le système main-bras. Le recalage a été effectué grâce à une boucle d'optimisation entre MATLAB et COSMOS en modifiant les modules d'Young, les diamètres et longueurs du bras, de l'avant-bras et de la main. Voir tableau 2.5

Le but du recalage était de retrouver les premières fréquences propres du système ISO, à savoir 4,2, 66,9, 119,6 Hz. Les fréquences propres du modèle poutre après recalage sont de 4,2, 67,1, 119,8 Hz soit un écart maximum de 0,7% entre deux fréquences propres. Le recalage est donc tout à fait satisfaisant.

TABLE 2.5 – Comparaison paramètres après recalage

Paramètres	valeurs initiales	valeurs recalées
Longueur bras (m)	0,366	0,2494
Longueur avant-bras (m)	0,320	0,3413
Longueur main (m)	0,093	0,1259
Diamètre bras (m)	0,0175	0,0076
Diamètre avant-bras (m)	0,02	0,0157
Diamètre main (m)	0,022	0,0431
E longitudinal bras (Pa)	$1,5 \cdot 10^{10}$	$1,69 \cdot 10^{10}$
E transversal bras (Pa)	$1,2 \cdot 10^{10}$	$7,67 \cdot 10^9$
E longitudinal avant-bras (Pa)	$1,5 \cdot 10^{10}$	$7,46 \cdot 10^9$
E transversal avant-bras (Pa)	$1,2 \cdot 10^{10}$	$1,13 \cdot 10^{10}$
E longitudinal main (Pa)	$16 \cdot 10^6$	$1,52 \cdot 10^7$
E transversal main (Pa)	$12 \cdot 10^6$	$1,88 \cdot 10^7$

Recalage des amplitudes du modèle : après avoir obtenu un modèle avec des fréquences proches de celle de l'ISO, il a fallu le recalculer aussi en amplitude. Les valeurs d'amplitudes des signaux d'entrée et de sortie pour l'établissement de la norme ISO 10068 ne sont pas fournies, ce sont uniquement les valeurs d'impédance qui sont renseignées. Sachant que l'impédance, définie par son module et sa phase est le rapport complexe entre la force d'excitation périodique, par rapport à la vitesse résultante des vibrations pour cette fréquence. Le modèle a été recalculé pour correspondre avec le module de l'impédance. Douze modes propres définissent le modèle poutre, douze amortissements modaux ont été définis, et ce sont les valeurs des amortissements qui ont été modifiés afin de recalculer le modèle, car l'amortissement à un fort impact sur l'amplitude des vibrations. L'amortissement modal étant réglé à 0,1 pour tous les modes en valeur par défaut. Mais avec cette méthode, les résultats obtenus n'étaient pas en accord avec les résultats escomptés. L'amortissement seul n'avait pas assez d'impact sur le modèle afin de faire baisser la valeur du module.

Deuxième recalage des amplitudes : suite aux résultats non probants du premier recalage, il a fallu réétudier le système dans son ensemble afin de pouvoir recalibrer l'amplitude. Pour cela il a été décidé d'ajouter les modules d'Young en plus de l'amortissement modal pour effectuer le recalage, tableau 2.6. La fréquence et la direction de sollicitation sont les mêmes que lors du premier recalage. Au final un module de 174.99 N.s/m est obtenu pour un module objectif de 175 N.s/m. Sur ce point le résultat est tout à fait satisfaisant. Mais du fait que les modules d'Young ont été modifiés les fréquences propres du système ont changé, la 1^{ère} fréquence qui était de 4,2 Hz est maintenant à 4,07 Hz. Les 2^{ème} et 3^{ème} fréquences sont passées respectivement de 66,9 Hz à 58,1 Hz et 119,6 Hz à 106 Hz. L'écart sur la deuxième et troisième fréquence est assez important (13% au maximum), sachant que l'écart d'amplitude est de seulement 0,01%, un nouveau recalage moins précis peut être envisagé afin d'avoir une meilleure concordance au niveau des fréquences. Dans ce cas il faudrait que la fonction objectif inclue aussi les fréquences propres du système.

Recalage des fréquences et amplitudes simultanément pour le troisième recalage pour de modèle les paramètres sont restés les mêmes que pour le recalage précédent, mais au lieu de recalibrer soit l'amplitude, soit les fréquences ici il s'agissait de faire les deux en même temps. Ainsi pour les résultats en termes de paramètres sont intéressants, car il y a une moins grande différence entre le module et les fréquences propres par rapport aux systèmes ISO, tableau 2.7. L'écart est de 1,6% pour le module et au maximum de 8% pour les fréquences propres.

Suite au recalage le système a été sollicité à différentes fréquences afin de comparer son impédance à celle du système ISO 10068. Les résultats montrent

TABLE 2.6 – Paramètres avant et après le deuxième recalage

Paramètres	Valeurs initiales	Valeurs après recalage
Taux d'amortissement modal		
Mode 1	0,1	0,1042
Mode 2	0,1	0,1041
Mode 3	0,1	0,0979
Mode 4	0,1	0,1053
Mode 5	0,1	0,1001
Mode 6	0,1	0,1061
Mode 7	0,1	0,1028
Mode 8	0,1	0,099
Mode 9	0,1	0,1027
Mode 10	0,1	0,1124
Mode 11	0,1	0,1050
Mode 12	0,1	0,0974
Modules d'Young (Pa)		
Bras longitudinal	$1,69 \cdot 10^{10}$	$1,56 \cdot 10^{10}$
Bras transversal	$7,67 \cdot 10^9$	$7,95 \cdot 10^9$
Avant-bras longitudinal	$7,46 \cdot 10^9$	$7,63 \cdot 10^9$
Avant-bras transversal	$1,13 \cdot 10^9$	$1,18 \cdot 10^9$
Main longitudinal	$1,52 \cdot 10^7$	$8,54 \cdot 10^6$
Main transversal	$1,88 \cdot 10^7$	$1,97 \cdot 10^7$

une similitude entre les deux systèmes pour une plage de fréquence réduite (de 100 à 200 Hz), figure 2.11. Avant et après cette plage les modules du système poutre sont bien supérieurs à ceux du système ISO. Cela ne permet pas de valider le modèle poutre actuel. Afin de pouvoir exploiter le système il faudrait que celui-ci donne des résultats proche du modèle ISO pour les fréquences auxquelles le cycliste peut être soumis. C'est donc sur une plage de fréquence plus basse, inférieure à 100 Hz si l'on considère l'excitation lors d'un déplacement sur une route pavée.

2.2.2.2 Modèle poutre numéro 2

Suite aux résultats obtenus avec ce premier modèle poutre, il a fallu revoir le modèle mais aussi la manière dont il est sollicité. Ainsi la géométrie a été

TABLE 2.7 – Paramètres avant et après le troisième recalage

Paramètres	Valeurs initiales	Valeurs après recalage
Taux d'amortissement modal		
Mode 1	0,1	0,088
Mode 2	0,1	0,3133
Mode 3	0,1	0,826
Mode 4	0,1	0,0083
Mode 5	0,1	0,2242
Mode 6	0,1	0,0580
Mode 7	0,1	0,1538
Mode 8	0,1	0,3942
Mode 9	0,1	0,0230
Mode 10	0,1	0,2203
Mode 11	0,1	0,3919
Mode 12	0,1	0,5763
Modules d'Young (Pa)		
Bras longitudinal	$1,69.10^{10}$	$1,79.10^{10}$
Bras transversal	$7,67.10^9$	$1,01.10^9$
Avant-bras longitudinal	$7,47.10^9$	$2,16.10^{10}$
Avant-bras transversal	$1,14.10^9$	$5,02.10^8$
Main longitudinal	$1,52.10^7$	$7,98.10^6$
Main transversal	$1,88.10^7$	$2,3.10^7$

modifiée afin de caler avec la posture du bras lors des essais de la norme ISO 10068, cela pour permettre une meilleure comparaison des deux modèles, figure 2.12. Lors des essais au lieu d'être sollicité uniquement dans la direction Z, le modèle sera sollicité dans les trois directions en même temps avec la même fréquence et la même amplitude.

Le nouveau modèle a été par la suite recalé en fréquence, sans tenir compte de l'amortissement. Deux simulations ont été réalisées en ajoutant de l'amortissement modal identique pour tous les modes, la première avec un amortissement à 0,3, figure 2.13, et la seconde avec un amortissement à 1, figure 2.14. Par rapport aux critères que l'on s'est fixé, le modèle n'est pas encore validé. Car à part pour l'axe X avec un amortissement de 0,3 et sur un intervalle de 80 à 230 Hz, il n'y a que là que l'impédance du modèle est contenue dans la plage de la norme ISO 10068.

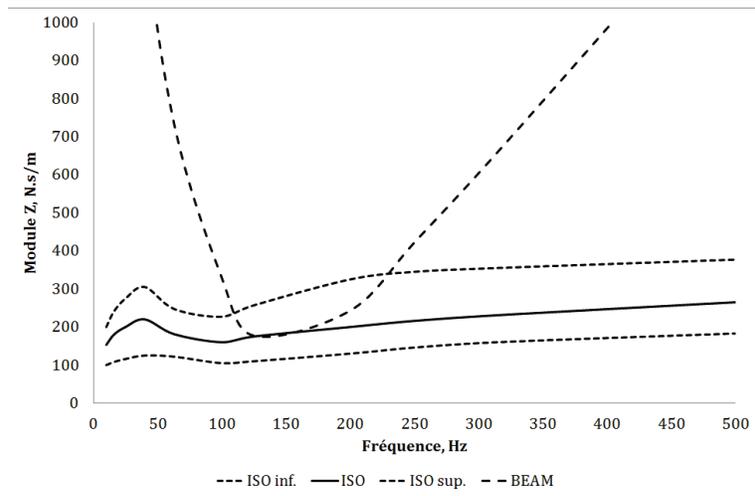


FIGURE 2.11 – Comparaison module modèle/ISO 10068

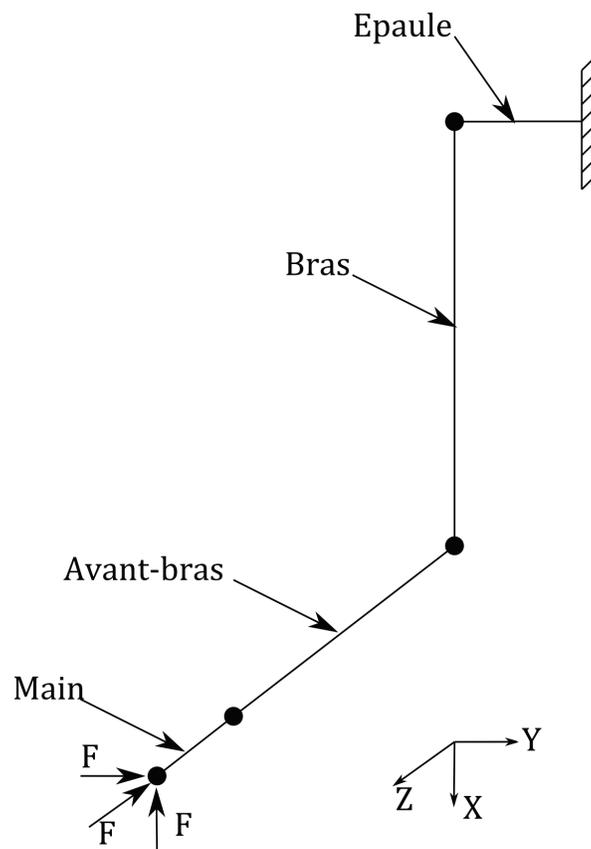


FIGURE 2.12 – Modèle poutre position ISO 10068

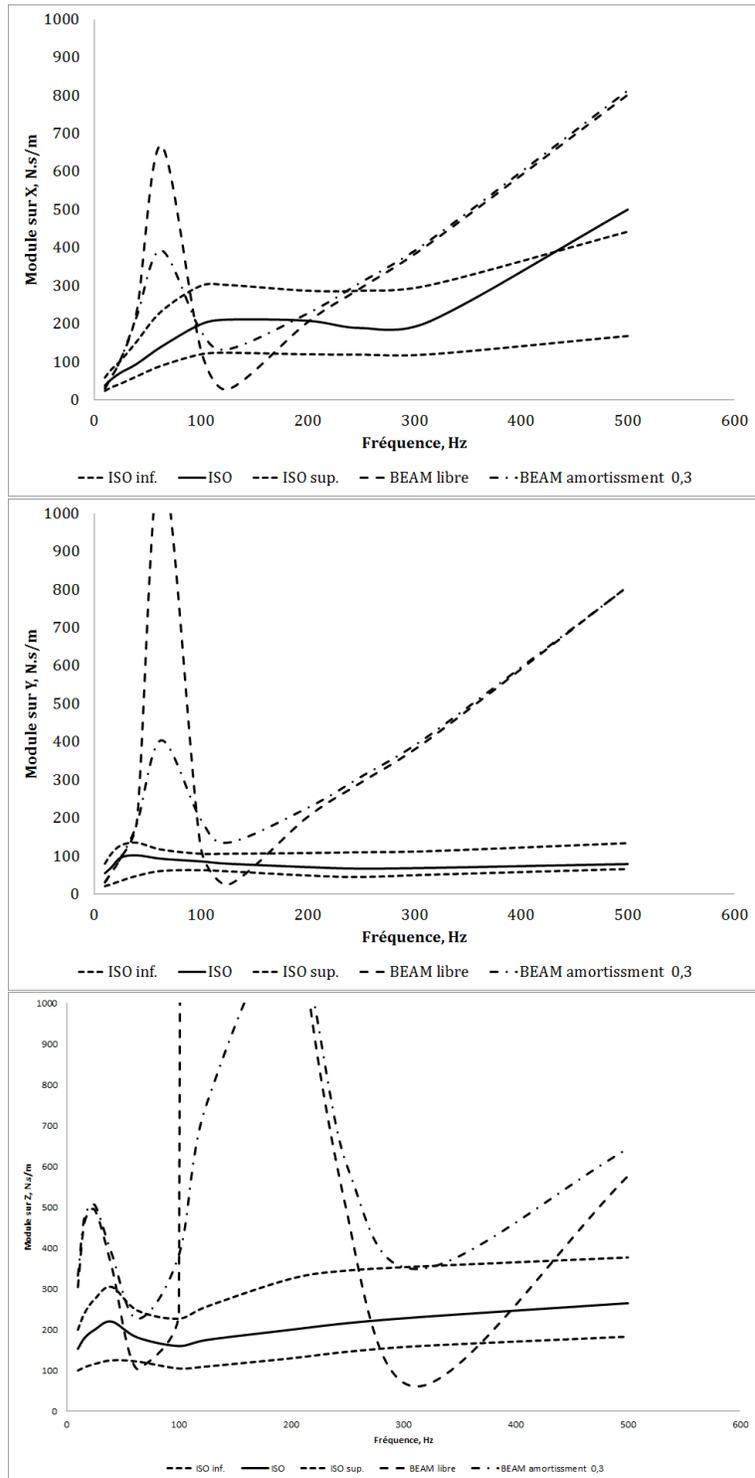


FIGURE 2.13 – Module d'impédance avec amortissement de 0,3

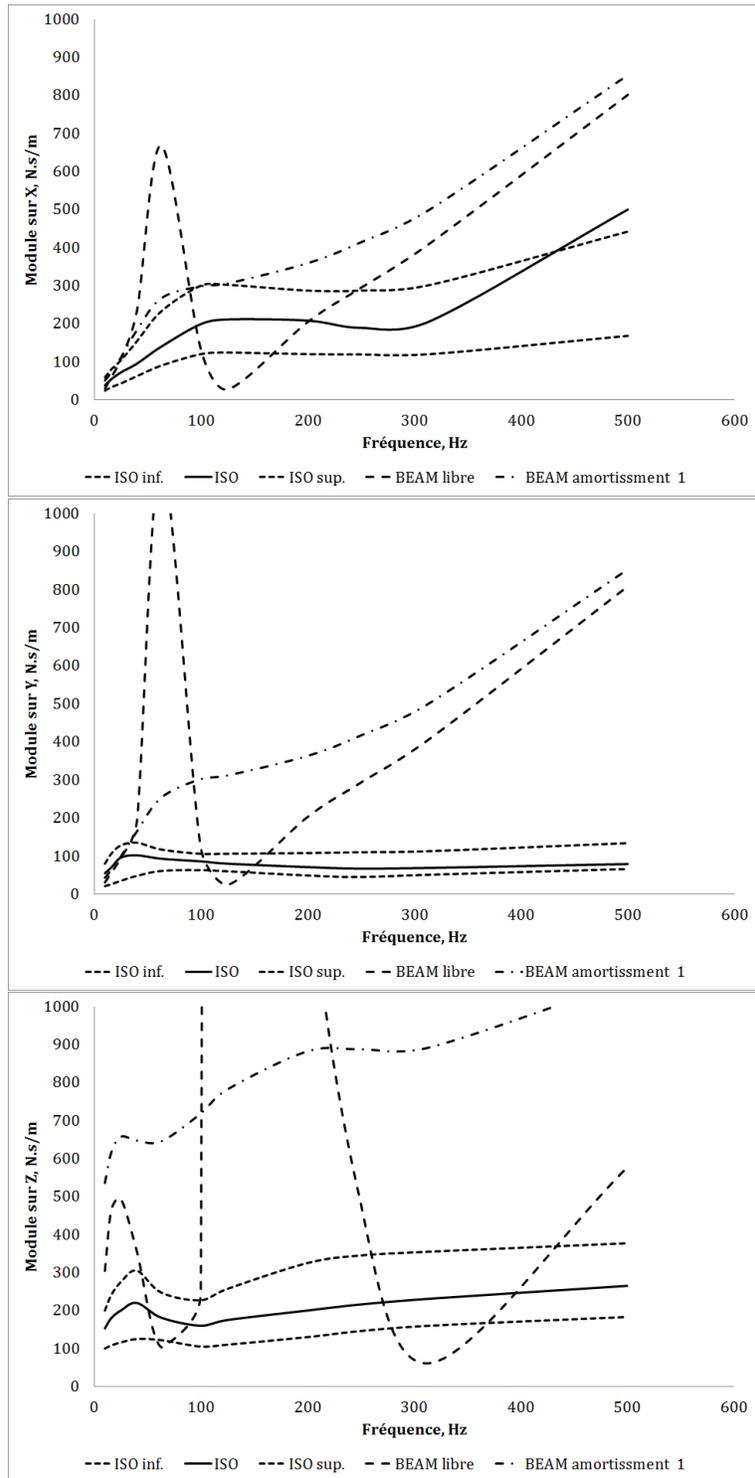


FIGURE 2.14 – Module d'impédance avec amortissement de 1

Chapitre 3

Étude expérimentale

3.1 Essais en laboratoire sur table vibrante

3.1.1 Perception du cycliste face aux vibrations

Cette partie a pour but l'étude de la corrélation entre la perception du cycliste et l'accélération enregistrée localement au niveau du poignet, du coude et de la clavicule. De plus, elle permettra de traduire l'effet du vélo sur les vibrations.

3.1.1.1 Protocole de mesure

Les essais ont été réalisés sur sept sujets à l'aide d'une table vibrante afin d'exciter les membres supérieurs. La bande de fréquence était de 20 à 60 Hz avec un pas de 10 Hz. L'amplitude était de 12 mm. Les accélérations ont été mesurées par des capteurs positionnées sur la plaque vibrante, la potence, le poignet, le coude et la clavicule. Les capteurs utilisés sont des accéléromètres triaxiaux 4525 B de marque Brüel et kjaer d'une sensibilité $10\text{mV/g} \pm 0,2$, figure 3.1. Les signaux ont été enregistrés par le système d'acquisition SIGLAB disposant de 8 voies, avec une fréquence d'échantillonnage de 2560 Hz.

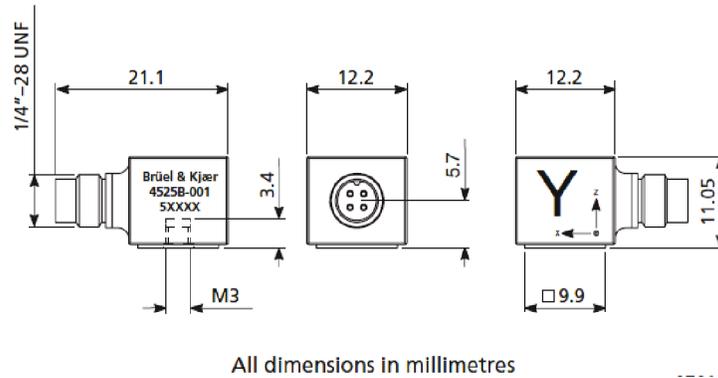


FIGURE 3.1 – Accéléromètre triaxial 4525 B

3.1.1.2 Perception du cycliste face aux vibrations

Pour évaluer le lien entre l'accélération du poignet et la perception deux configurations d'essais sont exploitées. Pour la première, l'individu se met en position pompe avec les mains sur la plaque vibrante, figure 3.3a. Pour la seconde, l'individu maintient le vélo par le guidon avec la roue avant sur la plaque, figure 3.3b.

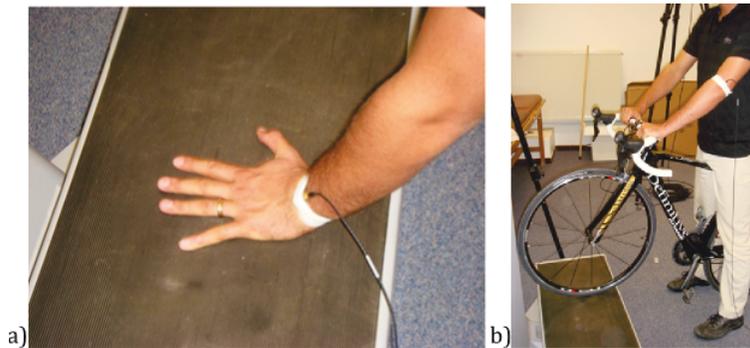


FIGURE 3.2 – Essai de perception

La perception est évaluée à l'aide de l'échelle de Borg. Cette méthode consiste à demander au sujet d'exprimer, pendant l'essai, le niveau de douleur ressenti. Ce niveau peut correspondre à un adjectif (faible, pénible, etc) ou à une note comprise entre un minimum et un maximum.

D'après la figure 3.3, l'accélération enregistrée sur le poignet est corrélée à la

perception du sujet, dans les deux configurations. On peut en conclure que le poignet est le reflet du ressenti physiologique.

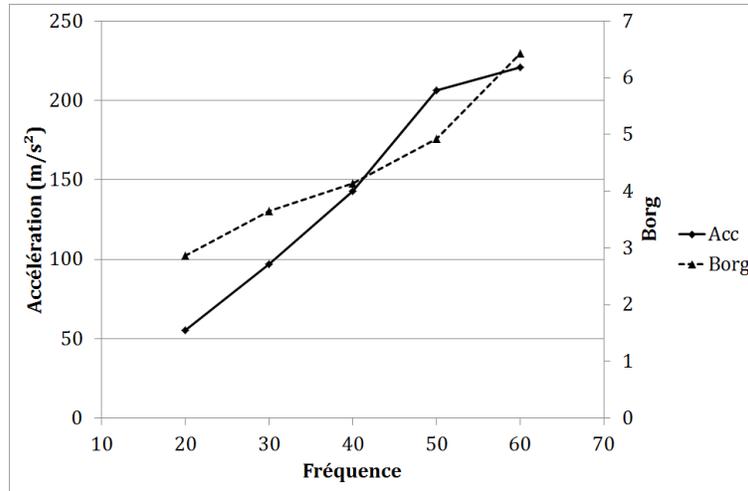


FIGURE 3.3 – Comparaison accélération et perception

3.1.2 Etude de la transmissibilité

Afin de connaître le transfert vibratoire entre une source vibratoire et le système main-bras, et aussi le cycle, une première étude de la transmissibilité a été réalisée en laboratoire.

3.1.2.1 Protocole de mesure

Les essais se sont réalisés dans les mêmes conditions que précédemment sauf que le pas fréquentiel était de 5 Hz, et la fréquence d'échantillonnage de 51200 Hz. Les accélérations moyennes sont mesurées pour chaque fréquence d'excitations. Les résultats sont normés par rapport à l'accélération moyenne donnée par la plaque qui est considéré comme l'entrée de notre système numérique. Ce rapport nous fournit la fonction de transmissibilité.

3.1.2.2 Résultats

En comparant les deux séries de mesures, nous pouvons remarquer aisément que l'amplitude est fortement réduite lors de l'utilisation du vélo. Ce qui semble logique car les pneus doivent absorber les vibrations. Les figures indiquent aussi la présence d'une résonance de poignet aux environ de 35 Hz. La figure 3.4a montre que l'énergie vibratoire est amplifiée au niveau du poignet pour l'ensemble des fréquences étudiées, au niveau du coude uniquement pour des fréquences inférieures à 35 Hz, par contre l'énergie est fortement atténuée au niveau de la clavicule. La figure 3.4b montre que l'énergie vibratoire s'atténue très vite à partir de 35 Hz ; Le vélo joue le rôle de filtre passe bas. On note une résonance de la potence proche de 35 Hz et 55 Hz. Par ailleurs, une résonance du cycle correspond à la résonance du poignet, ceci peut causer des troubles chez le cycliste.

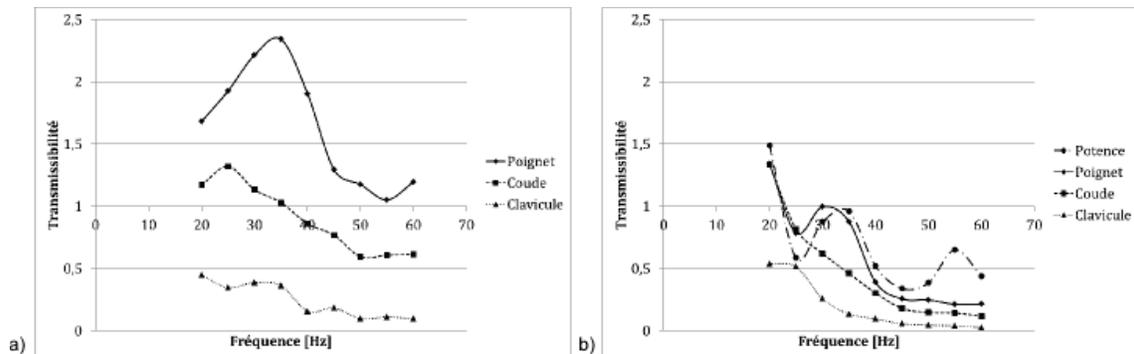


FIGURE 3.4 – Transmissibilité sans vélo, avec vélo

3.2 Essais terrain

Afin de valider les hypothèses issues des essais en laboratoire, des essais sur route ont été effectués. Les autres buts de ces essais étaient de vérifier l'aspect fréquentiel de l'excitation du vélo et du cycliste lors du déplacement sur route

pavé. Mais aussi de connaître sur les différentes parties du corps les valeurs des accélérations dues aux vibrations auxquelles est soumis le cycliste, d'identifier la répartition axiale des accélérations, et de quantifier la transmissibilité des vibrations entre le vélo et le système main-bras. Pour finir le but était aussi d'estimer par rapport au $A(8)$ de la norme ISO 5349 le temps maximal d'exposition par jour.

3.2.1 Condition du test

3.2.1.1 Descriptifs des éléments de l'essai

Le vélo : c'était un Gitane Definitive The One modèle 2010, qui a été fourni par Cycleurope Industries basé à Romilly-sur-seine, les caractéristiques sont les suivantes :

TABLE 3.1 – Caractéristiques technique du cycle

Cadre : Monocoque carbone 3K
Fourche : Carbone The One
Transmission : Shimano Ultegra - Shimano 12 x 25 10 vitesses
Pédalier : Shimano Ultegra 50x34
Freins : Shimano Ultegra
Roues : Mavic Ksyrium Equipe
Pneus : Michelin Lithion 700-23c , pression de gonflage 7 bars
Cintre : 3T Pro
Potence : 3T arx Pro
Selle : Fizik Pavé
Poids : 8,10 kg

Le cycliste : un cycliste volontaire réalise l'ensemble des essais sur le cycle, ses données anthropologiques, sont 67 kg, 1m84. Il portait le système d'acquisition sur ces épaules (poids 5,2 kg).

Les pavés : les pavés sont posés en quinconce et leurs tailles dans le sens du déplacement est en moyenne de 12 cm, avec un interstice de 25 à 30mm,

figure 3.5.



FIGURE 3.5 – Pavé rue César Poulain, REIMS

Système d'acquisition et capteurs : le système d'acquisition est un analyseur OROS OR36 avec huit voies en entrée et 2 voies en sortie, l'ensemble est mis dans un sac à dos pouvant être ainsi embarqué sur les épaules du pilote, figure 3.6. Une batterie de 12 Volt, 2,3 Ah, branchée à OROS, nous permet d'avoir une autonomie de 50 min.

Le déclenchement de l'acquisition est réalisé par un bouton poussoir à impulsion, l'une des bornes du bouton est connectée à une sortie de l'analyseur et génère un signal continu de 5 volts, l'autre borne du bouton poussoir est branchée sur une entrée de l'appareil. Le déclenchement du bouton poussoir permet de trigger le départ de la mesure par détection d'un front montant sur l'entrée. Afin de permettre au pilote de bien se positionner sur le vélo une temporisation d'une seconde retarde l'acquisition. Les capteurs sont les mêmes que ceux utilisés dans la section 3.1.1.



FIGURE 3.6 – Système d'acquisition

3.2.1.2 Protocole de mesure

Les essais ont été réalisés à différentes vitesses de déplacement de 5 km/h à 35 km/h, par incrément de 5 km/h, les capteurs ont été positionnés sur la potence du vélo ainsi que sur le poignet, le coude, la clavicule.

Position du capteur sur la potence : le capteur a été positionné avec l'axe X positif sur l'avant du vélo et l'axe Z positif vers le haut, figure 3.7.



FIGURE 3.7 – Position capteur sur la potence

Positionnement du capteur sur le bras : le capteur a été positionné à différents emplacements du bras droit, de telle sorte que lorsque le pilote a le bras allongé, on puisse tracer une droite passant du poignet, au coude et à la

clavicule, en privilégiant les parties osseuses du membre cette direction correspondant à l'axe X du capteur, l'axe Z étant toujours vers le haut, figure 3.8.



FIGURE 3.8 – Positionnements des capteurs

La position du capteur sur le poignet est en léger retrait par rapport à la bosse du cubitus, 10 mm sur l'axe X et 10 mm selon l'axe Y, figure 3.9.

3.2.1.3 Déroulement de l'essai

Les pneus utilisés sur le vélo sont de marque et de types Michelin lithion 700 x 23c gonflés à une pression de 7 bars, Le périmètre du pneu en situation est de 2070 mm. En considérant un engagement de pavés (Figure 3.5 Pavé rue César Poulain, 51100 REIMS) tous les 150 mm, on obtient alors la fréquence d'engagement théorique (f_{th}) sur route pavés, equation 3.1.



FIGURE 3.9 – Position du capteur sur le poignet

$$f_{th} = \frac{V_k}{3,6 \cdot D_p} \quad (3.1)$$

Avec :

f_{th} : fréquence d'engagement en Hz ;

V_k : vitesse du vélo en km/h ;

D_p : pas entre chaque pavé interjoint inclus en m.

3.2.2 Résultats expérimentaux

3.2.2.1 Aspects temporels et fréquentiels

Pour les vitesses inférieures à 20 km/h l'engagement sur les pavés est trop lent, ce qui ne permet pas de récupérer des signaux sur lesquels la Fonction de Transfert en Fréquence (FFT pour Fast Fourier Transform) est de qualité. Pour les vitesses supérieures, à cause de la difficulté à maintenir la vitesse stable et du fait de la position des pavés, les signaux montrent que le vélo n'est pas soumis une excitation périodique. Il a fallu procéder à une transformation par ondelette continue par l'ondelette mère de Morlet afin d'identifier des portions du signal où l'excitation est périodique. Cette transformation permet de définir à chaque instant, l'échelle (la fréquence) du signal analysé. L'étude a été réalisée sur l'échelle 500-2000 ce qui correspond à une plage

de fréquence de 20-81 Hz. L'analyse de la figure 3.10 pour une vitesse de 20 km/h confirme l'aspect non stationnaire des mesures cependant on peut distinguer des fenêtres de temps où le signal est stationnaire. Une FFT est ensuite effectuée sur la portion de signal isolé, il en retourne que l'on retrouve des fréquences d'engagement des pavés, proches de celles calculées précédemment, tableau 3.2.

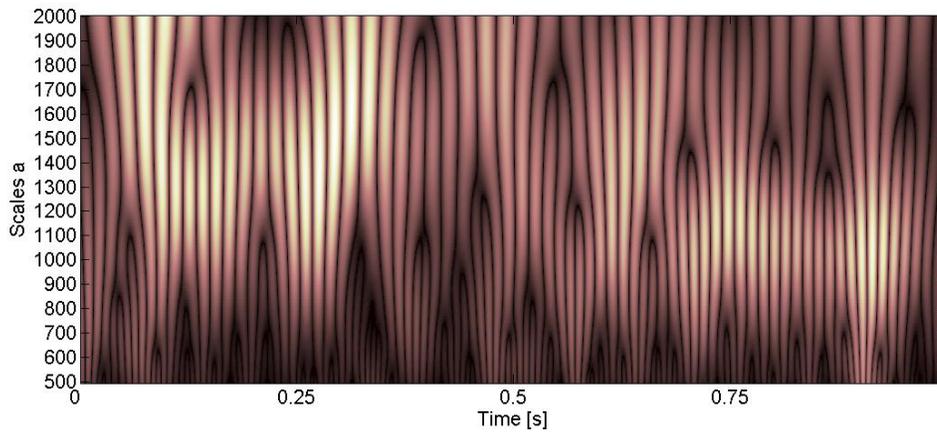


FIGURE 3.10 – Analyse par ondelette à 20 km/h (37 Hz)

TABLE 3.2 – Correspondance vitesse/fréquences d'engagement théoriques et expérimentales

V_k (km/h)	f_{th} (Hz)	f_{exp} (Hz)	Erreur (%)
5	9,3	-	-
10	18,5	-	-
15	27,8	-	-
20	37,0	35	5,4
25	46,3	45	2,8
30	55,6	53	4,6
35	64,8	65	0,3

3.2.2.2 Discussion sur la direction des axes sollicités

La figure 3.11, montre que sur le cadre les axes les plus sollicités sont l'axe Z (vertical) et l'axe X (sens de roulement), alors que les sollicitations suivant l'axe Y sont d'un niveau presque 2 fois inférieur. Ces résultats sont cohérents car à l'engagement du pavé le vélo reçoit un choc dans son sens de roulement, mais aussi un choc vertical dû à la hauteur du pavé. Les valeurs RMS pour les axes X et Y augmentent pour la plage de 5 à 30 km/h pour ensuite amorcer une baisse entre 30 et 35 km/h. Cela est intéressant car ça pourrait indiquer que passée une certaine vitesse le vélo est moins sollicité suivant les axes X et Y, ce qui augmenterait le confort du cycliste car les vibrations transmises au cycliste seraient plus faibles. La baisse des valeurs RMS suivant ces axes doit être un des effets d'une résonance du vélo qui est plus basse en fréquence.

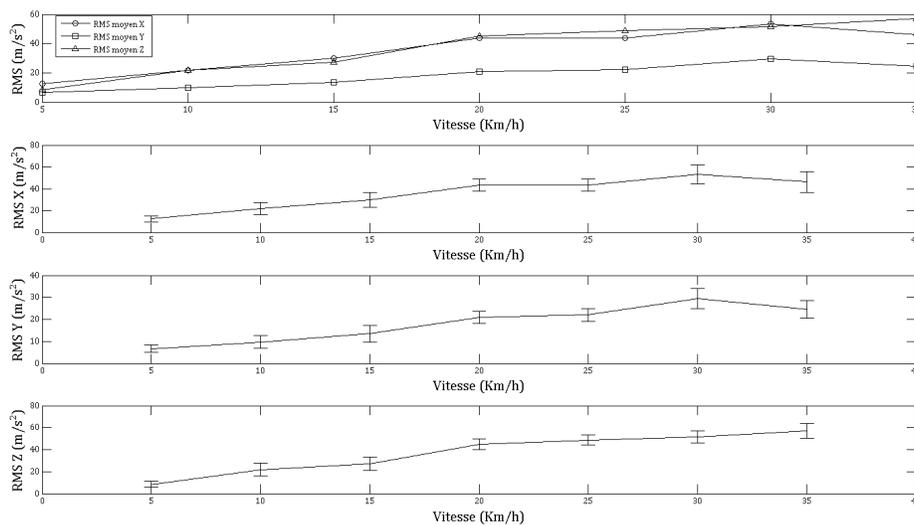


FIGURE 3.11 – Accélération relevées sur la potence suivant les différents axes avec leurs écarts type

Sur le poignet, figure 3.12, les sollicitations sur l'axe Z sont les plus importantes, elles évoluent fortement entre 15 et 20 km/h. L'évolution des sollicitations suivant l'axe X suivent celles de l'axe Z jusqu'à 20 km/h, puis elles restent stable avec des valeurs comprises entre 45 et 55 m/s^2 . Les sollicitations sur l'axe Y sont en croissances faibles et constantes.

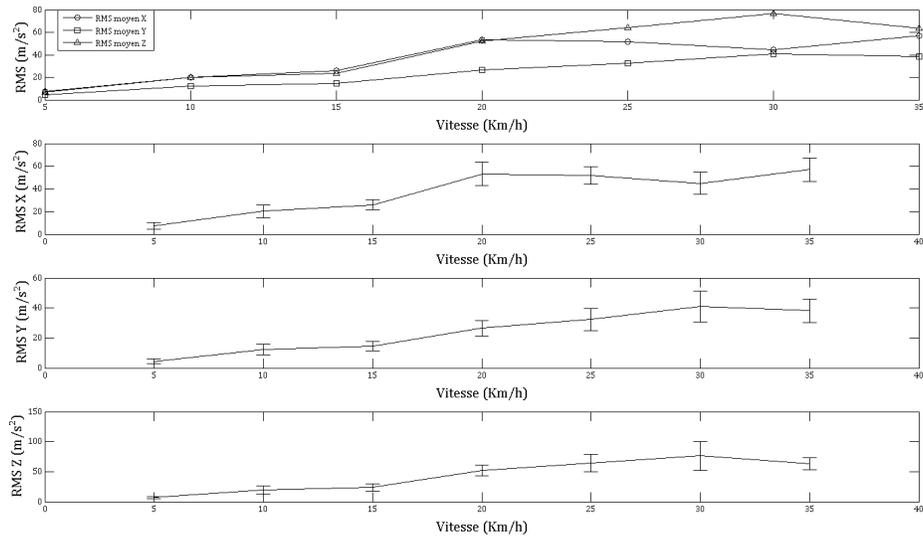


FIGURE 3.12 – Accélérations relevées sur le poignet suivant les différents axes avec leurs écarts type

Sur le coude, figure 3.13, les sollicitations entre les axes X et Y sont similaires jusqu'à 25 km/h, à partir de cette vitesse les sollicitations suivant Y sont stables alors que celles suivant l'axe X augmentent légèrement. Les sollicitations sur l'axe Z ont la même évolution que celles suivant l'axe Y mais avec des valeurs deux fois plus importantes. Après 25 km/h (46 Hz) les valeurs RMS sur les axes Y et Z baissent légèrement, cela peut être du à une fréquence de résonance qui doit être aux alentours de 46 Hz. Cette fréquence peut appartenir soit au vélo, soit au système main bras.

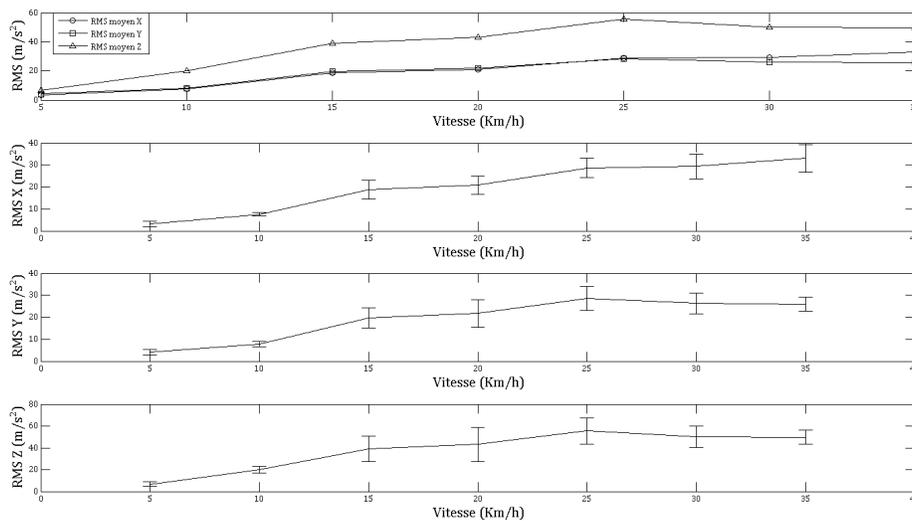


FIGURE 3.13 – Accélérations relevées sur le coude suivant les différents axes avec leurs écarts type

Pour la clavicule, figure 3.14, sur la plage 5 à 25 km/h l'axe le plus sollicité est l'axe Z avec une valeur crête à 20 km/h, à partir de cette vitesse les sollicitations chutent sur cet axe. C'est l'axe Y qui devient le plus sollicité sur la plage 25 à 35 km/h.

Sur les différentes parties du corps on retrouve bien l'axe Z comme étant le plus sollicité, ce qui semble logique car l'attaque des pavés crée un choc suivant l'axe Z sur le vélo. Alors que les valeurs RMS suivant les axes X et Y sont sensiblement les mêmes sur le vélo, il n'en est rien sur le système main-bras.

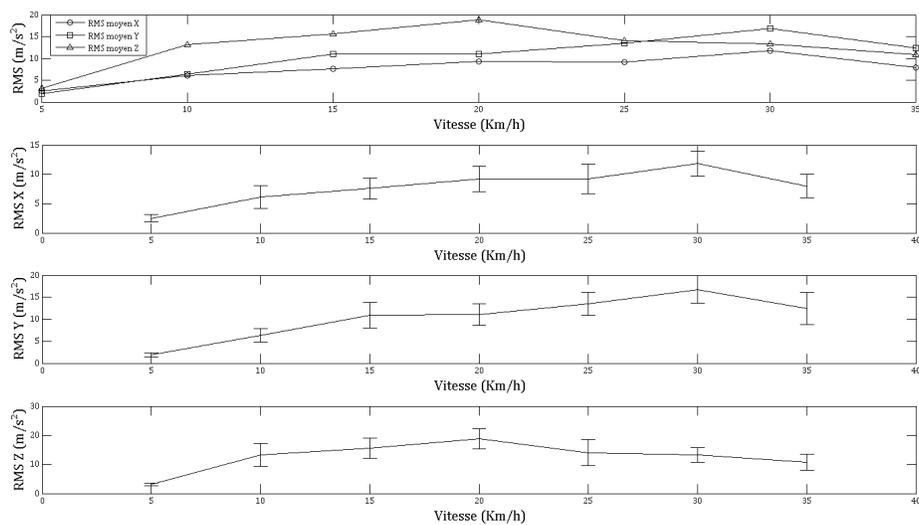


FIGURE 3.14 – Accélérations relevées sur la clavicule suivant les différents axes avec leurs écarts type

La figure 3.15, montre que la partie du corps la plus sollicitée est le poignet, surtout à partir de 20 Km/h. Il semble que le système main-bras agisse comme un filtre car plus on remonte vers l'épaule et plus la valeur des vibrations est faible. On peut remarquer que l'épaule est très peu sollicitée car les valeurs efficaces entre 10 et 35 Km/h sont presque constantes. Il y a sans doute une résonance du poignet à partir de 20 Km/h avec un pic à 30 Km/h.

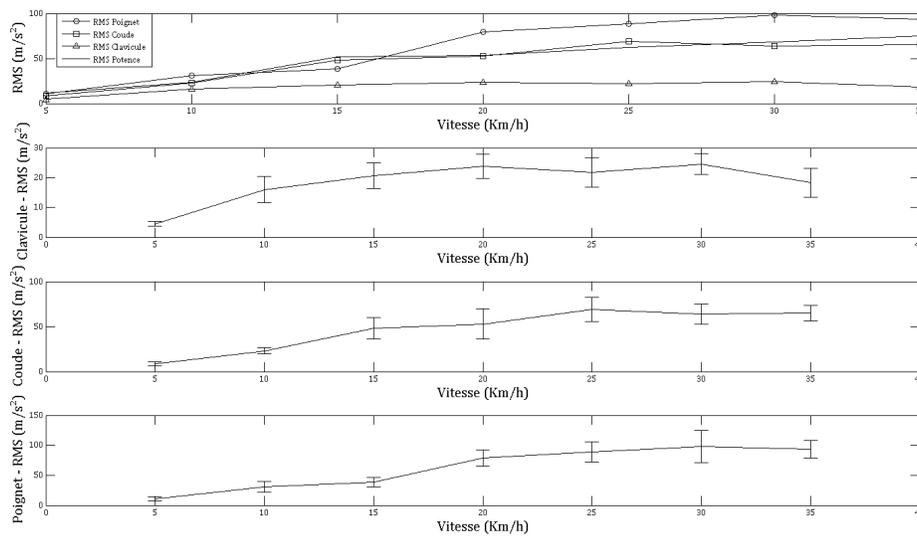


FIGURE 3.15 – Accélérations globales sur les différentes parties du membre et la potence

3.2.2.3 Transmission des vibrations

Transmissibilité globale : la figure 3.16, montre qu'il y a uniquement amplification des vibrations sur le poignet car le rapport des RMS est supérieur à 1 à partir de 20 Km/h. Les vibrations transmises au coude sont peu amorties pour des vitesses entre 10 et 35 Km/h car le rapport des RMS oscille aux alentours de 1. On peut remarquer que la clavicule filtre plus de la moitié des vibrations reçues et que le filtrage augmente avec l'accroissement de la vitesse, ce qui est l'inverse des autres articulations.

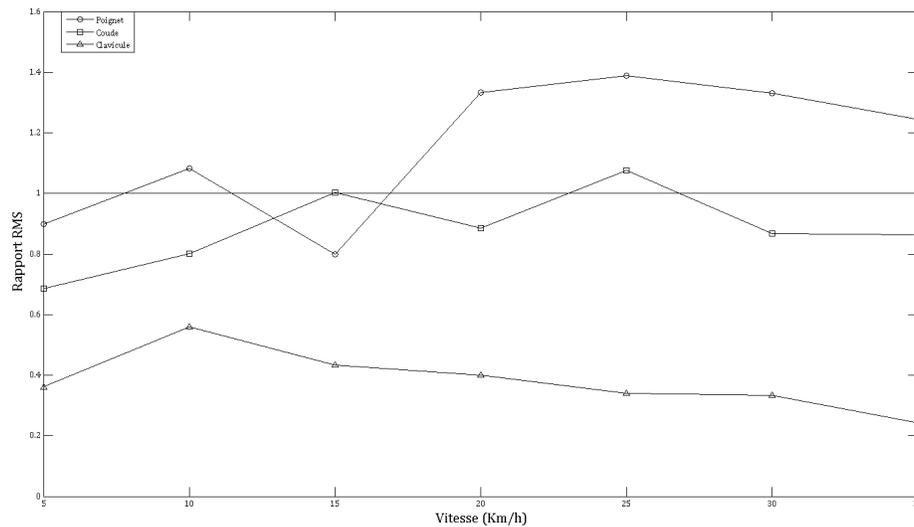


FIGURE 3.16 – Transmissibilité globale du système main-bras

Transmissibilité suivant les axes : alors qu'au global le coude ne présente que peu d'amplification, il n'en est rien si l'on regarde plus précisément ce qu'il se passe sur les trois axes de l'articulation, figure 3.17. On remarque que le rapport des RMS est supérieur à 1 sur l'axe Y à partir de 20 Km/h avec une valeur crête de 1,38 à 25 Km/h ce qui correspond à une fréquence de 46 Hz, cela est sûrement dû à une résonance de l'articulation. L'axe vertical avec un rapport des RMS proche de 1 à partir de 25 Km/h, montre que l'articulation

ne filtre plus les vibrations à partir de cette vitesse, mais ne les accentue pas. Le détail des trois axes sur le poignet montre que ce sont les axes Y et Z qui sont les plus excités car les rapports de transmissibilité sont supérieurs à 1 à partir de 20 Km/h pour l'axe Y et 25 Km/h pour l'axe Z. Les valeurs crête sont atteintes pour les deux axes à 30 Km/h (55,5 Hz), ce qui doit correspondre à une fréquence de résonance.

La clavicule quant à elle filtre la plupart des vibrations, car la transmissibilité n'excède pas 0,4 sur les axes X et Z. Seule la transmissibilité sur Y est plus importante mais en restant tout le temps inférieure à 1.

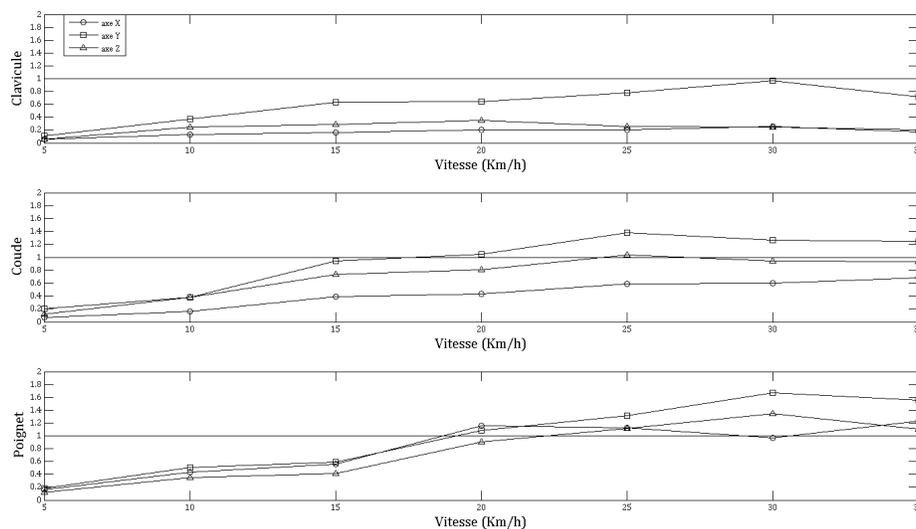


FIGURE 3.17 – Transmissibilité des RMS suivant les 3 axes pour chaque articulation

Mesure de $A(8)$ et durée d'exposition : pour chacune des vitesses d'engagement, l'accélération efficace pondérée en fréquence est calculée. Les valeurs de $A(8)$ sont estimées pour une durée d'une heure et sont répertoriées dans le tableau 3.3. On remarque que le cycliste est fortement sollicité même à de faibles vitesses, car le seuil de surveillance de la Directive Européenne ($2,5 \text{ m/s}^2$) est dépassé dès la première vitesse. La valeur limite d'exposition (5

m/s²) est dépassée dès la deuxième fréquence. Le temps limite d'exposition a été calculé à partir du seuil limite d'exposition. Pour la plage de mesure étudiée le temps d'exposition maximum est de 137 minutes pour 5 km/h, et tombe à 7 minutes pour 30 km/h. Pour information, à la vitesse de 35 km/h cela représente une distance 4 km, ce qui correspond aux quatre premiers secteurs pavés du Paris-Roubaix qui en comporte 27.

TABLE 3.3 – $A(8)$ et temps d'exposition par rapport à la vitesse

V_k (km/h)	$A(8)$ (m/s ²)	T_{limit} (min)
5	3,30	138
10	7,14	29
15	9,46	17
20	13,03	9
25	12,9	9
30	14,14	7
35	14,11	7

Etude de la norme par rapport à la transmissibilité : la figure 3.18, compare la courbe de pondération de la norme par rapport à la transmissibilité entre la clavicle et la potence. En dessous de 30 Hz, il y a une forte différence entre les deux courbes avec une erreur relative moyenne de 28,7 %. Mais passé cette fréquence il y a une bonne corrélation entre les deux courbes. Cette fréquence limite correspond à la première fréquence de résonance du cycle. On peut en conclure que dans le cas d'un sous-structure excitée, pour nous le cycle, une nouvelle pondération fréquentielle peut être envisagé tout en gardant la forme de l'équation 1.4, mais avec les caractéristiques suivantes : $f_3=29,0$, $f_4=29,0$, $Q_2=0,64$, $K=0,54$. f_3 et f_4 correspondent à la première fréquence de résonance du vélo, K est le facteur de pondération expérimentale maximum, et Q_2 reste identique à la norme.

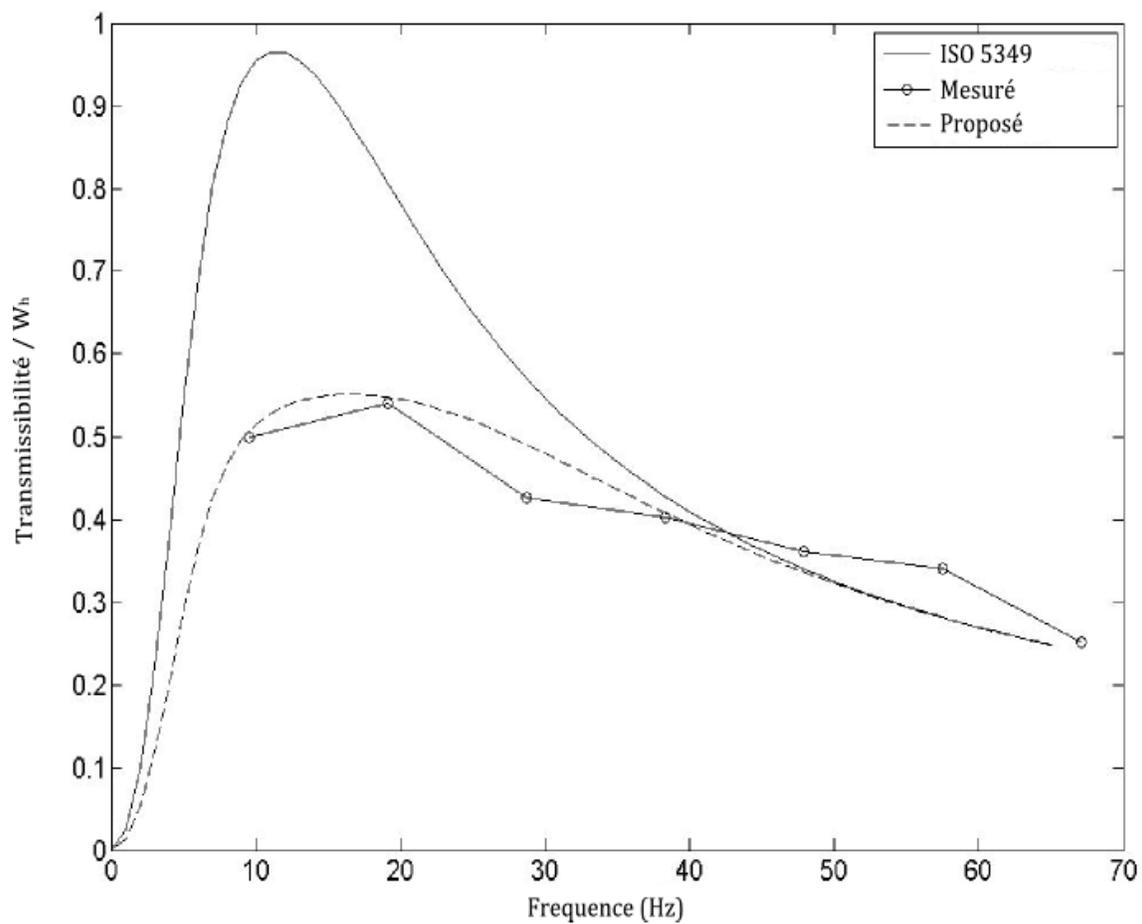


FIGURE 3.18 – Fonctions de transmissibilité de la norme, expérimentale et proposée

Conclusion

Le domaine de la modélisation numérique de systèmes biomécaniques est un sujet compliqué à cause de la complexité du corps humain, et du manque de données mécaniques sur les différents organes. C'est l'une des raisons qui explique le nombre de différents modèles numériques du système main-bras dans la littérature. Le dernier modèle qui a été étudié demande à être encore amélioré, car sa réponse suite à une excitation ne correspond pas exactement aux valeurs de la norme ISO 10068. Toutefois ce modèle servira de base pour la suite de l'étude, mais des modifications doivent y être apportées, notamment sur la géométrie. En effet, il faudrait que le modèle ait la même position que le bras du cycliste, afin de réaliser un modèle spécifique à l'application, ce qui se fait déjà dans la littérature pour d'autres applications. Cela entraînera une comparaison impossible avec les autres modèles existants, notamment celui de la norme ISO 10068, mais permettra d'avoir un modèle plus fidèle pour l'utilisation qui va en être faite. Le recalage du modèle devra être fait sur des données expérimentales qui sont à recueillir, lors de nouveaux essais à effectuer en utilisant notamment le guidon instrumenté.

L'étude expérimentale en laboratoire a montré qu'il y avait une corrélation entre le ressenti physiologique et l'accélération pour des fréquences inférieures à 100 Hz. La présence d'une fréquence de résonance du poignet proche de 35 Hz a été mise en évidence, sachant que cette fréquence est facilement atteignable sur route pavée.

L'étude expérimentale sur terrain a confirmé que le poignet est la partie la plus sollicitée du système main-bras. De plus, cette étude expérimentale a permis la mise en évidence de la forte dose de vibrations transmises au système main-bras chez les cyclistes, par rapport aux critères de mesure fixés dans le code du travail. Connaissant la dangerosité des vibrations pour le système main-bras, il serait intéressant de prendre en compte ces données pour l'entraînement des sportifs, cela dans le but de préserver la santé des athlètes et de réduire leurs indisponibilités à cause de troubles vasculaires ou musculosquelettiques du système main-bras. Actuellement, la norme ISO 5349 n'est pas totalement adaptée à l'étude des vibrations dans le cas d'une sous-structure, car cette dernière n'est pas prise en compte dans la pondération. Afin de combler cette lacune, une nouvelle courbe pondération prenant en compte les caractéristiques mécaniques de la sous-structure est proposée.

Bibliographie

- [1] Directive 2002/44/ce du parlement européen et du conseil, 25 juin 2002. *Journal officiel des Communautés européennes*.
- [2] Décret n ° 2005-746 du 4 juillet 2005 relatif aux prescriptions de sécurité et de santé applicables en cas d'exposition des travailleurs aux risques dus aux vibrations mécaniques et modifiant le code du travail. *Journal Officiel*, 155, 2005.
- [3] ISO 10068. Vibrations et chocs mécaniques - impédance mécanique libre du système main-bras au point d'entrée. 1998.
- [4] ISO 5349. Mesurage et évaluation de l'exploitation des individus aux vibrations transmises par la main, 2002.
- [5] Y. El Aji, M. Soudain-Pineau, P. Joly, and W. Bertucci. Effect of whole-body vibration frequency and amplitude in heart rate and fatigue perception. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 14 :41–43, 2011.
- [6] M. Aptel, F. Cail, and A. Aublet-Cuvelier. Les troubles musculosquelettiques du membre supérieur (tms-ms), guide pour les préventeurs. Technical report, INRS, 2011.
- [7] H.H. Bayraktar, E.F. Morgan, G.L. Niebur, G.E. Morris, E.K. Wong, and T.M. Keaveny. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. *Journal of Biomechanics*, 37 :27–35, 2004.

- [8] C. Bosco, M. Cardinale, O. Tsarpela, R. Colli, J. Tihanyi, S.P. Von Duvillard, and A. Viru. The influence of whole body vibration on the mechanical behaviour of skeletal muscle. *Biology of Sport*, 15 :157–164, 1998.
- [9] M. Bovenzi. Exposure-response relationship in the hand-arm vibration syndrome : An overview of current epidemiology research. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 71 :509–519, 1998.
- [10] T. Cherian, S. Rakheja, and R.B. Bhat. An analytical investigation of an energy flow divider to attenuate hand-transmitted vibration. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 17 :455–467, 1996.
- [11] J.D. Currey, J. Foreman, I. Laketic, J. Mitchell, D.E. Pegg, and G.C. Reilly. Effects of ionizing radiation on the mechanical properties of human bone. *Journal of Orthopaedic Research*, 15 :111–117, 1997.
- [12] M.J. Griffin. Evaluating the effectiveness of gloves in reducing the hazards of hand-transmitted vibration. *Occupational and Environmental Medicine*, 55 :340–348, 1998.
- [13] M.J. Griffin, M. Bovenzi, and C.M. Nelson. Dose-response patterns for vibration-induced white finger. *Occupational and Environmental Medicine*, 60 :16–26, 2003.
- [14] J.P. Haloua, J.P. Collin, and L. Coudeyre. La paralysie du nerf cubital chez les coureurs cyclistes. *Annales de Chirurgie de la Main*, 6 :282–287, 1987.
- [15] S. Kihlberg. Biodynamic response of the hand-arm system to vibration from an impact hammer and a grinder. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 16 :1–8, 1995.
- [16] I.A. Wood, C.W Suggs, and C.F Abrams Jr. Hand-arm vibration part iii : A distributed parameter dynamic model of the human hand-arm sytem). *Journal of Sound and Vibration*, 57 :157–169, 1978.

-
- [17] E. Milleliri, S. Colson, and J. Brisswalter. Comparaison de la dépense énergétique lors d'un entraînement dynamique avec ou sans vibration corps entier chez des femmes régulièrement entraînées. *Science and Sports*, 2011.
- [18] S Rakheja, J.Z. Wu, R.G. Dong, A.W. Schopper, and P.E. Boileau. Comparison of biodynamic models of the human hand-arm system for applications to hand-held power tools. *Journal of Sound and Vibration*, 249 :55–82, 2002.
- [19] J. Rittweger. Vibration as an exercise modality : how it may work, and what its potential might be. *European Journal of Applied Physiology*, 108 :877–904, 2010.
- [20] E.D. Sedlin and C. Hirsch. Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 37 :29–48, 1966.

Table des figures

1.1	Canal Carpien	11
1.2	Syndrome du canal carpien	12
1.3	Syndrome de la loge de Guyon	13
1.4	Système de coordonnées basicentriques	15
2.1	Modèle 3 DDL ISO 10068	21
2.2	Positions admissibles du bras	23
2.3	Modèle main avant-bras	24
2.4	Modèle complet du système main-bras	25
2.5	Modèle transmissibilité de Cherian	26
2.6	Méthode d'essai de Cherian	27
2.7	Résultat de transmissibilité [10]	28
2.8	Principe du recalage	30
2.9	Guidon instrumenté	32
2.10	Modèle poutre	34
2.11	Comparaison module modèle/ISO 10068	39
2.12	Modèle poutre position ISO 10068	39
2.13	Module d'impédance avec amortissement de 0,3	40
2.14	Module d'impédance avec amortissement de 1	41
3.1	Accéléromètre triaxial 4525 B	43
3.2	Essai de perception	43
3.3	Comparaison accélération et perception	44

3.4	Transmissibilité sans vélo, avec vélo	45
3.5	Pavé rue César Poulain, REIMS	47
3.6	Système d'acquisition	48
3.7	Position capteur sur la potence	48
3.8	Positionnements des capteurs	49
3.9	Position du capteur sur le poignet	50
3.10	Analyse par ondelette à 20 km/h (37 Hz)	51
3.11	Accélérations relevées sur la potence suivant les différents axes avec leurs écarts type	52
3.12	Accélérations relevées sur le poignet suivant les différents axes avec leurs écarts type	53
3.13	Accélérations relevées sur le coude suivant les différents axes avec leurs écarts type	54
3.14	Accélérations relevées sur la clavicule suivant les différents axes avec leurs écarts type	55
3.15	Accélérations globales sur les différentes parties du membre et la potence	56
3.16	Transmissibilité globale du système main-bras	57
3.17	Transmissibilité des RMS suivant les 3 axes pour chaque arti- culation	58
3.18	Fonctions de transmissibilité de la norme, expérimentale et pro- posée	60

Liste des tableaux

2.1	Conditions des essais du modèle de Cherian	27
2.2	Fréquences avant et après recalage	30
2.3	Paramètres du modèle initial et recalé	31
2.4	Comparaison résultats simulation/expérimental au poignet . .	31
2.5	Comparaison paramètres après recalage	35
2.6	Paramètres avant et après le deuxième recalage	37
2.7	Paramètres avant et après le troisième recalage	38
3.1	Caractéristiques technique du cycle	46
3.2	Correspondance vitesse/fréquences d'engagement théoriques et expérimentales	51
3.3	$A(8)$ et temps d'exposition par rapport à la vitesse	59

Résumé

Les vibrations transmises au système main-bras peuvent avoir des conséquences néfastes pour la santé des individus, c'est pourquoi l'exposition aux vibrations est encadrée dans le monde du travail afin de limiter l'apparition de troubles musculosquelettiques chez les salariés.

De nombreux modèles numériques de système main-bras sont proposés dans la littérature, ceux-ci sont principalement axés pour l'utilisation d'outil portatif vibrants. La première partie de l'étude concerne la création de deux modèles numériques du système main-bras, afin de simuler la transmission des vibrations dans tout le système main-bras. Le premier modèle est composé d'éléments masse-ressort-amortisseur, et le second d'éléments de type poutre.

La deuxième partie de l'étude est expérimentale, et porte sur la transmission des vibrations dans le système main-bras en cyclisme, car les professionnels qui accumulent des heures d'entraînement peuvent être fortement sollicités, notamment lors du passage sur des pavés. Des essais pour étudier la transmissibilité ont été réalisés, ainsi que le calcul de la durée maximale d'exposition journalière de la directive 2002/44/CE en utilisant la norme ISO 5349. Ce qui a conduit à proposer une nouvelle courbe de pondération de la norme prenant en compte la structure du cycle.

Mots clés : Vibrations, Main-bras, Biodynamique, Norme ISO 5349, Norme ISO 10068, Cyclisme.

Abstract

Vibrations transmitted to hand-arm system can have fatal consequences for the health of individuals, that is why the vibration exposure is framed in the workplace to limit the occurrence of musculoskeletal disorders among employees.

Many numerical models of hand-arm system are proposed in the literature, these are mainly access to the use of vibrating hand tool. The first part of the study concerns the creation of two numerical models of hand-arm system, in order to simulate the transmission of vibrations throughout the hand-arm system. The first model is composed of elements mass-spring-damper, and the second element of the beam type. The first model is composed of elements mass-spring-damper, and the second of beam type element.

The second part of the study is experimental, and concerns the transmission of vibration in the hand-arm system in cycling, because the professionals who accumulate training hours can be highly stressed, especially when passing over paved roads. Test to study the transmissibility has been made, and the calculation of the maximum daily exposure of the directive 2002/44/EC using the standard ISO 5349. This led to propose a new weighting curve of the standard, taking into account the structure of the bicycle.

Keywords : Vibrations, Hand-arm, Biodynamic, Standard ISO 5349, Standard ISO 10068, Cycling