

ÉTUDE PRÉLIMINAIRE SUR L'ACTIVATION ET L'ANISOTROPIE DU MUSCLE DANS LA MODÉLISATION DES VIBRATIONS MAIN-BRAS

SIMON VAUTHIER, CHRISTOPHE NOËL
INRS,
département
Ingénierie des
équipements
de travail

JÉRÔME CHAMBERT, EMMANUELLE JACQUET
Université
de Franche-
Comté, CNRS,
institut
FEMTO-ST

NICLA SETTEMBRE
Département
de chirurgie
vasculaire,
CHRU Nancy,
Université de
Lorraine

HA HIEN PHUONG NGO, JEAN-LUC GENNISSON
BioMaps,
Université
Paris-Saclay,
CEA, CNRS,
Inserm

EMMANUEL FOLTÈTE
Supmicrotech,
CNRS, institut
FEMTO-ST

Les efforts de poussée et de serrage exercés par un opérateur pour tenir ou guider une machine ont une influence sur le niveau de vibrations transmises à la main. Une exposition prolongée à de forts niveaux présente un risque d'apparition du syndrome des vibrations main-bras. Ainsi, la compréhension des phénomènes impliqués dans la transmission des vibrations est un enjeu important dans la prévention des pathologies d'origine vibratoire. À cette fin, un modèle numérique de main est développé et cet article présente des premiers résultats issus de son exploitation.

Introduction

En France, environ 2,2 millions de salariés sont exposés à des vibrations transmises aux membres supérieurs. Or, une exposition prolongée à de forts niveaux vibratoires peut engendrer des troubles divers, regroupés sous la dénomination de syndrome des vibrations main-bras [1]. C'est pourquoi, la dose vibratoire journalière pouvant être reçue par les travailleurs est limitée par le Code du travail. L'évaluation réglementaire de cette dose [2] souffre néanmoins de lacunes : les efforts de serrage et de poussée exercés par l'opérateur ne sont pas pris en compte, alors même qu'ils influent sur la réponse dynamique du système main-bras.

Pour mieux comprendre l'influence de ces efforts de serrage ou de poussée sur la dose vibratoire, la propagation des vibrations dans des régions spécifiques de la main (muscles, tendons, chair, peau, par exemple) a été modélisée en laboratoire. À cette fin, un modèle de main basé sur la méthode des éléments finis a été développé. Ce modèle permet de simuler la réponse de la main au serrage et à la poussée pour différents niveaux d'effort, puis de calculer la réponse dynamique de la main aux vibrations.

L'une des premières étapes du développement fut de mesurer et d'inclure dans la modélisation la rigidification mécanique des muscles, liée à leur contraction associée à l'effort de serrage (plus on serre, plus le muscle devient raide en réponse au mécanisme d'activation musculaire par le système nerveux central). Pour caractériser l'augmentation de la raideur des muscles qui en découle,

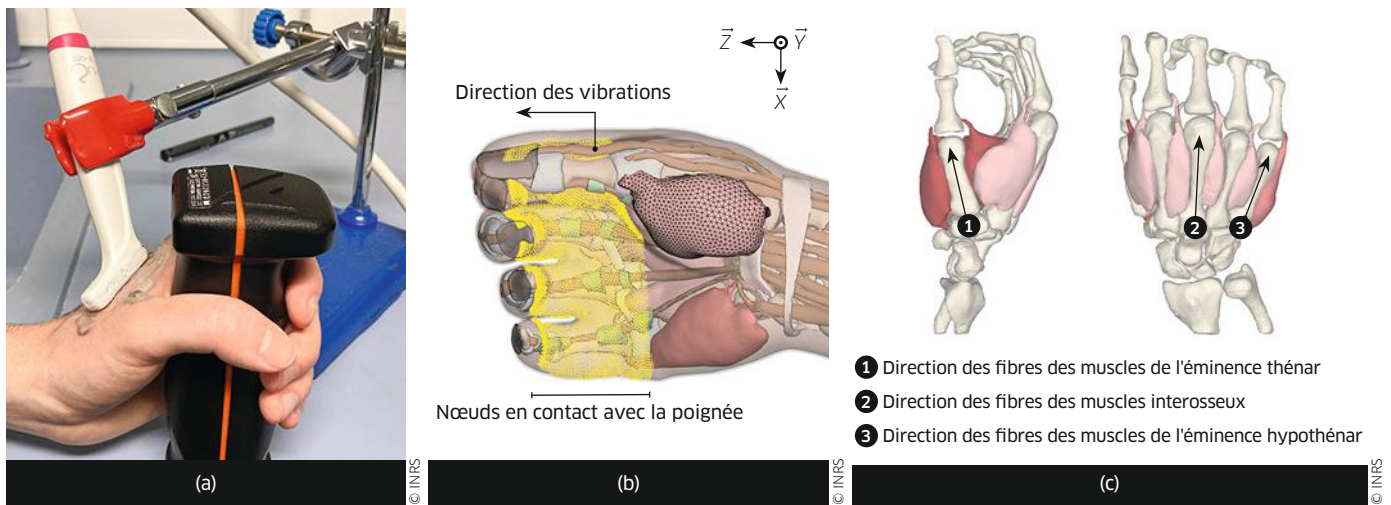
il existe une technique particulière d'imagerie médicale appelée élastographie ultrasonore (*Supersonic Shear Imaging, SSI*) [3]. Cette technique a été utilisée sur un des muscles de la main, le premier muscle interosseux dorsal (PMID) dans plusieurs conditions d'effort de serrage. Les muscles sont formés de fibres. La raideur du muscle dans la direction de ces fibres musculaires est différente de sa raideur dans la direction perpendiculaire aux fibres ; on parle d'anisotropie. L'élastographie SSI peut estimer les raideurs du muscle parallèlement et perpendiculairement à la direction des fibres musculaires. Les mesures ainsi faites ont été exploitées pour en déduire les lois de comportement mécanique du muscle, dans les directions parallèles et perpendiculaires aux fibres musculaires. Les paramètres de ces lois varient en fonction de l'activation musculaire. Les objectifs de la présente étude étaient, d'une part, de démontrer la faisabilité de la démarche qui combine l'élastographie et la modélisation par éléments finis et, d'autre part, de quantifier l'influence de l'activation musculaire sur la propagation des vibrations.

Matériel et méthode

Mesure de la raideur du muscle par la technique SSI

La raideur du muscle a été mesurée à l'aide d'un scanner ultrasonore Aixplorer® en mode SSI. Un dispositif expérimental a été mis en place pour mesurer la raideur du muscle choisi (PMID) d'un sujet volontaire, serrant une poignée instrumentée





↑ FIGURE 1
(a) dispositif permettant de mesurer la raideur par élastographie (la sonde de l'échographe est en contact avec la main) et la force de serrage (poignée noire); (b) modèle éléments finis de la main; (c) directions des fibres musculaires.

avec des capteurs d'effort (Cf. Figure 1a). L'essai s'est déroulé de la façon suivante. La force de serrage maximale du sujet est mesurée à l'aide de la poignée instrumentée (sans mesure élastographique). Une série de sept niveaux allant de 0 à 30 % de cet effort maximal mesuré est alors définie (par pas de 5 %). Ensuite, l'expérimentateur oriente la sonde ultrasonore parallèlement ou perpendiculairement aux fibres musculaires, en s'aidant de l'image du muscle visible sur l'écran de l'échographe.

Le volontaire sur lequel on a fait la mesure est un homme de 23 ans, non-fumeur et en bonne santé. Il serre la poignée de façon à atteindre une consigne d'un niveau de serrage tiré aléatoirement dans la série de sept définie précédemment. Pour cela, il ajuste son niveau de serrage qui s'affiche sur un écran. Une fois la consigne atteinte et maintenue, l'expérimentateur mesure la raideur du muscle (la mesure est quasiment instantanée et les manipulations durent une dizaine de secondes). L'opération est répétée (après une phase de repos de quelques minutes) pour chacun des sept niveaux et les deux directions de mesure. Chaque mesure permet ainsi d'obtenir une cartographie de la raideur du muscle (la raideur du muscle n'est pas constante dans tout le muscle mais peut varier spatialement). Les travaux réalisés ont permis de déterminer une raideur moyenne calculée dans une surface de $5 \times 5 \text{ mm}^2$ (Cf. Figure 2 a et b – carré blanc). Cette recherche a reçu l'autorisation du CPP n° 2022-A01616-37 en date du 7 novembre 2022.

Modélisation par éléments finis des vibrations main-bras

Le modèle des éléments finis consiste à effectuer des calculs dans un ensemble de petits éléments représentant la main; ces petits éléments forment le maillage de la main. Le maillage du modèle a été construit à partir d'images fournies par un laboratoire extérieur et acquises par imagerie par résonance magnétique (IRM) de la main d'un volontaire,

qui est un homme de 28 ans [4]. Il est constitué de tétraèdres dont les dimensions sont d'environ 1 mm. La plupart des éléments anatomiques de la main sont inclus : peau, tissus, os, ligaments, tendons, etc. (Cf. Figure 1b). Les muscles sont divisés en trois groupes : interosseux, thénar et hypothenar. À chaque groupe est associée une direction décrivant approximativement l'orientation des fibres des muscles qui composent ce groupe; elle correspond à la direction principale du métacarpe le plus proche (Cf. Figure 1c). Concernant les conditions aux limites du modèle mécanique, les nœuds du maillage en contact avec la poignée ont été encastres dans toutes les directions, à l'exception de la direction d'excitation (Cf. Figure 1b). La poignée n'est pas incluse dans le modèle. Le modèle inclut une très petite partie des os de l'avant-bras (radius et ulna) et les tissus mous environnants. Il y a donc une mobilité possible entre la zone des carpes du poignet et celle du radius et de l'ulna. Les nœuds de l'extrémité du modèle (extrémité de la petite partie de l'avant-bras prise en compte) sont libres (le bras et l'avant-bras complets sont exclus de notre modèle).

Les paramètres des lois de comportement mécanique des muscles sont déduits des mesures par élastographie. Pour les autres éléments anatomiques de la main, les propriétés mécaniques sont issues de la littérature [4]. Trois scénarios de calcul, correspondant à trois états différents des muscles, ont été considérés :

- muscles non activés (pas de serrage) et comportement mécanique supposé identique dans les directions parallèle et perpendiculaire aux fibres musculaires (le muscle est alors dit isotrope);
- activation musculaire maximale (serrage maximal) et muscles supposés isotropes;
- activation musculaire maximale (serrage maximal) et muscles supposés anisotropes, caractérisés par des propriétés mécaniques différentes dans le sens des fibres musculaires et perpendiculairement à ces fibres.

Les muscles ont une anisotropie particulière, car il y a une symétrie de rotation autour de l'axe des fibres ; ils sont dits isotropes transverses.

Pour chaque scénario de modélisation, une analyse harmonique a été menée à l'aide d'un calcul par superposition modale (base modale de 500 modes) sur la plage 10-400 Hz. Une accélération sinusoïdale dont la fréquence varie entre 10 et 400 Hz est appliquée aux nœuds du maillage en contact avec la poignée, simulant ainsi la vibration de l'outil. Les modes propres sont assimilables à la carte d'identité vibratoire d'un système mécanique. Lorsque l'on souhaite calculer la réponse à une excitation sinusoïdale d'un système dans une gamme de fréquences donnée, il est possible de calculer les modes propres dans cette gamme de fréquences (c'est la base modale), puis la réponse vibratoire se calcule à partir des modes propres précédents. De l'amortissement modal a été ajouté au système (c'est-à-dire que chaque mode s'amortit avec une constante de temps qui lui est propre. L'amortissement modal est un scalaire décroissant de 0,17 à 0,02 avec la fréquence jusqu'à 200 Hz et constant à la valeur 0,02 au-delà). C'est un outil mathématique pour tenir compte de la viscosité des tissus de la main, c'est-à-dire de leur capacité à dissiper les vibrations.

Les calculs ont été exécutés avec le logiciel de simulation par éléments finis LS-Dyna® (Ansys®).

À l'issue des simulations, l'impédance mécanique¹ du système main-bras qui a été calculée avec le modèle développé a été comparée à celle donnée dans la norme ISO 10068 [5]. Deux autres grandeurs ont été extraites des simulations : la transmissibilité des vibrations entre le point d'entrée de la poignée et un point à l'intérieur de l'index (une artère passe à cet endroit dans la réalité, bien qu'elle ne soit pas modélisée), et la moyenne des transmissibilités entre le point d'entrée et l'ensemble des nœuds du PMID. La transmissibilité vibratoire entre un point d'entrée et de sortie des vibrations est définie comme le ratio de l'accélération au point de sortie

sur l'accélération au point d'entrée. Si la transmissibilité vaut 1, alors toute la vibration à l'entrée se retrouve à la sortie; si elle est supérieure à 1, la vibration à la sortie est amplifiée.

Résultats

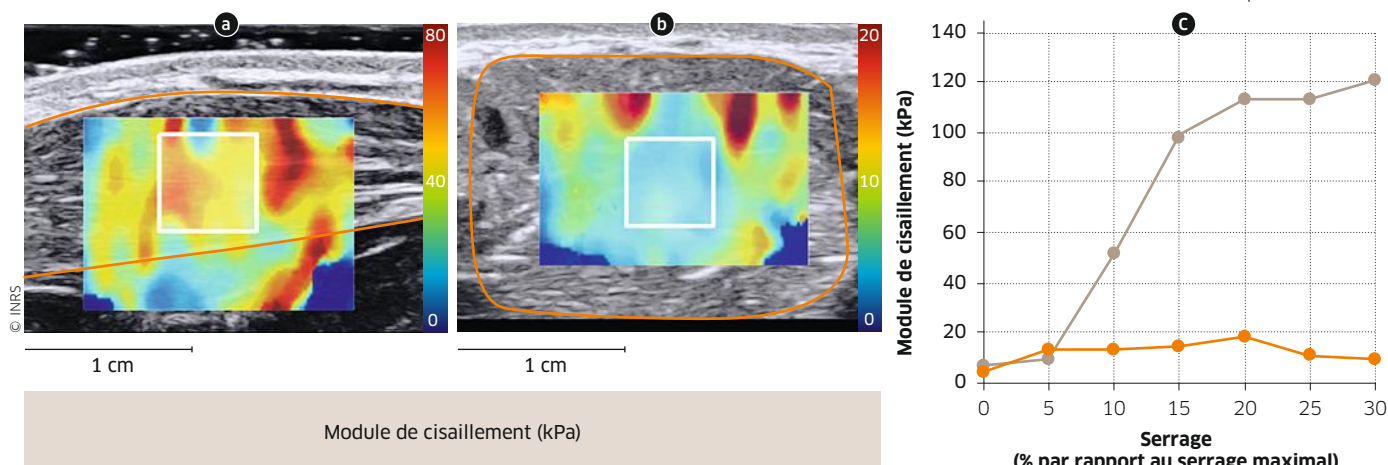
Effets de la force de serrage et de l'anisotropie du muscle sur la raideur

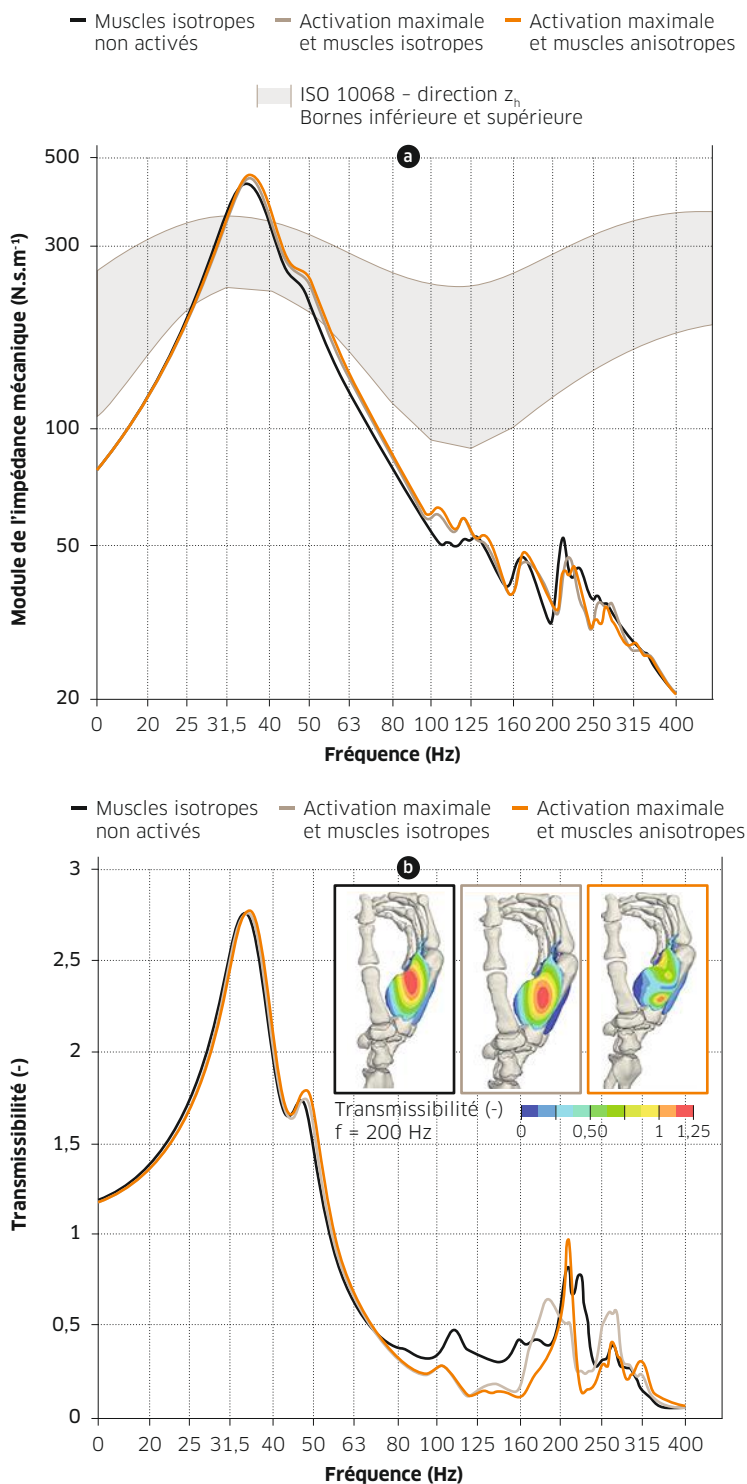
En physique des matériaux, le module de cisaillement est une grandeur utilisée pour caractériser la raideur d'un matériau. C'est le module de cisaillement qui est mesuré par élastographie ultrasonore. Les mesures par élastographie ont montré que le module de cisaillement du muscle évoluait différemment en fonction de la direction des fibres (Cf. Figure 2c). Parallèlement aux fibres, le module de cisaillement dépend fortement du serrage, et est multiplié par plus de 10 entre 0 et 30 % de force, avec une forte augmentation entre 5 et 15 %. Perpendiculairement aux fibres, le module reste approximativement constant sur toute la plage de serrage. Ces mesures ont permis d'identifier les paramètres du modèle par éléments finis.

Effets de l'activation musculaire sur l'impédance mécanique au point d'entrée du système main-bras et sur la transmissibilité locale

À partir des mesures des modules de cisaillement (Cf. Figure 2), il est possible de déduire les propriétés mécaniques du muscle et ainsi, de mettre en œuvre le modèle éléments finis. La résonance du poignet autour de 35 Hz est observable à la fois sur les simulations et sur l'impédance moyenne de la norme ISO 10068 [5] (Cf. Figure 3a). Cette impédance normalisée correspond à une impédance moyenne mesurée sur une cohorte de sujets. Aux fréquences plus élevées, les impédances simulées diffèrent de la norme. L'activation musculaire a un effet marqué au-delà de 100 Hz sur la transmissibilité à l'intérieur du muscle, changeant l'amplitude et la fréquence des pics (Cf. Figure 3b).

↓ FIGURE 2 Exemples de mesures de module de cisaillement par SSI dans le PMID : (a) parallèlement et (b) perpendiculairement aux fibres. Le fond représente l'image des tissus de la main fournie par l'échographe avec le muscle détourné en orange. Le carré blanc représente l'aire de moyennage du module; (c) moyenne des modules de cisaillement parallèlement et perpendiculairement aux muscles en fonction de la force de serrage.





↑ FIGURE 3
(a) impédances mécaniques calculées par le modèle éléments finis comparées à la norme ISO 10068; (b) transmissibilité vibratoire moyenne entre la poignée et le PMID.

Discussion – Conclusions

La technique d'élastographie SSI a permis de mesurer la raideur du premier muscle interosseux dorsal en fonction du serrage. Grâce à ces mesures, il a été démontré que la raideur dépendait fortement de l'activation musculaire et de l'orientation des fibres. Plusieurs sources d'incertitude sont apparues au cours des essais et pourraient être responsables de la potentielle dispersion entre les mesures qui seront réalisées dans le futur : l'hétérogénéité des

muscles et l'orientation de la sonde entre autres. Avant d'étendre les essais à une cohorte de sujets, une attention particulière devra donc être portée sur la nécessité de rendre le dispositif plus robuste et quantifier ces erreurs de mesure.

Les simulations ont montré que l'activation du muscle a un effet significatif sur la transmission des vibrations au-delà de 100 Hz à l'intérieur des muscles. L'écart entre les impédances calculées à l'aide du modèle et l'impédance moyenne de la norme ISO 10068 [5] est probablement dû aux nombreuses simplifications du modèle. Les prochaines étapes de la modélisation seront d'ajouter des conditions aux limites plus réalistes et des lois de comportement mécanique plus complexes prenant en compte par exemple la dissipation visqueuse des tissus mous de la main. En outre, la superposition modale présente de fortes limitations et la complexification du modèle nécessitera d'utiliser d'autres méthodes de résolution numérique.

En conclusion, il est tout à fait possible d'utiliser non seulement cette technique SSI pour mesurer la raideur des muscles en fonction du serrage, mais aussi et surtout, d'utiliser ces mesures pour alimenter un modèle par éléments finis complexe de main. Le modèle élaboré a permis de simuler la réponse dynamique de la main aux vibrations et d'estimer localement les effets de l'activation musculaire sur la propagation des vibrations à l'intérieur de la main. ●

1. L'impédance mécanique est une grandeur caractéristique d'un système mécanique (ici, la main) liée à sa résistance à transmettre la vibration.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] BOVENZI M. – Medical aspects of the hand-arm vibration syndrome. *International journal of industrial ergonomics*, 1990, 6, pp. 61-73. Accessible sur : [doi.org/10.1016/0169-8141\(90\)90051-3](https://doi.org/10.1016/0169-8141(90)90051-3)
- [2] NORME NF EN ISO 5349-1 – Vibrations mécaniques. Mesure et évaluation de l'exposition des individus aux vibrations transmises par la main. Partie 1 : Exigences générales. Afnor, 2002. Accessible sur : <https://m.boutique.afnor.org/fr-fr/norme/> (document payant).
- [3] BOUILLARD K., NORDEZ A, HUG F. – Estimation of individual muscle force using elastography. *PLoS One*, 2011, 6. Accessible sur : [doi:10.1371/journal.pone.0029261](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0029261)
- [4] NOËL C. ET AL. – A multiscale approach for predicting certain effects of hand-transmitted vibration on finger arteries. *Vibration*, 2022, 5, pp. 213-237. Accessible sur : [doi:10.3390/vibration5020014](https://doi.org/10.3390/vibration5020014)
- [5] NORME ISO 10068 – Vibrations et chocs mécaniques. Impédance mécanique du système main-bras au point d'entrée (indisponible en français). Titre anglais : *Mechanical vibration and shock-mechanical impedance of the human hand-arm system at the driving point*. Genève, ISO, 2012. Accessible sur : <https://www.iso.org/fr/standard/53714.html> (document payant).