

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL

ORGANISATION MULTI-SEGMENTAIRE DU TREMBLEMENT  
PHYSIOLOGIQUE DU MEMBRE SUPÉRIEUR

MÉMOIRE

PRÉSENTÉ

COMME EXIGENCE PARTIELLE

DE LA MAÎTRISE EN KINANTHROPOLOGIE

PAR

BENOIT CARIGNAN

AOÛT 2010

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL  
Service des bibliothèques

Avertissement

La diffusion de ce mémoire se fait dans le respect des droits de son auteur, qui a signé le formulaire *Autorisation de reproduire et de diffuser un travail de recherche de cycles supérieurs* (SDU-522 – Rév.01-2006). Cette autorisation stipule que «conformément à l'article 11 du Règlement no 8 des études de cycles supérieurs, [l'auteur] concède à l'Université du Québec à Montréal une licence non exclusive d'utilisation et de publication de la totalité ou d'une partie importante de [son] travail de recherche pour des fins pédagogiques et non commerciales. Plus précisément, [l'auteur] autorise l'Université du Québec à Montréal à reproduire, diffuser, prêter, distribuer ou vendre des copies de [son] travail de recherche à des fins non commerciales sur quelque support que ce soit, y compris l'Internet. Cette licence et cette autorisation n'entraînent pas une renonciation de [la] part [de l'auteur] à [ses] droits moraux ni à [ses] droits de propriété intellectuelle. Sauf entente contraire, [l'auteur] conserve la liberté de diffuser et de commercialiser ou non ce travail dont [il] possède un exemplaire.»

## TABLE DES MATIÈRES

LISTE DES FIGURES.....	v
LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES .....	viii
Résumé.....	ix
INTRODUCTION .....	1
CHAPITRE I	
REVUE DE LA LITTÉRATURE.....	3
1.1 Tremblement physiologique .....	3
1.1.1 Origine mécanique-réflexe .....	5
1.1.2 Origine ballisto-cardiaque .....	8
1.1.3 Origine centrale .....	8
1.2 Tremblement physiologique multi-segmentaire .....	13
CHAPITRE II	
RATIONALE .....	17
CHAPITRE III	
HYPOTHÈSES .....	21
CHAPITRE IV	
MÉTHODOLOGIE.....	22
4.1 Participants .....	22
4.1.1 Inclusion et exclusion .....	22
4.1.2 Recrutement.....	22
4.1.3 Risques et avantages.....	22
4.2 Éthique .....	23
4.3 Variables indépendantes .....	24
4.4 Variables dépendantes .....	27
4.5 Procédure .....	30
4.6 Analyse .....	32

4.6.1	Traitement des signaux.....	33
4.6.2	Analyse relative aux hypothèses .....	34

## CHAPITRE V

UPPER LIMB PHYSIOLOGICAL TREMOR ORGANIZATION .....		41
5.1	Abstract .....	42
5.2	Introduction .....	44
5.3	Materials & methods .....	46
5.3.1	Participants .....	46
5.3.2	Study Design .....	47
5.4	Results .....	52
5.4.1	Correlation.....	52
5.4.2	Cross-correlation .....	55
5.4.3	Coherence .....	57
5.4.4	Expected Finger Tremor.....	59
5.4.5	Tremor Modulation .....	61
5.4.6	Electromyography .....	62
5.4.7	Respiration.....	63
5.5	Discussion.....	63
5.5.1	Upper limb physiological tremor organization.....	63
5.5.2	Tremor modulation.....	66
5.6	Conclusion .....	68
5.7	References .....	69

## CHAPITRE VI

AUTRES RÉSULTATS .....		72
6.1	Résultats relatifs à l'hypothèse I.....	73
6.2	Résultats relatifs à l'hypothèse II .....	90
6.2.1	Analyse du tremblement angulaire.....	90
6.2.2	Analyse de comparaison entre les caractéristiques du tremblement des conditions A, D et E .....	95
6.2.3	Analyse de l'EMG .....	99

CONCLUSION .....		101
------------------	--	-----

ANNEXES .....		103
---------------	--	-----

ANNEXE 1 : Affiche de recrutement .....	104
ANNEXE 2 : Certificat d'accomplissement du didacticiel d'introduction à l'énoncé de politique des trois conseils .....	105
ANNEXE 3 : Feuille d'information du participant .....	106
ANNEXE 4 : Test de latéralité (Edinburgh Handedness test) .....	107
ANNEXE 5 : Certificat éthique .....	109
ANNEXE 6 : Formulaire de consentement.....	110
ANNEXE 7 : Formules d'analyse avec S-Plus .....	112
RÉFÉRENCES.....	131

## LISTE DES FIGURES

Figure 4.1 :	Schéma des positions expérimentales des participants.....	26
Figure 4.2 :	Lien entre les conditions expérimentales, les hypothèses et la sous-question.....	27
Figure 4.3 :	Schéma expérimental.....	29
Figure 4.4 :	Illustration d'un exemple d'analyse d'amplitude relative des oscillations d'une bande de fréquences. ....	36
Figure 5.1:	Correlation between tremor of different segments. ....	54
Figure 5.2:	Cross-correlation between tremor of different segments.....	56
Figure 5.3:	Coherence between power spectrums of tremor different segments. ....	58
Figure 5.4:	Comparison between actual finger tremor amplitude and Expected Finger Tremor amplitude.....	60
Figure 5.5:	Tremor amplitude. ....	62
Figure 6.1 :	Effet des oscillations de chaque bande de fréquences sur l'amplitude du tremblement linéaire du doigt. ....	74
Figure 6.2 :	Effet des oscillations de chaque bande de fréquences sur l'amplitude du tremblement linéaire de la main. ....	75

Figure 6.3 :	Effet des oscillations de chaque bande de fréquences sur l'amplitude du tremblement linéaire du poignet.....	76
Figure 6.4 :	Effet des oscillations de chaque bande de fréquences sur l'amplitude du tremblement linéaire de l'épaule.....	77
Figure 6.5 :	Effet des oscillations de chaque bande de fréquences sur l'amplitude du tremblement angulaire relatif de l'articulation métacarpophalangienne.....	79
Figure 6.6 :	Effet des oscillations de chaque bande de fréquences sur l'amplitude du tremblement angulaire relatif du poignet.....	80
Figure 6.7 :	Effet des oscillations de chaque bande de fréquences sur l'amplitude du tremblement angulaire relatif de l'épaule.....	81
Figure 6.8 :	Répartition de l'importance du spectre de puissance du tremblement linéaire du doigt.....	82
Figure 6.9 :	Impact des différentes oscillations sur le spectre de puissance du tremblement linéaire du doigt.....	83
Figure 6.10 :	Répartition de l'importance du spectre de puissance du tremblement linéaire de la main.....	84
Figure 6.11 :	Impact des différentes oscillations sur le spectre de puissance du tremblement linéaire de la main.....	85
Figure 6.12 :	Répartition de l'importance du spectre de puissance du tremblement linéaire du poignet.....	86
Figure 6.13 :	Impact des différentes oscillations sur le spectre de puissance du tremblement linéaire du poignet.....	87

Figure 6.14 :	Répartition de l'importance du spectre de puissance du tremblement linéaire de l'épaule. ....	88
Figure 6.15 :	Impact des différentes oscillations sur le spectre de puissance du tremblement linéaire de l'épaule. ....	89
Figure 6.16 :	Cohérence et phase entre les spectres de puissance du déplacement du tremblement angulaire relatif. ....	91
Figure 6.17 :	Cohérence et phase entre les spectres de puissance de l'accélération du tremblement angulaire relatif. ....	92
Figure 6.18 :	Corrélation croisée du tremblement angulaire relatif. ....	94
Figure 6.19 :	Comparaison des caractéristiques du tremblement linéaire du poignet, de la main et du doigt entre les conditions A, D et E. ....	96
Figure 6.20 :	Comparaison des caractéristiques du tremblement angulaire relatif l'articulation métacarpophalangienne, du poignet et de l'épaule entre les conditions A, D et E. ....	98
Figure 6.21 :	Amplitude de l'activité électromyographique. ....	100

## LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

EMG :	Électromyographie
FFT :	Transformée de Fourier Rapide
g :	Gramme
Hz :	Hertz
mm :	Millimètre
RMS :	Root Mean Square (moyenne quadratique)
UQAM :	Université du Québec à Montréal
%CVM :	Pourcentage de contraction volontaire maximale
%MVC :	Percentage of maximal voluntary contraction (Pourcentage de contraction volontaire maximale)

## RÉSUMÉ

Le tremblement physiologique est un très petit mouvement involontaire. Lors d'une tâche posturale impliquant le membre supérieur, certaines études suggèrent que le système nerveux adopte une stratégie de synergie compensatoire afin de stabiliser le membre, i.e., minimiser l'amplitude du tremblement au bout du doigt. Plus précisément, la stratégie de synergie compensatoire serait un ajustement au niveau des articulations métacarpo-phalangienne, du poignet et de l'épaule, lorsque le coude est en extension complète. Selon cette stratégie, l'articulation métacarpo-phalangienne serait « bloquée » afin de réduire le degré de liberté à l'intérieur du membre supérieur. Les articulations du poignet et de l'épaule agiraient de façon complémentaire afin de réduire le mouvement au bout du doigt. Donc, lorsque le membre supérieur est abaissé au niveau de l'épaule (extension), le poignet compenserait (extension) afin de minimiser le mouvement. Par contre, l'effet réel d'une telle stratégie sur l'amplitude du mouvement n'a jamais été mesuré directement, puisqu'elle n'a été observée qu'avec des accéléromètres. La synergie compensatoire serait un mécanisme intrinsèque et involontaire de réduction du tremblement. Par ailleurs, certaines études ont observé qu'il était possible de moduler volontairement l'amplitude du tremblement physiologique du doigt à l'aide d'un feedback approprié. De plus, il a été démontré que la majorité de l'amplitude du tremblement du doigt est principalement situé dans les oscillations de basses fréquences qui ne sont pas reconnus comme étant sous l'influence du système nerveux. Le premier objectif de cette étude est d'identifier si l'amplitude du tremblement physiologique des segments du membre supérieur est située principalement dans les basses fréquences, comme il a été démontré pour le doigt. Le deuxième objectif est d'identifier si la synergie compensatoire est présente lorsque le tremblement est examiné en déplacement. Le dernier objectif est de déterminer s'il est possible de volontairement moduler l'amplitude du tremblement physiologique et d'identifier l'influence de cette tentative de modulation sur la synergie compensatoire.

Afin d'atteindre les objectifs, le tremblement postural du membre supérieur de 25 participants âgés entre 18 et 31 ans a été mesuré. Plus précisément, le déplacement du tremblement a été mesuré au niveau du bout de l'index, de l'extrémité distale du 2<sup>e</sup> métacarpe, du processus styloïde du radius et de l'acromion à l'aide de lasers de haute précision. De plus, l'activité des muscles responsable de la mobilisation du membre supérieur a été mesurée, ainsi que le déplacement de la cage thoracique et de l'abdomen qui est associé à la respiration. Cinq conditions expérimentales ont été réalisées : A) Les participants devaient tenter de maintenir leur membre supérieur

stable, vers l'avant (sans feedback). B) Les participants devaient stabiliser le bout de leur doigt afin de le mettre au même niveau qu'une cible stationnaire présentée sur un écran devant eux. C) Les participants devaient réduire volontairement l'amplitude du tremblement de leur membre supérieur en s'aidant d'un feedback représentant l'enveloppe linéaire du tremblement de leur doigt. D) Les participants devaient maintenir leur main et leur doigt stable lorsque l'avant-bras était appuyé. E) Les participants devaient maintenir leur doigt stable lorsque la main était appuyée.

Afin de déterminer où se situe la majorité de l'amplitude du tremblement dans le spectre de puissance, nous avons calculé l'amplitude des oscillations situées dans différentes portions du spectre. Les résultats démontrent que la majorité des oscillations du tremblement physiologique se situe dans les basses fréquences pour tous les segments du membre supérieur. Ce qui indique que les oscillations de hautes fréquences, qui sont généralement associées à une origine dans le système nerveux central, n'ont que très peu d'importance dans l'amplitude du tremblement, quelque soit le segment.

Ensuite, afin de déterminer si une synergie compensatoire existe, quatre différentes techniques d'analyse ont été utilisées : 1) une analyse de corrélation suggère que l'ensemble des segments du membre supérieur se déplacent dans la même direction la majorité du temps. 2) une analyse de corrélation-croisée démontre qu'aucun délai est introduit dans le lien entre le déplacement des segments. 3) une analyse de la cohérence indique que les oscillations de basses fréquences sont fortement liées et en phase. 4) l'amplitude du tremblement mesuré au bout du doigt n'est pas significativement différente de l'amplitude du tremblement estimé en considérant le membre supérieur comme étant un corps rigide. Ces résultats suggèrent qu'aucun mécanisme intrinsèque n'est présent pour réduire l'amplitude du tremblement physiologique du membre supérieur. De plus, lorsque ces résultats sont mis en contexte avec la littérature, ils proposent que le tremblement physiologique ne soit que du bruit omniprésent dans le système.

Finalement, cette étude a permis de démontrer qu'il était possible de réduire l'amplitude du tremblement du membre supérieur et que cette diminution n'était pas due à un changement dans l'organisation du tremblement, ni dans la respiration ou l'activité musculaire. Ces résultats indiquent que malgré le fait qu'aucun mécanisme intrinsèque n'existe afin de moduler l'amplitude du tremblement, il est possible de le faire volontairement.

Mots-clés : Tremblement, membre supérieur, modulation, laser, synergie.

## INTRODUCTION

Le tremblement physiologique est un très petit mouvement involontaire. Parfois, il est associé à une source d'erreur lors de tâches de précision (Harwell & Ferguson 1983). D'autres, l'identifient comme étant le prix à payer afin d'avoir de multiples degrés de liberté dans notre corps, et que son amplitude n'est qu'un moindre mal (Stiles & Randall 1967).

Il est possible de réduire volontairement l'amplitude de son tremblement physiologique uni-segmentaire en position statique (Carignan et al. 2009; Daneault et al. 2010a) et en mouvement (Daneault et al. 2010b). Lors d'une tâche posturale impliquant plus d'une articulation, certaines études soutiennent que le système nerveux adopte une stratégie de synergie compensatoire afin de stabiliser le membre, i.e., une réduction du tremblement (Morrison & Newell 1996; Morrison & Newell 1999; Morrison & Newell 2000). Par contre, l'effet réel d'une telle stratégie sur l'amplitude du mouvement n'a jamais été mesuré directement, puisqu'un accéléromètre a été utilisé lors ces études afin de quantifier le tremblement.

La majorité de l'amplitude du tremblement physiologique se situe au niveau des oscillations de basses fréquences (Carignan et al. 2010). Donc, pour être efficace, la stratégie de synergie compensatoire devrait agir sur cette portion du spectre de puissance.

La présente étude déterminera premièrement si la stratégie de synergie compensatoire mentionnée ci-haut est encore évidente en utilisant un instrument mesurant le déplacement du tremblement. Par la suite, si une stratégie est observée, son niveau

d'efficacité à stabiliser le doigt lors d'un maintien postural du membre supérieur sera déterminé.

En déterminant si une stratégie de synergie compensatoire est adoptée lors d'un maintien postural multi-segmentaire, il sera possible d'émettre des hypothèses quant au rôle du système nerveux, central ou périphérique, sur les oscillations de basses fréquences. En effet, si une telle stratégie est adoptée, il serait raisonnable de penser que le système nerveux est impliqué dans la genèse ou la modulation de ces oscillations. Par contre, s'il n'est pas possible d'établir l'évidence d'une telle stratégie, le tremblement pourra être perçu comme étant du bruit dans le système.

## CHAPITRE I

### REVUE DE LA LITTÉRATURE

Comme il a été mentionné dans l'introduction, le tremblement est perçu comme étant une source d'erreur lors de mouvements de précision. Il est important de posséder suffisamment de connaissance sur le tremblement, puisque la stabilisation du membre supérieur sera étudiée, et qui est, selon nous et plusieurs (Morrison & Newell 1996; Morrison & Newell 1999; Morrison & Newell 2000), liée à une réduction du tremblement. Donc, dans cette section, le tremblement et ses origines seront définis, pour ensuite explorer les mécanismes du tremblement multi-segmentaire.

La définition du tremblement la plus utilisée est celle proposée par Elble et Koller (1990), qui le définissent comme étant un mouvement rythmique involontaire à tendance sinusoïdale. Plusieurs types de tremblement existent; le tremblement physiologique sera étudié dans le présent projet.

#### 1.1 Tremblement physiologique

Le tremblement physiologique est aussi nommé tremblement physiologique normal (Lippold 1970; Beuter & Edwards 1999; Halliday et al. 1999; Edwards & Beuter 2000; Raethjen et al. 2000; Spyers-Ashby & Stokes 2000; Duval & Norton 2006), puisqu'il est présent chez tous les individus, n'étant pas associé à aucun trouble neurologique (Raethjen et al. 2000; Elble 2003). Il diffère des types de tremblement lié à une pathologie, comme par exemple, le tremblement parkinsonien et le tremblement essentiel qui ont une plus grande amplitude ainsi que des caractéristiques spectrales différentes (Elble 1996; Elble 2000; McAuley & Marsden 2000). De plus, chez les personnes saines, le tremblement physiologique est observé

dans tous les membres du corps (doigt : (Halliday & Redfearn 1956; Randall & Stiles 1964; Raethjen et al. 2000; Carignan et al. 2009), main : (Herringham 1890; Stiles & Randall 1967; Stiles 1976; Koster et al. 1998), avant-bras : (Fox & Randall 1970), bras : (Morrison & Newell 1996; Keogh et al. 2004), cheville : (Stiles & Rietz 1977), mâchoire : (Sowman & Turker 2007)).

Le tremblement physiologique est caractérisé comme étant la combinaison de plusieurs oscillations ayant des origines diverses (Elble & Randall 1978). Une des composantes serait reliée à la résonance mécanique du membre et influencée par l'activité réflexe (origine mécanique-réflexe). Une autre serait liée à l'activité ballisto-cardiaque et la dernière serait associée à une origine provenant du système nerveux central supraspinal (Lamarre 1995; McAuley & Marsden 2000). Les oscillations dues à la résonance mécanique des membres sont influencées par un changement mécanique du membre (inertie et rigidité). Par exemple, la fréquence de résonance du doigt est située entre 17 et 30 Hz, celle de la main entre 8 et 12 Hz et celle de l'épaule entre 3 et 5 Hz (Elble 1996). L'augmentation de la rigidité a pour effet d'augmenter la fréquence de résonance d'un membre (Stiles & Randall 1967). L'activité réflexe aurait pour effet de moduler les oscillations générées par la composante mécanique (Elble 1995). L'effet ballisto-cardiaque a une influence très faible sur l'amplitude des oscillations de basses fréquences du tremblement physiologique (Marsden et al. 1969). Les oscillations d'origine centrale sont principalement situées entre 8 et 12 Hz, elles sont associées avec l'activité musculaire et ne sont pas influencées par un changement mécanique (Elble 1996; Vaillancourt & Newell 2000). Des études récentes rapportent aussi que des oscillations situées entre 20 et 25 Hz seraient reliées à l'activité corticale (Conway et al. 1995). Maintenant, chacune de ces composantes sera abordée de façon plus précise.

### 1.1.1 Origine mécanique-réflexe

Tous les membres du corps ont une tendance à osciller à une fréquence de résonance qui est spécifique à chacun (Elble & Randall 1978). Ces oscillations d'origine mécanique seraient faiblement modulées par une composante réflexe lors de certaines circonstances (Elble 1995). Tout d'abord, la composante d'**origine mécanique** (résonance) sera décrite.

Stiles et Randall (1967) ont observé le tremblement du doigt et de la main lors de changement mécanique de ceux-ci, i.e., en ajoutant une charge sur les segments ou en augmentant la rigidité du segment (augmentation de l'EMG). Pour le doigt, seulement les oscillations comprises entre 15 et 30 Hz sont influencées par un changement mécanique; celles comprises entre 5 et 13 Hz ne sont pas affectées. Ce qui indique que la fréquence de résonance mécanique du doigt serait entre 15 et 30 Hz. Plus précisément, l'ajout d'une charge a pour effet de diminuer cette fréquence (changement d'inertie), tandis que l'augmentation de la rigidité a l'effet contraire. La fréquence de résonance mécanique de la main est aussi déterminée par le même mécanisme. Cette fréquence est située à environ 9 Hz. Elle est inférieure à celle du doigt, car l'inertie de la main est plus élevée.

D'autres études ont reproduit les résultats obtenus par Stiles et Randall (1967). Par exemple, Stiles (1976) observe une diminution de la fréquence dominante du tremblement de la main lorsqu'une charge y est ajoutée (de 8 à 9 Hz à 4 à 6 Hz). Elble et Randall (1978) observent aussi une pointe dans le spectre de puissance du tremblement du doigt (17 à 30 Hz) et de la main (8 à 12 Hz) qui est dépendante d'un changement mécanique. Ils constatent que le changement de la fréquence de résonance est en relation avec la racine carrée de la masse de la charge qui est ajoutée au membre. Vaillancourt et Newell (2000) ont observé une diminution de fréquence de la pointe du tremblement du doigt située entre 16 et 30 Hz lorsque l'inertie du doigt était augmentée.

Fox et Randall (1970) ont observé une pointe dans le spectre de fréquences du tremblement de l'avant-bras à environ 3 Hz. Cette pointe n'était pas présente dans le spectre de l'EMG. De plus, la fréquence de cette pointe diminuait lorsqu'une charge était ajoutée à l'avant-bras. Puisque la composante reflétée par cette pointe est influencée par l'inertie du segment et n'est pas représentée dans l'activité musculaire, les auteurs en déduisent qu'elle est due à la propriété mécanique du segment.

En résumé, la fréquence des oscillations reliées à la composante d'origine de résonance mécanique est dépendante de l'inertie et de la rigidité du segment. Donc, un segment ayant une masse élevée (inertie) aura une fréquence de résonance basse. C'est pourquoi les fréquences de résonance du doigt, de la main et de l'avant-bras se situent entre 15 et 30 Hz, 8 et 12 Hz et 2 et 5 Hz, respectivement. La relation entre la fréquence de résonance du tremblement physiologique, l'inertie et la rigidité du membre est exprimée par la formule suivante (Hallett 1998) :

$$\omega = \sqrt{K/I}$$

Où  $\omega$  représente la fréquence de résonance du membre,  $K$  représente la rigidité du membre et  $I$  représente l'inertie du membre. Cette formule est inspirée de celle proposée par Walsh (1992), qui indique la fréquence de résonance mécanique fondamentale de la vibration de n'importe quelle structure :

$$f_0 = \frac{1}{2 \times \sqrt{K/I}}$$

Où  $f_0$  représente la fréquence de résonance,  $K$  représente la rigidité de la structure et  $I$  représente l'inertie de la structure.

Plusieurs études ont suggéré que la composante mécanique décrite ci-haut est influencée par une **composante réflexe** (Stiles & Randall 1967; Elble & Randall 1976; Stiles 1976; Elble & Randall 1978). De plus, l'observation de Stiles (1976) suggère que le réflexe d'étirement n'influencerait pas les oscillations de basse amplitude, mais plutôt les oscillations de grande amplitude et de basses fréquences. Fox et Randall (1970) mentionnent qu'il est possible d'observer une activité musculaire rythmique à la même fréquence d'oscillation que celle de la composante mécanique de l'avant-bras et que cette activité serait due à une réponse du réflexe d'étirement.

À l'aide d'enregistrements intramusculaires, Hagbarth et Young (1979) démontre qu'il serait possible que le réflexe d'étirement ait un effet sur les oscillations d'origine mécanique, puisque le mouvement de celles-ci est détecté par les fuseaux neuromusculaires malgré sa faible amplitude. Par contre, Young et Hagbarth (1980) suggèrent que le réflexe d'étirement n'influence pas le tremblement de faible amplitude, mais seulement le tremblement de plus grande amplitude induit par la fatigue.

En plus d'avoir une influence sur les oscillations de basses fréquences et de grande amplitude (Stiles 1976), les résultats de Vaillancourt et Newell (2000) suggèrent que la composante réflexe du tremblement influence, quoique très faiblement, les oscillations de hautes fréquences et de faible amplitude. Les auteurs ont observé que l'activité EMG entre 20 et 25 Hz est plus élevée lorsque la fréquence des oscillations liées à la composante de résonance mécanique est située dans cette bande de fréquences du tremblement.

McFarland et al. (1986) ont observé que l'amplitude du tremblement était plus élevée chez les participants ayant une amplitude des réponses réflexes plus élevée.

En conclusion, les oscillations liées à la composante d'origine mécanique-réflexe sont principalement générées par les propriétés mécaniques des membres et sont dépendantes de l'inertie et de la rigidité des membres. Par contre, ces oscillations seraient légèrement modulées dans certaines circonstances par une composante réflexe.

### 1.1.2 Origine ballisto-cardiaque

Selon Marsden et al. (1969), le tremblement de repos est principalement généré par l'effet ballisto-cardiaque. Par contre, l'influence de cet effet est très faible sur le tremblement postural. Ils concluent que 90% du tremblement postural ne serait pas relié à l'activité ballisto-cardiaque. Malgré tout, ils considèrent que les oscillations reliées à cette origine sont inférieures à 7 Hz. Malgré le fait que les auteurs n'ont pas mesuré l'activité cardiaque directement, leur conclusion est très bien considérée encore aujourd'hui. Elble et Randall (1978) ont détecté une minime contribution de l'activité ballisto-cardiaque sur le tremblement du doigt; confirmant les résultats de Marsden (1969).

Par contre, Morrison et Newell (2000) n'ont trouvé aucune relation (corrélation ou cohérence) entre l'activité cardiaque et le tremblement de chacun des segments du membre supérieur. Ils ont mesuré les vibrations causées par le rythme cardiaque avec un accéléromètre sur le processus xiphoïde, ainsi que le tremblement des membres supérieurs lors d'une tâche posturale. La fréquence moyenne de la vibration enregistrée par l'accéléromètre sur le sternum est de 1 Hz.

### 1.1.3 Origine centrale

Les oscillations reliées à une origine centrale sont principalement comprises entre 8 et 12 Hz. Lamarre (1995) décrit dans un chapitre de livre l'ensemble de ses publications sur l'origine du tremblement physiologique. Sa théorie sur le sujet est celle qui semble encore aujourd'hui la plus plausible pour expliquer le rôle des structures

impliquées dans la genèse du tremblement physiologique. Chez le singe, le système olivo-cérébelleux répond à l'harmaline, un inhibiteur des monoamine oxydases, en générant un tremblement semblable à celui du tremblement physiologique (entre 8 et 12 Hz) mais de plus grande amplitude. Le mécanisme de l'influence de l'harmaline sur le système olivo-cérébelleux qui a pour effet d'augmenter le tremblement est peu connu. Suite à un tremblement d'un membre induit par l'harmaline, une activité rythmique du thalamus y a été associée. La transmission du signal vers les muscles passerait par une voie cérébello-thalamo-cortico-spinale. Ce tremblement n'est pas dépendant d'un feedback (réflexe), puisqu'il est généré même lors d'une désafférentation complète (racines dorsales). Par contre, une lésion complète des voies sortantes du cervelet supprime totalement le tremblement entre 8 et 12 Hz.

Duval et al. (2000; 2005) ont étudié l'effet sur le tremblement d'une thalamotomie du noyau ventrolatéral chez des personnes atteintes de la maladie de Parkinson. La thalamotomie a pour effet de diminuer l'amplitude des oscillations de grande amplitude qui sont situées entre 4 et 6 Hz, ainsi que de diminuer l'amplitude totale du tremblement pour atteindre des valeurs semblables à celles des participants témoins. Malgré cette « normalisation » de l'amplitude du tremblement, la puissance absolue des oscillations entre 8 et 12 Hz après la thalamotomie est inférieure à celle des participants témoins. Ces résultats suggèrent que la composante centrale du tremblement physiologique (8 à 12 Hz) passerait par le noyau ventrolatéral du thalamus. Les auteurs soutiennent que la voie olivo-cérébello-thalamo-cortico pourrait être impliquée dans le tremblement physiologique.

D'autres études ont utilisé des paradigmes indirects afin de démontrer l'origine des oscillations comprises entre 8 et 12 Hz. Köster et al. (1998) ont suggéré que les signaux provenant du système nerveux central afin de générer les oscillations entre 6 et 12 Hz empruntent les mêmes voies qu'une commande volontaire ou du réflexe de longue latence. Pour arriver à cette conclusion, ils ont étudié le tremblement

physiologique bilatéral des mains chez les personnes atteintes de mouvements miroirs persistants et des participants témoins. Ils ont administré du salbutamol, une médication permettant d'exagérer l'amplitude du tremblement de façon temporaire. Lorsqu'une charge est ajoutée sur une seule main, la pointe du spectre de puissance du tremblement associée à la résonance mécanique chute en fréquences et une pointe associée autour de 12 Hz reste présente dans le spectre de puissance du tremblement et de l'EMG. Les participants ayant des mouvements miroirs persistants présentent une cohérence significative entre le tremblement des deux mains pour les oscillations entre 6 et 12 Hz, contrairement aux participants témoins. Dans la même étude, les auteurs ont observé l'effet de la stimulation magnétique transcranienne unilatérale et le réflexe de longue latence. Lors de ces expérimentations, une réponse unilatérale est observée chez les participants témoins. Pour les participants ayant des mouvements miroirs persistants, une réponse bilatérale est observée. Les auteurs concluent que le comportement de la composante générée par le système nerveux central est semblable à celui de la stimulation magnétique transcranienne unilatérale et du réflexe de longue latence.

Un paradigme souvent utilisé dans l'étude du tremblement physiologique est d'ajouter une charge à un membre et d'observer si ce changement mécanique a un effet sur la fréquence des oscillations. Elble (1986) a enregistré le tremblement physiologique de la main avec et sans charge (0-500 g). Sans charge, le spectre de puissance du tremblement présente une pointe entre 8 et 12 Hz. Avec l'ajout d'une charge, cette pointe se déplace vers les basses fréquences pour tous les participants, ce qui serait dû à un changement mécanique. Chez certains participants, une pointe reste visible entre 8 et 12 Hz (présence d'une deuxième pointe). De plus, cette pointe située entre 8 et 12 Hz est aussi présente dans le spectre de puissance de l'EMG des muscles extenseurs du poignet. Le fait que la pointe entre 8 et 12 Hz ne soit pas influencée par l'ajout d'une charge et qu'une pointe soit aussi présente dans l'EMG,

indique que les oscillations à cette fréquence trouvent leurs origines dans le système nerveux central.

Elble et Randall (1978) observent aussi que malgré la forte dominance de la composante mécanique dans le spectre de puissance du tremblement de la main, une pointe reste présente entre 8 et 12 Hz lorsque qu'une charge est ajoutée à celle-ci. De plus, cette pointe, qui est indépendante d'un changement mécanique, démontre une cohérence avec l'EMG de l'*extensor digitorum communis*.

Fox et Randall (1970) ont étudié le tremblement de l'avant-bras. Ils ont observé une pointe entre 10 et 20 Hz pour le spectre de puissance de l'EMG. Par contre, ils n'ont pas observé de pointe correspondante dans le spectre de puissance du tremblement. Ce qui serait dû au fait que la force déployée par l'activité musculaire à cette fréquence est trop faible pour percevoir un mouvement dans l'avant-bras. Chez certains participants, en ajoutant une grande charge sur l'avant-bras, une pointe à 10 Hz a été observée ainsi qu'une cohérence entre cette pointe et le spectre de l'EMG.

Vaillancourt et Newell (2000) ont étudié l'effet d'un ajout d'une charge sur le tremblement du doigt. Une pointe est présente dans le spectre de puissance du tremblement et de l'EMG entre 8 et 12 Hz pour toutes les conditions expérimentales (0 à 200 g). Pour cette bande de fréquences, la cohérence entre le tremblement et l'EMG reste semblable entre les conditions. Ce qui indique que cette bande n'est pas affectée par un changement des propriétés mécaniques du doigt. De plus, la présence d'une pointe entre 40 et 50 Hz est observée seulement dans l'EMG, et avec un ajout d'une charge de plus de 100 g, contrairement aux résultats de McAuley et al. (1997). L'hypothèse des auteurs sur l'origine de cette bande est qu'elle provient du système nerveux central, mais que les muscles et les tendons ont un effet de filtre (passe bas) sur les oscillations et qu'elles ne sont pas perçues dans le tremblement du membre.

Elble et Randall (1976) ont enregistré le tremblement physiologique du doigt, ainsi que l'EMG de surface et intramusculaire de l'*extensor digitorum communis*. Comme plusieurs qui ont été réalisées par la suite, cette étude démontre la présence d'une pointe entre 8 et 12 Hz dans le spectre de fréquences du tremblement et de l'EMG de surface. Par contre, pour l'enregistrement intramusculaire, une pointe à 22 Hz est observée. Les auteurs supposent que la sommation des décharges des unités motrices se résulte en une activité globale du muscle à 12 Hz.

D'autres études suggèrent que certaines oscillations de plus hautes fréquences trouvent aussi leur origine dans des structures supraspinales. Conway et al. (1995) ont enregistré l'activité corticale (magnétoencéphalographie, MEG) et l'EMG de surface du premier interosseux dorsal ipsilatéral et controlatéral. La seule cohérence significative est observée entre l'activité corticale et l'activité musculaire controlatérale, et ce, entre 18 et 26 Hz. De plus, la section du cortex qui permet d'observer cette cohérence significative est très petite et est située dans l'aire motrice primaire. Ces résultats suggèrent que les oscillations du tremblement physiologique comprises entre 18 et 26 Hz seraient dues, en partie, à une activité corticale.

McAuley et al. (1997) ont enregistré le tremblement du doigt à l'aide d'un accéléromètre et d'enregistrements EMG (premier *interossei dorsales*). Ils ont observé la présence de pointes dans le spectre de fréquences du tremblement et de l'EMG à 10 Hz, 20 Hz et 40 Hz. Une forte cohérence pour chaque pointe est observée entre les deux méthodes d'enregistrement, avec un délai de 6,5 millisecondes. La présence des pointes et la cohérence entre celles-ci ne sont pas affectées par une contraction musculaire contre un élastique. Les auteurs concluent que les oscillations associées aux pointes décrites sont d'origine centrale. Premièrement, parce que la présence de cohérence avec l'EMG et l'indépendance des changements mécaniques excluent une origine de résonance mécanique. Deuxièmement, les pointes restent

présentes lors de l'anesthésie du membre. Ce qui exclue la composante d'origine réflexe.

## 1.2 Tremblement physiologique multi-segmentaire

Le tremblement multi-segmentaire a été observé lors de tâches de stabilisation impliquant plusieurs segments du membre supérieur. Selon plusieurs études, le système nerveux adopterait une certaine organisation du tremblement afin de réduire le mouvement de l'extrémité distale du membre. Morrison et Newell (1996) utilisent l'expression « compensatory synergy » afin de nommer cette organisation du tremblement physiologique. Nous traduirons cette expression par « synergie compensatoire ». Ils ont observé une cohérence (hors phase) entre le tremblement du poignet et de l'épaule, qui permettrait de réduire le tremblement (mouvement) à l'extrémité du membre lors d'une tâche de maintien (stabilisation) postural. De plus, l'articulation métacarpo-phalangienne et le coude seraient « bloqués » lors d'une telle tâche afin de réduire les degrés de liberté de mouvement du membre, ce qui permettrait aussi une réduction du tremblement. Finalement, de fortes cohérences sont observées entre les différents segments pour les oscillations de basses fréquences. Les auteurs proposent donc, qu'il serait important de s'attarder aux oscillations étant moins importantes dans le spectre de fréquences (basses fréquences) aux dépens des fréquences ayant des puissances plus élevées (p. ex. : composante entre 8 et 12 Hz).

De plus, lorsque les deux membres supérieurs sont maintenus simultanément à l'horizontale (contre la gravité), Morrison et Newell (1999) démontrent que malgré le fait qu'aucune corrélation ou cohérence n'est observée entre les membres de chaque côté, la stratégie de synergie compensatoire est affectée bilatéralement lors d'un changement mécanique unilatéral. Les auteurs spéculent qu'un changement mécanique aurait donc un effet sur la commande centrale qui permettrait cette

stratégie. Du même fait, les auteurs réaffirment qu'une stratégie de synergie compensatoire est présente lors d'un maintien postural du membre supérieur.

Morrison et Newell (2000) appuient la stratégie de « blocage » qu'ils ont proposée précédemment (Morrison & Newell 1996) qui est adoptée à l'articulation métacarpo-phalangienne. Plus précisément, ils ont observé une plus grande amplitude de l'accélération du tremblement du doigt lorsque la main était appuyée (doigt isolé) que lorsque l'avant-bras était appuyé (main et doigt isolés). De plus, les auteurs confirment la stratégie de compensation synergique qu'ils ont proposée dans des articles précédents (Morrison & Newell 1996; Morrison & Newell 1999). Par contre, ils remarquent que l'effet de cette stratégie est réduit lorsque le bras ou l'avant-bras sont appuyés.

Morrison et Keogh (2001) ont démontré qu'un feedback visuel n'aidait pas à la stabilisation du doigt lors d'une tâche de maintien postural du membre supérieur, i.e., une augmentation de l'amplitude de l'accélération du tremblement du doigt. Par contre, la cohérence entre la main et le doigt reste élevée pour les oscillations entre 2 et 4 Hz et une diminution de la cohérence est observée entre les oscillations entre 8 et 12 Hz. Ces résultats indiquent une diminution du couplage (synergie compensatoire) entre les deux segments, qui se traduit en une augmentation de l'accélération du tremblement du segment du doigt. Keogh et al. (2004) observent aussi une augmentation de l'accélération du doigt lorsqu'un feedback est fourni au participant dans une tâche de stabilisation du membre supérieur. Les auteurs expliquent ces résultats par une augmentation de l'activité musculaire du membre supérieur de la part des participants. De plus, la puissance des oscillations comprises entre 8 et 12 Hz augmente pour tous les segments du membre supérieur. La puissance pour les oscillations entre 2 et 4 Hz reste stable lorsque le feedback est fourni, pour chaque segment du membre supérieur.

Afin de supporter la possibilité d'une origine centrale de la synergie compensatoire, Morrison et al. (2005) ont étudié l'effet controlatéral d'une fatigue unilatérale du membre supérieur. Les auteurs ont observé que seulement la bande de fréquences entre 8 et 12 Hz était affectée par une fatigue du membre controlatéral, ce qui indique qu'une composante centrale influencerait le tremblement lors d'une tâche de maintien postural du membre supérieur.

Raethjen et al. (2000) ont enregistré le tremblement du doigt lorsque la main était supportée, lorsque l'avant-bras était supporté et lors d'un maintien postural du membre supérieur sans aucun support. Lorsqu'un segment est ajouté à la posture, sa fréquence d'oscillation dominante est ajoutée dans le spectre du tremblement du doigt. Ce qui pourrait indiquer que le tremblement du doigt est l'addition des oscillations des segments plus proximaux. Elble et Randall (1978) démontrent aussi que la fréquence de résonance de la main (8 à 12 Hz) est transmise au doigt lorsque le membre supérieur est supporté à l'avant-bras seulement. Stiles et Randall (1967), avaient comme hypothèse que les oscillations entre 5 et 13 Hz du doigt provenaient des oscillations de la main.

Takanokura et al. (2007) appuient la stratégie de synergie compensatoire proposée par Morrison et Newell (1996; 1999; 2000). De plus, ils suggèrent que celle-ci s'adapte à l'environnement extérieur. Plus précisément, les résultats indiquent que la somme totale du spectre de la puissance de l'accélération pour chaque segment du membre supérieur augmente lorsqu'une charge est ajoutée sur l'avant-bras, et diminue lorsqu'un ballon d'hélium permet de réduire l'effet de la gravité sur l'avant bras. De façon générale, ils ont observé de fortes cohérences entre chaque paire de membres adjacents. Pour certaines conditions, une diminution de la cohérence entre deux membres adjacents (due à la contrainte mécanique) a pour effet d'augmenter la cohérence d'une autre paire de membres adjacents (adaptation à l'environnement). D'autres études confirment l'adaptation de la synergie compensatoire à un ajout

d'une charge sur le membre supérieur (Hwang et al. 2009b), ou à une augmentation de l'instabilité posturale, i.e., station debout unipodale (Hwang et al. 2006).

En conclusion, plusieurs études provenant de différents groupes de recherche ont observé une stratégie de synergie compensatoire qui permettrait une amélioration de la stabilisation (réduction du tremblement) du membre supérieur lors d'un maintien postural. Par contre, aucune de ces études n'a mesuré un réel impact sur l'amplitude du mouvement du doigt lors d'une telle tâche, puisque seulement l'accélération a été mesurée. La relation entre cette stratégie, le tremblement et la précision d'un mouvement n'est pas évidente, puisque les résultats de Hwang et al. (2009a) n'indiquent aucun lien (corrélation) entre l'erreur et le tremblement lors d'une tâche de stabilisation du membre supérieur.

## CHAPITRE II

### RATIONALE

Lorsque le tremblement physiologique est mesuré en déplacement, la majorité de l'amplitude est située dans les basses fréquences (Duval & Jones 2005; Carignan et al. 2010). Pour le doigt, l'amplitude du tremblement situé entre 1 et 3,5 Hz représente ~87% de l'amplitude totale. De plus, une suppression complète des oscillations situées entre 8 et 12 Hz a un effet inférieur à 3% sur l'amplitude totale du tremblement (Carignan et al. 2010). Il semble alors raisonnable de proposer que la majorité du tremblement, pour l'ensemble des segments du membre supérieur, se situe aussi dans les basses fréquences.

Comme il a été mentionné précédemment, les études sur le tremblement multi-segmentaire décrivent une synergie compensatoire qui serait utilisée afin de stabiliser le mouvement du segment à l'extrémité distale du membre, i.e., une réduction du tremblement (Morrison & Newell 1996; Morrison & Newell 1999; Morrison & Newell 2000; Takanokura et al. 2007). Plus précisément, la stratégie de synergie compensatoire serait un ajustement au niveau des articulations métacarpo-phalangienne, du poignet et de l'épaule. Selon cette stratégie, l'articulation métacarpo-phalangienne serait « bloquée » afin de réduire le degré de liberté dans le membre supérieur (Morrison & Newell 1996; Morrison & Newell 1999; Morrison & Newell 2000). Les articulations du poignet et de l'épaule agiraient de façon complémentaire afin de réduire le mouvement au bout du doigt. C'est-à-dire qu'une forte cohérence existe entre les deux articulations et qu'elles sont hors phase. Donc, lorsque le membre supérieur est abaissé au niveau de l'épaule (extension), le poignet compenserait (extension) afin de minimiser le mouvement.

Par contre, la majorité des études portant sur le tremblement multi-segmentaire décrivent celui-ci en termes d'accélération (amplitude ou spectre de puissance), ce qui a pour effet de négliger les oscillations de basses fréquences (Randall & Stiles 1964; Norman et al. 1999; Carignan et al. 2010) où se trouve la majorité du déplacement du tremblement (Carignan et al. 2010). De plus, la synergie compensatoire décrite plus haut est axée sur les oscillations les plus importantes dans le spectre de puissance en accélération, soit celles situées entre 8 et 12 Hz et qui sont associées à une origine centrale (Elble 1986; McAuley et al. 1997; Vaillancourt & Newell 2000). Par contre, un changement au niveau des oscillations comprises entre 8 et 12 Hz ne pourra avoir un effet supérieur à 3% sur l'amplitude du tremblement physiologique (Carignan et al. 2010).

Cette incapacité à bien cibler l'effet d'un ajustement (stratégie compensatoire) dans le maintien d'une posture du membre supérieur est due à une mesure indirecte de cet effet sur le mouvement que représente le tremblement. L'accélération d'un membre ne permet pas de définir avec précision son déplacement. L'analyse de la cohérence entre le tremblement de deux segments permet de cibler la relation entre ceux-ci dans un domaine fréquentiel, sans toutefois mesurer l'effet de l'amplitude sur cette relation. Certains groupes de recherche ont étudié le tremblement physiologique postural du membre supérieur en utilisant des outils mesurant le déplacement des segments. Spyers-Ashby et Stokes (2000) proposent un appareil afin de mesurer le tremblement utilisant des senseurs magnétiques ayant une précision de 0,8 mm. Cette technique ne peut pas être prise en compte, puisqu'elle n'est pas assez précise pour mesurer le tremblement physiologique du doigt qui a une amplitude moyenne d'environ 0,10 à 0,19 mm (Duval & Jones 2005; Carignan et al. 2009; Carignan et al. 2010; Daneault et al. 2010a). Pellegrini et al. (2004) ont enregistré le tremblement avec un système opto-électrique captant le mouvement ayant une résolution d'environ 0,055 mm. Les résultats de cette étude indiquent des valeurs semblables aux études précédentes; l'amplitude est plus élevée pour les segments distaux que pour les

segments proximaux. Bien que la résolution soit en dessous de l'amplitude totale du tremblement physiologique, elle n'est pas assez précise pour mesurer les oscillations de hautes fréquences (p. ex. : 8 à 12 Hz :  $\sim 0,043$  mm; 16 à 30 Hz : 0,016 mm (Carignan et al. 2010)).

La méthodologie proposée dans la présente étude a permis d'éviter les lacunes des études précédentes. L'enregistrement du déplacement du tremblement de chaque segment du membre supérieur sera mesuré à l'aide de lasers de haute précision. Ce qui permettra de déterminer si un réel ajustement est adopté afin de réduire le mouvement du doigt dans une telle position.

Puisque les oscillations de basses fréquences représentent la majorité de l'amplitude du tremblement physiologique, il est logique de prétendre qu'une stratégie de synergie compensatoire devrait agir sur celles-ci afin de réduire le mouvement d'un membre. En 1967, Stiles et Randall (1967) avaient noté l'importance des oscillations entre 0 et 4 Hz dans le spectre de puissance du tremblement, sans toutefois pouvoir l'expliquer. Par la suite, peu d'études se sont attardées au tremblement en termes de déplacement. Suite à l'observation de cohérences entre les segments du membre supérieur entre 1 et 7 Hz, Morrison et Newell (1996) suggèrent justement qu'il serait important de considérer l'ensemble du spectre de puissance, même pour les fréquences qui ne sont pas beaucoup représentées lorsque le tremblement est mesuré en accélération.

La présente étude a permis de répondre à deux questions qui ne sont pas présentement soulevées dans la littérature :

Est-ce que la majorité de l'amplitude du déplacement du tremblement physiologique des segments du membre supérieur est située principalement dans les basses fréquences, comme il a été démontré pour le doigt?

Est-ce que la stratégie de synergie compensatoire observée dans d'autres études lorsque le tremblement est mesuré en accélération est aussi évidente lorsque ce dernier est mesuré en déplacement?

Si une stratégie de synergie compensatoire est observée, la présente étude permettra de répondre à une sous-question :

Est-ce qu'un feedback visuel modifie cette stratégie afin d'améliorer la stabilisation du doigt?

## CHAPITRE III

### HYPOTHÈSES

#### Hypothèse I :

Sachant que la majorité de l'amplitude du tremblement du doigt se situe dans les basses fréquences et que les fréquences de résonance des segments plus proximaux sont inférieures à celle du doigt, nous avançons l'hypothèse que la majorité de l'amplitude du tremblement de tous les segments du membre supérieur sera située dans les basses fréquences. Répondre à la question #1 permettra de confirmer ou d'infirmer cette hypothèse.

#### Hypothèse II :

Si l'hypothèse I est confirmée et sachant que les oscillations de basses fréquences ne sont pas d'origine centrale, le système nerveux central n'adoptera pas une stratégie de synergie compensatoire sur ces oscillations afin de stabiliser le mouvement du doigt lors d'un maintien postural du membre supérieur. Donc, l'amplitude du tremblement du doigt ne sera pas inférieure à l'amplitude prédite par le mouvement généré à l'épaule. Répondre à la question #2 permettra de confirmer ou d'infirmer cette hypothèse.

## CHAPITRE IV

### MÉTHODOLOGIE

Cette partie est consacrée à la méthodologie de la présente étude. La sélection des participants, les variables indépendantes et dépendantes, la description des tâches, la procédure et l'analyse des données y sont présentées en détail.

#### 4.1 Participants

Vingt-cinq participants ont été recrutés. Raethjen *et al.* (2004), rapportent qu'un minimum de 25 participants est nécessaire afin d'obtenir des résultats représentatifs de la population lors d'études sur le tremblement physiologique.

##### 4.1.1 Inclusion et exclusion

Les participants étaient tous être droitiers et âgés entre 18 et 32 ans. Des hommes et des femmes ont été recrutés. Ils ne souffraient d'aucun trouble neurologique, physique, sensitif ou cognitif, selon eux, pouvant altérer leur performance et étaient être en bonne santé physique et mentale.

##### 4.1.2 Recrutement

Les participants ont été recrutés par la publication d'affiches de recrutement (annexe 1), ainsi qu'à l'intérieur de la communauté universitaire.

##### 4.1.3 Risques et avantages

L'expérimentation représente peu de risque. En temps normal, l'utilisation d'un laser pour mesurer le tremblement présente très peu de danger. La principale précaution à prendre était de s'assurer que le participant ne se penche pas pour regarder

directement dans la source d'émission du laser. Les participants ont été avertis de ce danger. De plus, le montage expérimental a été conçu pour minimiser ce type d'incident. Ces précautions ont été mises en place lors de plusieurs expérimentations dans le laboratoire, avec succès.

Les participants n'ont retiré aucun avantage direct en participant à ce projet de recherche, mise à part qu'ils ont permis l'avancement des connaissances sur le tremblement physiologique.

#### 4.2 Éthique

Ce projet de recherche a été approuvé par le Comité institutionnel d'éthique de la recherche avec des êtres humains de l'UQAM (voir l'annexe 6 pour le certificat éthique). L'étudiant chargé de ce projet a reçu une formation sur l'éthique de la part de son directeur de recherche. Cet apprentissage a été bonifié par une formation offerte par un membre du Comité institutionnel d'éthique de la recherche avec des êtres humains (Marc Bélanger) dans le cadre du cours *Méthode de recherche - KIN8611* offert aux étudiants de 2<sup>e</sup> cycle par le département de kinanthropologie de l'UQAM. De plus, l'étudiant a réussi le didacticiel d'introduction à l'Énoncé de politique des trois Conseils dans le cadre d'une formation qui est offerte en ligne : <http://www.pre.ethics.gc.ca/francais/tutorial/> (annexe 2).

Afin d'assurer une confidentialité des participants et des données collectées, un numéro a été attribué à chaque participant et seul le chercheur principal et l'étudiant chargé du projet ont eu accès à la liste de noms associés à ces numéros. Lors de la communication des résultats, le nom des participants n'a été et ne sera en aucun cas communiqué au lecteur du papier ou à l'auditoire de la présentation.

### 4.3 Variables indépendantes

Les variables indépendantes de cette étude étaient les conditions elles-mêmes. Pour chaque condition, le participant était assis confortablement.

**Condition A : Témoin.** Un schéma de la position du participant et des lasers est présenté à la Figure 4.1 A. L'épaule droite du participant devait être en position de flexion ( $90^\circ$ ), son coude en extension, son avant-bras en pronation et sa main et son doigt en position parallèle au sol. Le participant recevait la consigne de seulement garder cette position tout au long de l'enregistrement. Un rideau empêchait le participant de voir son membre supérieur droit. Il devait regarder un écran situé à 120 cm en face de lui. L'écran affichait une barre verticale fixe pour cette condition. Quatre essais de 40 secondes ont été exécutés avec un temps de repos de 60 secondes entre chacun.

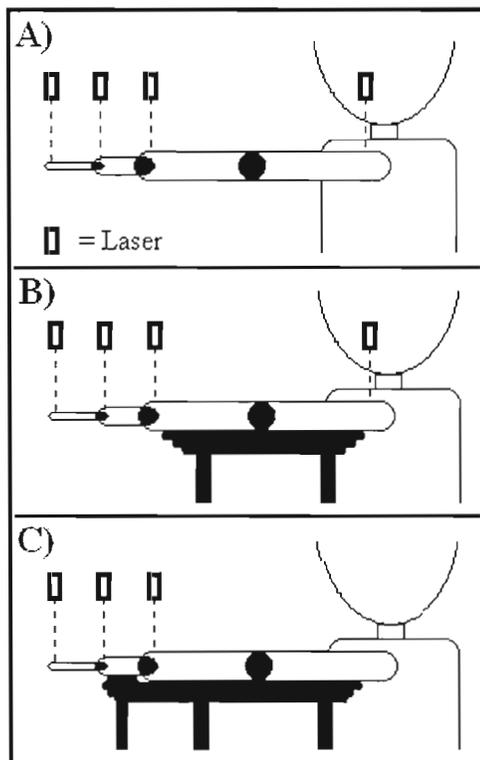
**Condition B : Modulation sans feedback.** La même position était adoptée que lors de la condition A. Le participant recevait la consigne de tenter de stabiliser le mouvement du bout de son doigt (diminution du tremblement), sans tenter de raidir son membre supérieur. Un rideau empêchait le participant de voir son membre supérieur droit. Il devait regarder un écran situé à 120 cm en face de lui. L'écran affichait une barre verticale fixe pour cette condition. Quatre essais de 40 secondes ont été exécutés avec un temps de repos de 60 secondes entre chacun.

**Condition C : Modulation avec feedback.** La même position était adoptée que lors de la condition A. Le participant recevait la consigne de tenter de stabiliser le mouvement du bout de son doigt (diminution du tremblement), sans tenter de raidir son membre supérieur. Un rideau empêchait le participant de voir son membre supérieur droit. Il devait regarder un écran situé à 120 cm en face de lui. L'écran affichait une barre verticale indiquant la position verticale de son doigt. Le

mouvement de ce dernier était amplifié 3.5 fois. Quatre essais de 40 secondes ont été exécutés avec un temps de repos de 60 secondes entre chacun.

**Condition D : Modulation sans feedback (main isolée).** Le participant adoptait la même position que pour la condition A. Son avant-bras et son bras étaient appuyés sur des supports (Figure 4.1 B). Le participant recevait la consigne de tenter de stabiliser le mouvement du bout de son doigt (diminution du tremblement), sans tenter de raidir son membre supérieur. Un rideau empêchait le participant de voir son membre supérieur droit. Il devait regarder un écran situé à 120 cm en face de lui. L'écran affichait une barre verticale fixe pour cette condition. Quatre essais de 40 secondes ont été exécutés avec un temps de repos de 60 secondes entre chacun.

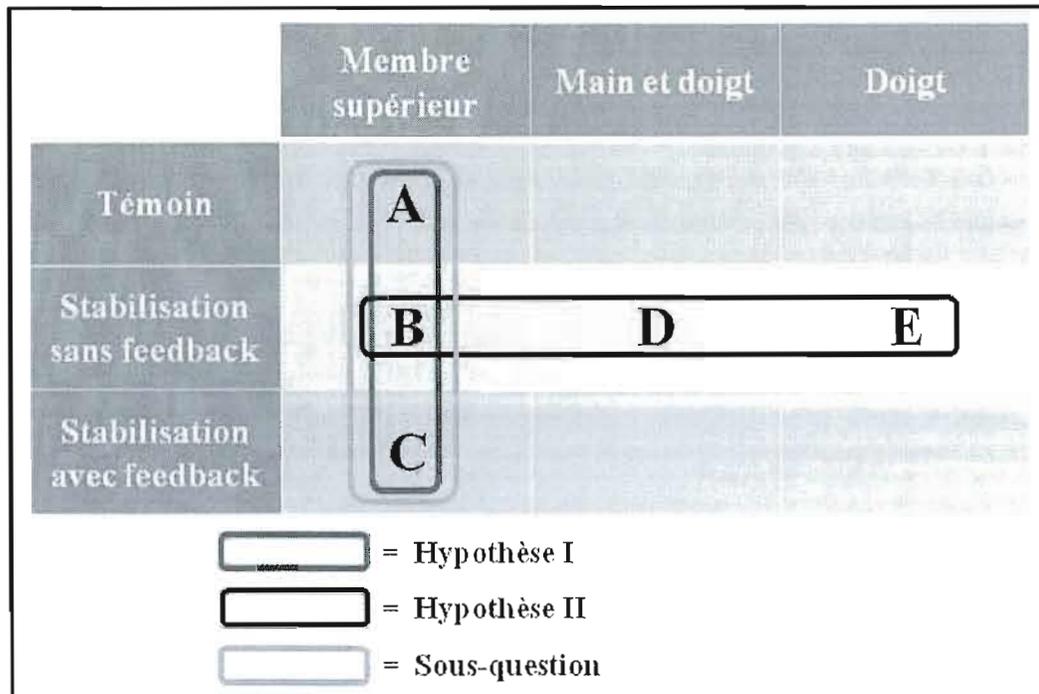
**Condition E : Modulation sans feedback (doigt isolé).** Le participant adoptait la même position que pour la condition A. Sa main, son avant-bras et son bras étaient appuyés sur des supports (Figure 4.1 C). Le participant recevait la consigne de tenter de stabiliser le mouvement du bout de son doigt (diminution du tremblement), sans tenter de raidir son membre supérieur. Un rideau empêchait le participant de voir son membre supérieur droit. Il devait regarder un écran situé à 120 cm en face de lui. L'écran affichait une barre verticale fixe pour cette condition. Quatre essais de 40 secondes ont été exécutés avec un temps de repos de 60 secondes entre chacun.



**Figure 4.1 : Schéma des positions expérimentales des participants.**

**A) Sans support :** Épaule en flexion ( $90^\circ$ ), coude en extension, avant-bras en pronation et main et son doigt en position parallèle au sol (conditions A, B et C). **B) Main isolée :** Même position qu'en A, l'avant-bras et le bras étant appuyés sur des supports (condition D). **C) Doigt isolé :** Même position qu'en A, la main, l'avant-bras et le bras étant appuyés sur des supports (condition E).

Les conditions A, B et C avaient pour objectif de confirmer ou d'infirmer l'hypothèse I et de répondre à la sous-question posée dans le rationale. Les conditions B, D et E avaient pour objectif de confirmer ou d'infirmer l'hypothèse II. La Figure 4.2 illustre le lien entre les conditions expérimentales, les hypothèses et la sous-question.



**Figure 4.2 : Lien entre les conditions expérimentales, les hypothèses et la sous-question.**

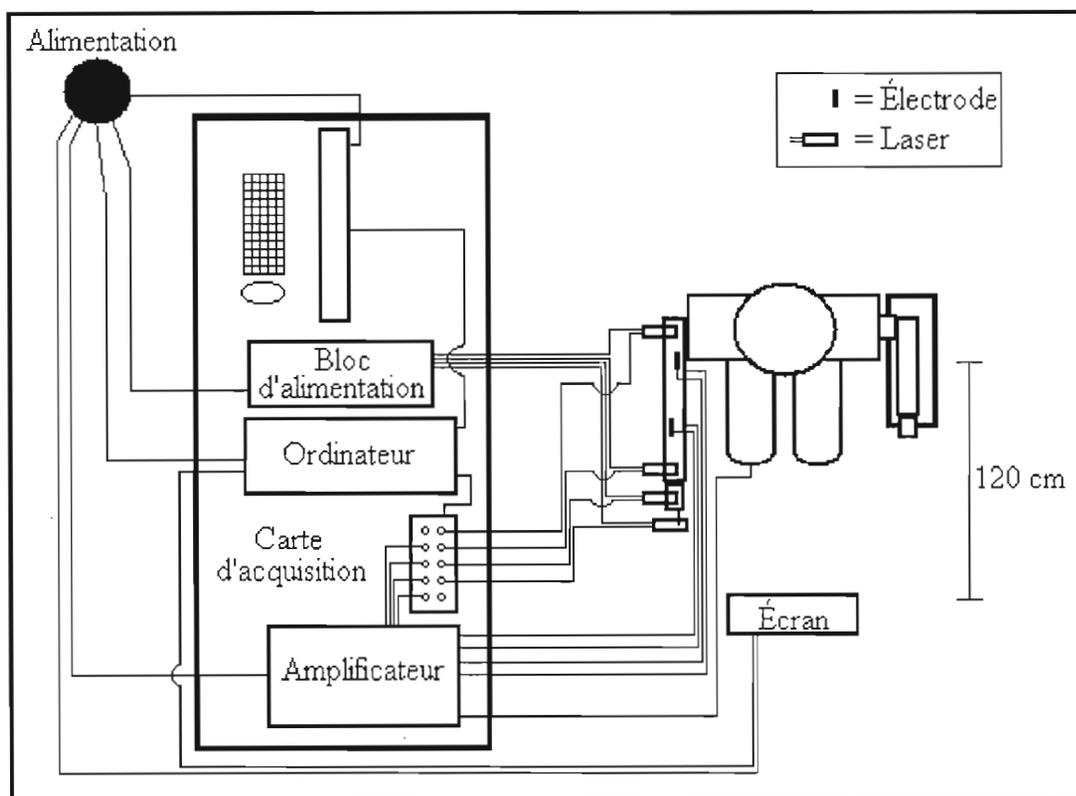
Les conditions comprises dans un carré avaient pour objectif de confirmer ou d'infirmer l'hypothèse représentée par ce dernier, ou de répondre à la sous-question liée à celui-ci.

#### 4.4 Variables dépendantes

Le déplacement de l'index, de la main et du bras a été mesuré avec quatre lasers (LDS 90/45 ; LMI technology, The Netherlands). De ce déplacement, un tracé du tremblement a été obtenu pour chaque segment, ainsi que le tremblement angulaire relatif de l'articulation métacarpo-phalangienne, du poignet et de l'épaule. À partir du tremblement, l'amplitude, la puissance médiane, la dispersion de la puissance, la corrélation, la cohérence et la phase ont été calculées (voir analyse pour plus de détails). Le schéma expérimental de la présente étude est illustré dans la Figure 4.3. Il est à noter que nous avons utilisé l'expression « bras » pour désigner l'ensemble du bras et de l'avant-bras; la position lors de l'expérimentation ne permet pas de

mouvement dans le plan sagittal à l'articulation du coude. Les lasers ont enregistré le déplacement du doigt avec une précision de 0,002 mm et à une fréquence de 2048 Hz. L'utilisation du laser pour mesurer le tremblement a été validée pour la première fois par Beuter *et al.* (1994). Par la suite, cet équipement a été utilisé largement par notre laboratoire (Duval *et al.* 1997; Duval *et al.* 2000; Duval *et al.* 2001; Duval *et al.* 2004; Duval & Jones 2005; Duval *et al.* 2005; Duval 2006; Duval & Norton 2006; Duval *et al.* 2006; Carignan *et al.* 2009; Carignan *et al.* 2010; Daneault *et al.* 2010a) et par d'autres (Norman *et al.* 1999). Dans la littérature, l'accéléromètre est largement utilisé pour mesurer le tremblement. Par contre, l'avantage du laser est qu'il mesure directement le déplacement. L'utilisation d'un accéléromètre ne permet pas d'obtenir une valeur réelle du déplacement (Norman *et al.* 1999). De plus, les oscillations de basses fréquences sont sous-estimées lorsque le tremblement est mesuré avec un accéléromètre. Ces oscillations nous intéressent particulièrement, puisqu'elles constituent la majorité de l'amplitude du déplacement du tremblement (Duval & Jones 2005; Carignan *et al.* 2010).

Lors de l'enregistrement du tremblement, l'activité musculaire de l'extensor digitorum communis, du flexor digitorum superficialis, du extensor carpi radialis brevis, du flexor carpi ulnaris, du deltoideus pars clavicularis et du deltoideus pars spinalis a été mesurée par EMG à l'aide d'électrodes de surface pré-amplifiée connectées à un amplificateur (MA300 D.T.U; Motion Lab System, Baton Rouge, LA, USA). L'extensor digitorum communis et le flexor digitorum superficialis sont souvent utilisés dans l'étude du tremblement du doigt (Norman *et al.* 1999; Vaillancourt & Newell 2000; Keogh *et al.* 2004; Carignan *et al.* 2009).



**Figure 4.3 : Schéma expérimental.**

Le sujet est positionné à 120 cm de l'écran situé en face de lui. Les lasers (LDS 90/45; LMI technology, The Netherlands) sont alimentés par des blocs d'alimentation (Agilent, Modèle E3630A 35W Triple output, 6V, 2.5A &  $\pm 20V$ , 0.5A, Santa Clara, CA, USA) fournissant un courant continu de 15 volts à 0,5 ampère. Les lasers renvoient un signal (entre 0 et 10 volts) informant de la position du segment vers la carte d'acquisition. Après avoir amplifié le signal, les électrodes le renvoient vers l'amplificateur (MA300 D.T.U; Motion Lab System, Baton Rouge, LA, USA), qui lui, dirige l'information vers la carte d'acquisition. L'ordinateur intègre l'information venant de la carte d'acquisition et enregistre l'information. De plus, après analyse, il renvoie l'information nécessaire vers l'écran du participant et de l'expérimentateur. Une mise à la terre sera mise sur le coude du participant. L'ordinateur, l'amplificateur, les blocs d'alimentation et les écrans sont alimentés par le courant alternatif de 120 volts.

#### 4.5 Procédure

Dès le contact initial, le participant était informé des modalités générales de l'expérimentation (i.e., durée de l'expérimentation, conditions expérimentales, aucune compensation monétaire, etc.).

Au début de la séance d'expérimentation, le participant était accueilli par l'expérimentateur. Il devait lire le formulaire de consentement. L'expérimentateur était disponible pour répondre aux questions du participant. Ce dernier devait ensuite signer ce formulaire. Par la suite, le participant devait remplir un formulaire recueillant des informations personnelles (annexe 3). Finalement, le participant devait remplir un test de latéralité, soit le *Edinburgh Handedness test* (annexe 4) qui est inspiré de Oldfield (1971). Tout au long de la séance d'expérimentation, l'expérimentateur était disponible pour guider le participant et répondre à ses interrogations.

À l'aide d'une interface du programme DASyLab, la hauteur des lasers a été ajustée selon les dimensions des segments du membre supérieur du participant. Ceux-ci ont une portée de 45 mm chacun. Afin d'obtenir des résultats plus précis (pour le laser), de légères bandes réfléchissantes ont été installées au niveau de l'ongle de l'index, sur l'extrémité distale du 2<sup>e</sup> métacarpe, sur le processus styloïde du radius et sur l'acromion.

Un test de force maximale, qui sera fait à la fin de l'expérimentation, a servi à exprimer l'activité musculaire en pourcentage de contraction maximale volontaire. La fréquence d'acquisition de l'EMG sera de 2048 Hz.

Pour identifier les endroits où les électrodes étaient posées, l'expérimentateur devait palper aux endroits appropriés sur le membre supérieur du participant. Ce dernier devait faire des mouvements d'extension/flexion de l'index (*extensor digitorum*

*communis* et *flexor digitorum superficialis*), des mouvements d'extension/flexion du poignet (*extensor carpi radialis brevis* et *flexor carpi ulnaris*), des mouvements d'extension/flexion de l'épaule (*deltoideus pars clavicularis* et *pars spinalis*). Cette technique est normalement utilisée afin d'identifier l'emplacement des muscles ciblés (Elble & Randall 1978; Raethjen et al. 2000). Les poils superficiels des endroits ciblés ont été rasés sur une surface d'environ 15 cm<sup>2</sup>.

Suite à la mise en place de l'équipement, l'enregistrement du tremblement et de l'EMG pouvait commencer. Chacune des tâches a été expliquée avant le commencement de celles-ci.

Pour chaque participant, la condition A a été exécutée en premier. Par la suite, les participants ayant un numéro impair ont exécuté dans l'ordre les conditions D, B, E et C, et les participants ayant un numéro pair exécuteront dans l'ordre les conditions E, C, D et B. De cette façon, la condition témoin a toujours été exécutée en premier afin d'éviter que les participants tentent de stabiliser leur membre supérieur comme exigé pour les autres conditions. Afin d'éviter un effet de fatigue, les autres conditions qui sollicitent l'articulation de l'épaule (B et C) ont été alternées. De plus, les conditions A, B et C ont été séparées d'une condition qui ne sollicite pas les muscles de l'épaule.

**Test de force maximale.** L'avant-bras et la main appuyés sur une table, le participant devait exécuter une extension de l'index droit contre une résistance. Une contraction maximale d'environ 6 à 8 secondes sera exigée. Le même protocole a été appliqué pour la flexion de l'index. Dans la même position, le participant devait exécuter une extension du poignet droit, et ensuite une flexion, contre une résistance. Finalement, une extension et une flexion de l'épaule droite a été exécutées contre une résistance. Une deuxième prise de mesure a été faite en gardant le même ordre, dans le but de permettre un repos entre les contractions maximales.

La **distance entre les lasers** a été mesurée pour chaque participant. Cette mesure a permis d'établir l'angle relatif entre chaque segment.

À la fin de l'expérimentation, les électrodes ont été retirées délicatement. Le participant avait accès au matériel nécessaire afin de bien nettoyer les résidus de colle sur la peau. Le participant a ensuite été remercié.

Le temps total moyen pour l'expérimentation était d'environ 90 minutes. Les étapes de l'accueil, du consentement, de la prise de renseignements personnels, du test de latéralité étaient d'une durée d'environ 10 minutes. La pose des électrodes et la l'ajustement des lasers étaient d'une durée d'environ 15 minutes. Le temps d'exécution des cinq conditions étaient d'une durée d'environ 55 minutes. Les tests de force maximale, le retraitement de l'équipement et la conclusion de l'expérimentation étaient d'une durée d'environ 10 minutes. De façon générale, le temps total d'exécution a été respecté.

#### 4.6 Analyse

L'analyse du tremblement a été faite à l'aide du logiciel S-Plus (Mathsoft, Seattle, WA, USA). Les formules utilisées sont présentées à l'annexe 7. Préalablement à l'analyse reliée directement aux hypothèses ou à la sous-question, une préparation des signaux a été réalisée sur les mesures obtenues par les quatre lasers et les électrodes EMG. Cette préparation a permis d'obtenir les traces du tremblement linéaire du doigt, de la main et du bras, les traces du tremblement angulaire relatif de l'articulation métacarpo-phalangienne, du poignet et de l'épaule, ainsi que le pourcentage de contraction volontaire maximale de chacun des muscles étudiés.

#### 4.6.1 Traitement des signaux

##### 4.6.1.1 Tremblement linéaire

Les données du déplacement des segments ont été réduites de 2048 Hz à 256 Hz à l'aide d'une moyenne passante. Ensuite, le signal exprimé en volts a été transformé en millimètres, selon un ratio de 1 volt pour 4,5 millimètres. C'est-à-dire que le signal en volt a été divisé par une constante, i.e.,  $0, \bar{2}$  (voir Annexe 7 pour plus de détails).

Ensuite, la trace du tremblement linéaire du doigt, de la main et du bras a été obtenue en utilisant la méthode suivante. Les données ont été filtrées dans le but de garder seulement les fréquences associées au tremblement physiologique, soit entre 1 et 30 Hz. Ce filtrage consiste en un filtre passe-haut (1 Hz) et un filtre passe-bas (30 Hz). De façon plus précise, à partir du signal du tremblement, qui est exprimé sur une échelle de temps, un spectre de puissance a été obtenu en appliquant une Transformée de Fourier Rapide (FFT). Ce spectre de puissance a été exprimé sur une échelle de fréquences (en Hz). Les données se trouvant en dessous de 1 Hz et au-dessus de 30 Hz, ont été enlevées, pour ne garder seulement celles à l'intérieur des fréquences associées au tremblement physiologique. Ensuite, le spectre de puissance a été retransformé sur une échelle de temps à l'aide d'une FFT-inverse.

##### 4.6.1.2 Tremblement angulaire relatif

Comme pour le tremblement linéaire, le signal a été réduit et transformé en millimètres. Le tremblement angulaire relatif a été calculé pour l'articulation métacarpo-phalangienne, le poignet et l'épaule. Le signal a été filtré entre 1 et 30 Hz selon la même méthode utilisée pour le tremblement linéaire. Les formules permettant le calcul du tremblement angulaire sont présentées en annexe 7.

Pour les analyses subséquentes, le signal du tremblement (linéaire et angulaire relatif) de chaque essai a été séparé en fenêtres de 5 secondes. La moyenne des valeurs

obtenues pour chaque fenêtre de 5 secondes déterminait la valeur de l'essai. Cette technique permettait de réduire l'impact d'un événement contrastant de très courte durée sur l'ensemble d'un essai.

#### 4.6.1.3 Analyse de l'EMG

Les données d'EMG ont été réduites de 2048 Hz à 1024 Hz à l'aide d'une moyenne passante. Ensuite, les données ont été filtrées entre 20 et 256 Hz (en utilisant la même méthode que pour le tremblement). Le signal a ensuite été séparé en fenêtres de 5 secondes. Une moyenne quadratique a été appliquée sur chacune des fenêtres de 5 secondes, et une moyenne des fenêtres a été calculée pour chaque essai. Le résultat obtenu a ensuite été divisé par le résultat du test de force maximale et multiplié par 100, afin d'obtenir un pourcentage de contraction volontaire maximale.

#### 4.6.2 Analyse relative aux hypothèses

##### 4.6.2.1 Hypothèse I

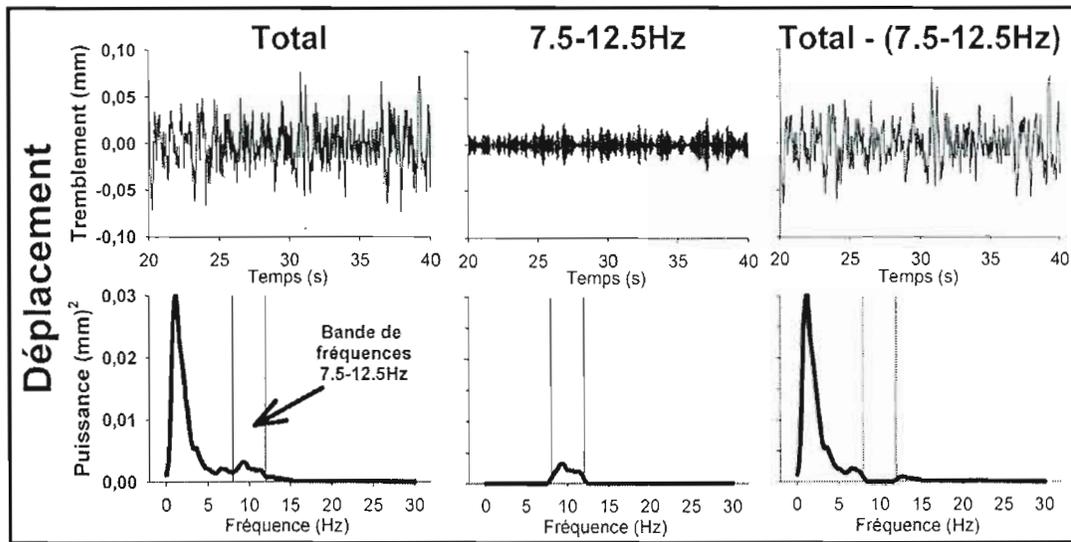
Afin de confirmer ou d'infirmer l'hypothèse I, nous avons réalisé une analyse qui nous a permis dans le passé de démontrer l'importance des différentes portions du spectre de puissance du tremblement (Carignan et al. 2010). Cette analyse a été réalisée sur le tremblement linéaire de chaque segment et sur le tremblement angulaire relatif de chaque articulation. Les essais des conditions A, B et C ont été analysés.

L'amplitude du tremblement a été calculée en appliquant une moyenne quadratique sur le tremblement. La valeur obtenue a été multipliée par  $(2 \times \sqrt{2})$  afin d'obtenir une valeur plus réelle de l'amplitude du tremblement.

Le tremblement a été divisé en plusieurs bandes de fréquences, soit : 0 à 3,5 Hz, 3,5 à 7,5 Hz, 7,5 à 12,5 Hz, 12,5 à 16,5 Hz et 16,5 à 30 Hz. Cette division des bandes de

fréquences a pour objectif de cibler les différentes composantes du tremblement physiologique. Les oscillations comprises dans chacune des bandes de fréquences ont été isolées en utilisant la même technique que pour filtrer le tremblement. Par exemple, pour la bande de 7,5 à 12,5 Hz, un filtre passe-haut à 7,5 Hz et un filtre passe-bas à 12,5 Hz ont été appliqués au signal du tremblement. L'amplitude du tremblement de chacune des bandes de fréquences a été calculée et ensuite exprimée en pourcentage par rapport à l'amplitude du signal total (1 à 30 Hz).

Afin d'établir l'effet d'une suppression complète d'une bande de fréquences sur l'amplitude d'un signal, les oscillations de chacune des bandes de fréquences ont été retirées à tour de rôle. Par exemple, pour la bande de 7,5 à 12,5 Hz, les oscillations comprises entre 7,5 et 12,5 Hz ont été retirées du signal original. L'amplitude du nouveau signal obtenu a été calculée et ensuite exprimée en pourcentage par rapport à l'amplitude du signal total (1 à 30 Hz). La Figure 4.4 illustre l'analyse décrite ci-haut.



**Figure 4.4 : Illustration d'un exemple d'analyse d'amplitude relative des oscillations d'une bande de fréquences.**

Un exemple d'une trace du déplacement du tremblement et son spectre de puissance est illustré pour la totalité des oscillations (*gauche*), pour les oscillations entre 7,5 et 12,5 Hz (*centre*) et pour les oscillations comprises en-dessous de 7,5 Hz et au-dessus de 12,5 Hz (*droite*).

Cette analyse a aussi été réalisée sur la vitesse et l'accélération du signal. Ces valeurs ont été obtenues en dérivant le signal du déplacement.

Une analyse de la variance à mesure répétée a permis de déterminer si une différence existe entre les valeurs obtenues lors des conditions A, B et C. De plus, une analyse de la variance simple a permis de déterminer si une différence existe entre les valeurs obtenues en déplacement, en vitesse et en accélération. Pour ces deux analyses, si une différence était décelée, une analyse *post hoc* de Tukey a été utilisée afin de déterminer quelles étaient les conditions significativement différentes. Le seuil pour établir une différence significative sera établi à  $p < 0,05$ .

De plus, afin de bien illustrer l'importance des différentes portions du spectre de puissance du tremblement en déplacement, vitesse et accélération, l'analyse suivante

a été réalisée sur le tremblement linéaire du doigt, de la main et du bras, ainsi que sur le tremblement angulaire relatif de l'articulation métacarpo-phalangienne, du poignet et de l'épaule.

À partir du spectre de puissance, une fenêtre de 4 Hz sera déplacée à chaque 0,2 Hz en partant de 1 Hz et jusqu'à 30 Hz. Les oscillations à l'intérieur des fenêtres ont alors été enlevées du signal original et l'amplitude du nouveau signal obtenu a été calculée. Cette amplitude a été comparée à l'amplitude du signal original et exprimée en pourcentage. Par la suite, le même type d'analyse a été réalisé, mais en gardant seulement les oscillations comprises à l'intérieur des fenêtres.

#### 4.6.2.2 Hypothèse II

Afin de confirmer ou d'infirmer l'évidence d'une stratégie de synergie compensatoire lorsque le tremblement est mesuré en déplacement (hypothèse II), la condition B a été analysée selon la méthode décrite ci-dessous.

La cohérence a été calculée entre le déplacement du tremblement linéaire des paires de segments suivantes : doigt-main, main-bras, doigt-bras. La cohérence a été aussi calculée entre le tremblement angulaire relatif des paires d'articulations suivantes : métacarpo-phalangienne-poignet, poignet-épaule, métacarpo-phalangienne-épaule. Dans les deux cas, la cohérence maximale obtenue pour chaque bande de fréquences a été retenue.

Si une cohérence significative était obtenue, la phase était calculée à partir des fréquences auxquelles la cohérence maximale a été identifiée pour chacune des bandes de fréquences. La phase dénote si des oscillations agissent de façon synchronisée ou opposée. Le résultat se situe entre  $0^\circ$  pour les oscillations parfaitement synchronisées et  $180^\circ$  pour les oscillations parfaitement opposées.

Une corrélation-croisée a été réalisée entre le tremblement linéaire de chaque paire de segments possible et entre le tremblement angulaire relatif de chaque paire d'articulations possible. Un décalage de  $\pm 1$  seconde a été utilisé, avec un incrément de un point (1/256 seconde). La valeur de corrélation la plus élevée pour chaque essai a été retenue.

Les analyses utilisées étaient semblables à celles qui ont permis de décrire la stratégie de synergie compensatoire (Morrison & Newell 1996; Morrison & Newell 1999; Morrison & Newell 2000). Dans le but de confirmer les résultats des études précédentes et d'éviter une divergence méthodologique, les analyses de cohérence, de phase et de corrélation-croisée ont aussi été effectuées sur l'accélération du signal. Par la suite, une analyse de la variance simple a permis d'établir si une différence significative existe entre les valeurs trouvées lors de l'analyse en déplacement et celle en accélération. Si une différence était décelée, une analyse *post hoc* de Tukey a été utilisée afin de déterminer quelles étaient les conditions significativement différentes. Le seuil pour établir une différence significative sera établi à  $p < 0,05$ .

En plus des analyses décrites ci-haut qui sont utilisées normalement pour définir la synergie compensatoire, nous avons identifié si des changements des caractéristiques du tremblement ont eu lieu entre la condition B et les conditions D et E, où la main et le doigt étaient isolés mécaniquement. Le tremblement linéaire du doigt, de la main et du bras, ainsi que le tremblement angulaire relatif de l'articulation métacarpo-phalangienne et du poignet ont été analysés selon les méthodes décrites ci-dessous.

L'amplitude du tremblement a été calculée selon la méthode utilisée précédemment.

La fréquence médiane de la puissance a été calculée par rapport au spectre de puissance de la vitesse du tremblement. La valeur obtenue est la fréquence (Hz) à laquelle on retrouve de part et d'autre, la moitié de la puissance du tremblement.

La dispersion de la puissance est l'étendue que représente 68% de la puissance du tremblement autour de la fréquence médiane de la puissance (Duval et al. 2000; Duval et al. 2001; Duval & Jones 2005; Duval et al. 2005; Duval 2006; Duval & Norton 2006; Duval et al. 2006; Carignan et al. 2009; Carignan et al. 2010; Daneault et al. 2010a). La dispersion de la puissance est exprimée en Hz.

Une analyse de la variance à mesure répétée a permis de déterminer si une différence existe entre les conditions A, D et E, pour l'amplitude du tremblement, l'amplitude de chacune des bandes de fréquences, la fréquence médiane de la puissance et la dispersion de la puissance. Si une différence était décelée, une analyse *post hoc* de Tukey était utilisée afin de déterminer quelles étaient les conditions significativement différentes. Le seuil pour établir une différence significative était établi à  $p < 0,05$ .

De plus, une analyse de la variance à mesure répétée a permis de déterminer si une différence existe entre chaque condition pour l'EMG de chacun des muscles étudiés. Si une différence était décelée, une analyse *post hoc* de Tukey était utilisée afin de déterminer quelles étaient les conditions significativement différentes. Le seuil pour établir une différence significative était établi à  $p < 0,05$ .

#### 4.6.2.3 Sous-question

Une analyse semblable à celle utilisée pour confirmer ou infirmer l'hypothèse II a été réalisée afin d'établir si le feedback visuel modifie la stratégie de synergie compensatoire afin d'améliorer la stabilisation du doigt. Les analyses de la cohérence, de la phase et de la corrélation-croisée ont été réalisées sur les essais des conditions A, B et C. Des analyses de la variance à mesure répétée ont permis de déterminer si une différence existe entre les cohérences obtenues lors des conditions A, B et C, entre les phases obtenues lors des conditions A, B et C, ainsi qu'entre les corrélations-croisées obtenues lors des conditions A, B et C. Pour ces trois analyses, si une différence significative était décelée, une analyse *post hoc* de Tukey était

utilisée afin de déterminer quelles étaient les conditions significativement différentes. Le seuil pour établir une différence significative était établi à  $p < 0,05$ .

De plus, l'amplitude du tremblement linéaire du doigt a été calculée selon la méthode utilisée précédemment. L'amplitude de chacune des bandes de fréquences a aussi été calculée. Une analyse de la variance à mesure répétée a permis de déterminer si une différence existe entre l'amplitude du tremblement linéaire du doigt entre les conditions A, B et C, ainsi que pour chaque bande de fréquences. Si une différence significative était décelée, une analyse *post hoc* de Tukey était utilisée afin de déterminer quelles ont été les conditions significativement différentes. Le seuil pour établir une différence significative était établi à  $p < 0,05$ .

Une analyse de la variance à mesure répétée a permis de déterminer si une différence existait entre chaque condition pour l'EMG de chacun des muscles étudiés. Si une différence était décelée, une analyse *post hoc* de Tukey était utilisée afin de déterminer quelles étaient les conditions significativement différentes. Le seuil pour établir une différence significative était établi à  $p < 0,05$ .

## CHAPITRE V

### UPPER LIMB PHYSIOLOGICAL TREMOR ORGANIZATION

Benoit Carignan<sup>1</sup>, Jean-François Daneault<sup>2</sup> & Christian Duval<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Département de Kinanthropologie, Université du Québec à Montréal, Montréal,  
Québec, Canada

<sup>2</sup>Department of Neurology and Neurosurgery, Montreal Neurological Institute,  
McGill University, Montreal, Quebec, Canada

**Key words:** physiological tremor, laser, upper limb, noise, modulation, compensatory synergy, voluntary, involuntary.

## 5.1 Abstract

**INTRODUCTION:** Upper limb multi-segmental physiological tremor has been suggested to be intrinsically organized to reduce amplitude of the finger tip in postural position. However, no direct measures have been used to identify the real impact of this “compensatory synergy”. Additionally, voluntary modulation of single-segment tremor amplitude has been demonstrated in the past however, voluntary modulation of multi-segmental tremor amplitude has been sparsely investigated and the effect of such a modulation on compensatory synergy properties has never been explored.

**OBJECTIVE:** (1) Identify whether a compensatory synergy can be observed while tremor displacement is assessed. (2) Identify whether it is possible to voluntarily modulate the amplitude of upper limb tremor.

**METHODS:** Tremor of the finger, the hand, the arm and the shoulder was assessed using laser displacement sensors while the upper limb was in a vertical postural position in front of the participant. This method allowed us to directly measure the impact of a potential compensatory synergy. Tremor was assessed in three conditions: i) *Control Condition*, participants had to maintain their arm in a stable position. ii) *Position Feedback Condition*, participants had to stabilize their finger tip to match its height with a stationary target shown on a computer screen in front of them. iii) *Tremor Modulation Condition*, participants had to voluntarily reduce their tremor amplitude using a feedback of the linear envelope of their finger tremor. To identify possible causes of tremor characteristic changes, electromyography of upper arm muscles was measured as well as the displacement of the rib cage and the abdomen.

**RESULTS:** Our results show strong correlations, high coherences and in-phase movement between tremor displacement oscillations of different upper limb segments. Moreover, the results show clearly that the amplitude of finger tremor was

not lower than what would be expected from a rigid upper limb. Finally, only when actual oscillation amplitude was provided to participants that they were able to reduce their tremor. This reduction was not accompanied with any form a compensatory mechanisms that would have manifested itself by a change in the relationship between limb segments.

**SIGNIFICANCE:** Our results strongly suggest that there is no upper limb physiological tremor organization between limb segments and that compensatory synergy could not be observed. In addition, participants were able to modulate tremor amplitude without affecting the prior relationship between limb segments. These results suggest that tremor is merely a noise within the motor system but also that this noise can be voluntarily reduced when required.

## 5.2 Introduction

The definition of tremor generally used is the one provided by Elble and Koller (1990), in which they described it as an involuntary oscillatory movement with rhythmic properties and sinusoidal tendencies. Physiological tremor is present in every healthy individual and is of very low amplitude (e.g.: about 0.1 to 0.2mm for the amplitude of finger tremor (Duval & Jones 2005; Carignan et al. 2010)). Physiological tremor is composed of oscillations which stem from two principal components: the mechanical-reflex component and the centrally-driven component. The mechanical-reflex component is driven by the resonance properties of a segment and could be influenced by reflex activities (Stiles & Randall 1967; Elble & Randall 1976; Stiles 1976; Elble & Randall 1978; Vaillancourt & Newell 2000). The resonance frequency is directly proportional to the square root of the rigidity of a segment, and inversely proportional to the square root of its inertia. Consequently, a larger segment has a lower resonance frequency than a smaller one. For instance, the resonance frequency of the finger is between 15-30Hz (Stiles & Randall 1967; Elble & Randall 1978; Vaillancourt & Newell 2000), whereas it is close to 8-9Hz for the hand (Stiles & Randall 1967; Stiles 1976; Elble & Randall 1978), and around 3Hz for the elbow (Fox & Randall 1970). The central component of physiological tremor, on the other hand, is believed to originate from supra-spinal centers and comprises oscillations at frequencies between 8-12Hz (Lamarre 1975; Llinas 1984; Elble 1995; Koster et al. 1998). Of note is that the oscillations stemming from the central component overlap with the ones from the resonance component of the hand.

Although tremor characteristics of isolated segments have been extensively examined in the past, few studies have compared tremor properties from different segments of the upper limb concurrently. Morrison and Newell (1996; 1999; 2000) observed an organization of tremor oscillations between segments when the upper limb is held in a postural position against gravity. They showed that the acceleration of tremor oscillations of the finger were out of phase with that of the arm, which meant that

when the arm accelerated, the finger had a tendency to decelerate, hence reducing finger movement output. They called this organization a compensatory synergy. The function of this synergy was proposed to be a mechanism to reduce the amplitude of tremor at the tip of the finger. This would occur by reducing the degrees of freedom in the upper limb, by immobilizing the metacarpophalangeal and elbow joints. Then, the wrist and the shoulder joints could act in a complementary fashion, i.e.: move out of phase with each other to reduce tremor acceleration amplitude at the tip of the finger. Takanokura et al (2007) observed similar results as they performed a comparable task. Logically, the end goal of such an organization would be to reduce the noise created by physiological oscillations that is tremor during purposeful tasks.

The results of Morrison and Newell (1996; 1999; 2000), and Takanokura et al (2007) were obtained using accelerometers and thus, can only be associated to limb acceleration. Unfortunately, when using this method, oscillations of low frequencies are under-estimated while high frequency oscillations are emphasized (Randall & Stiles 1964; Norman et al. 1999; Carignan et al. 2010). It is known that for tremor, the majority of amplitude is located in low frequency oscillations (Stiles & Randall 1967; Morrison & Newell 1996; Duval & Jones 2005; Carignan et al. 2010). Indeed, the amplitude of oscillations located between 1-3.5Hz accounts for more than 87% of total tremor displacement amplitude (Carignan et al. 2010). Moreover, a complete suppression of the oscillations located between 8-12Hz will only lead to a reduction of 3% of total tremor amplitude (Carignan et al. 2010). If the compensatory mechanism observed by Morrison and Newell (1996; 1999; 2000) exists, it should be even more prominent in the low frequency components where the majority of tremor is found. In the current study, we propose to observe the organization of upper limb physiological tremor by using a method that directly measures the displacement of the segments, which allows us to examine the oscillations located in the low frequencies of the power spectrum. We will also examine acceleration so as to determine whether we can replicate previous results (Morrison & Newell 1996;

Morrison & Newell 1999; Morrison & Newell 2000; Takanokura et al. 2007). Thus, our first objective is to identify whether a compensatory synergy can be observed while tremor displacement is assessed.

Since a compensatory synergy's function would be to reduce tremor at the finger tip through an intrinsic organization, we also wanted to verify whether tremor amplitude could be modulated through voluntary processes. Keogh et al (2004) have previously demonstrated that tremor of the finger increases when participants are asked to reduce it while holding their upper limb against gravity. However, in that study, only a feedback of finger position was given to the participants, not the actual tremor. In recent papers (Carignan et al. 2009; Daneault et al. 2010a; Daneault et al. 2010c), we demonstrated that physiological tremor amplitude of the finger can be voluntarily reduced. Here, finger tremor and not displacement was given as feedback to the participants. Also, contrary to Keogh et al (2004), the forearm and hand were supported in our studies, leaving only finger tremor to be studied. In the present study we will examine, using a feedback of tremor, whether a modulation occurs in the different segments as the entire upper limb is held against gravity, and whether there is a change in the relationship between segments that can be associated with the compensatory synergy proposed by Morrison and Newell (1996; 1999; 2000) during such a modulation task. Thus, our second objective is to identify whether it is possible to voluntarily modulate the amplitude of upper limb tremor.

### 5.3 Materials & methods

#### 5.3.1 Participants

Twenty-five (12 females,  $24.2 \pm 2.5$  years  $\pm$  SD) healthy volunteers participated in this experimentation, which was approved by the institutional ethics board of the University of Quebec in Montreal. All participants were right-handed according to the Edinburgh Handedness test.

### 5.3.2 Study Design

During the experimentation, participants were seated comfortably on a chair. They were asked to raise their arm horizontally in front of them, parallel to the floor by maintaining a flexion of 90° at the right shoulder, an extension of the elbow, a pronation of the right forearm and an extension of the right index. Vertical tremor displacement was measured simultaneously with four high precision lasers (LDS 90/45; LMI technology, The Netherlands) at the tip of the index (finger tremor), at the distal extremity of the second metacarpal (hand tremor), at the styloid process of the radius (wrist tremor) and at the acromion of the scapula (shoulder tremor). Note that the forearm and the upper arm were considered as one segment, since the pronation of the forearm does not allow movement in the vertical axis at the elbow joint. Precision of the lasers is below 0.002mm. Also, distances between lasers, i.e. distances between joints, were measured. Surface electromyography (EMG) of the *extensor digitorum communis*, the *flexor digitorum superficialis*, the *extensor carpi radialis brevis*, the *flexor carpi ulnaris*, the *triceps brachii*, the *biceps brachii*, the *deltoideus pars clavicularis*, the *deltoideus pars acromialis* and the *deltoideus pars spinalis* was recorded (MA300 D.T.U; Motion Lab System, Baton Rouge, LA, USA). Participants were asked to lean against the back of a chair to limit body sway, which could have influenced upper limb tremor. Since respiration could have also been a potential source of influence on tremor of the upper limb, the displacement of the rib cage and abdomen were measured using two elastic bands sensitive to stretching. Acquisition of all data was performed using Data Acquisition System Laboratory (DASYLab, National Instruments Ireland Resources Limited; measX GmbH & Co.KG, Germany) and sampled at a frequency of 2,048Hz.

Tremor was assessed in 3 conditions: *i) Control Condition*: participants were asked to stabilize the tip of their index finger, while a flat line was progressing horizontally on a computer screen located 120cm in front of them. This line did not provide any information, but was simply used to provide a visual feedback in all conditions. *ii)*

*Position Feedback Condition*: a triangle indicated the vertical position of the tip of the finger on the computer screen. Participants were asked to match the tip of this triangle with a stationary target. *iii) Tremor Modulation Condition*: using a method described in detail elsewhere (Carignan et al. 2009; Daneault et al. 2010a) the linear envelope of finger tremor was provided to the participant on the computer screen. Participants were asked to modulate, i.e. reduce tremor amplitude of their finger. Participants were asked to avoid unnecessary muscle co-contraction of the upper-limb. The major difference between the *Position Feedback Condition* and the *Tremor Modulation Condition* is that in the former, only the position of the finger was presented while in the latter, the position was presented in concert with the amplitude of tremor. Four trials of 40 seconds were performed for each condition, with a rest period of 90 seconds between each trial. Each condition was separated by an 11 minutes block period in which participants' finger and hand tremor was assessed while their forearm was supported. These periods allowed for the minimization of fatigue at the shoulder joint if any was present. These tasks are not considered in the present paper. The *Control Condition* was always performed first and the two other conditions were alternated between participants.

At the end of the experimentation, participants were asked to perform a maximal voluntary contraction (MVC) test for every muscle assessed by EMG. This allowed us to express EMG amplitude in percentage of MVC (%MVC).

#### 5.3.2.1 Data & Statistical Analysis

Displacement obtained from the lasers was processed to obtain a tremor signal. First, the data was down-sampled to 256Hz. Then, the data was high-pass filtered at 1Hz and low-pass filtered at 30Hz using a FFT-inverse FFT method (tapered from 0.5 to 1Hz and 29.5 to 30Hz, with a ramp of width 0.5Hz) to keep frequencies of interest. This yielded a tremor displacement time series. To obtain the acceleration time series, the displacement time series was differentiated twice.

To identify whether a compensatory synergy exists, four different techniques were used. First, Pearson correlations between segment pairs were calculated to see whether segments moved together. Second, a cross-correlation analysis was performed to determine whether stronger correlation coefficients could be obtained by introducing a time lag. Third, the relationship between segments in the frequency domain was explored using coherence analysis. Note that these abovementioned analyses were performed on both the tremor displacement time series and tremor acceleration time series in an effort to replicate the results obtained by Morrison and Newell (1996; 1999; 2000). Fourth, tremor amplitude measured at the finger was compared to what would be expected if the upper limb was a rigid body. If a compensatory mechanism exists, it would be expected that the actual tremor amplitude would be lower than that of the rigid model. Detailed explanations of these analyses are presented below.

#### 5.3.2.2 Correlation

Pearson correlations were performed between tremor displacement time series of each paired segments, i.e.: finger-hand, finger-wrist, hand-wrist, finger-shoulder, hand-shoulder and wrist-shoulder. Correlation coefficients are expressed in squared values. A correlation coefficient approaching -1 would indicate that segments moved in opposite directions at a specified time. One-way repeated measures ANOVA was performed between mean correlation coefficients of each condition for all paired segments to identify whether there was a condition effect. If a significant difference was observed, Tukey's post hoc was performed to identify which conditions differed.

#### 5.3.2.3 Cross-correlation

Cross-correlation analysis was performed between all paired segments, using a time lag of  $\pm 1$  second with an increment of one frame (1/256 second). Strongest possible correlation coefficient was kept for each paired segments in each trial, while time lag was recorded. One-way repeated measures ANOVA was performed between mean

correlation coefficients of each condition for all paired segments. One-way repeated measures ANOVA was also performed between mean time lag of each condition for all paired segments. If a significant difference was observed, Tukey's post hoc was performed to identify which conditions differed.

#### 5.3.2.4 Coherence

Coherence analysis was performed between the power spectrums of the same paired segments mentioned above, except for the pairs in which the shoulder was involved. For this analysis, the power spectrum of the time series was separated in five frequency bands, i.e.: 1-4Hz, 4-8Hz, 8-12Hz, 12-17Hz and 17-30Hz. This specific selection of frequency bands has been useful in the past to isolate mechanical from central components of tremor (Duval et al. 2005; Carignan et al. 2009; Carignan et al. 2010; Daneault et al. 2010a). This separation of frequency bands does not preclude the notion that some overlap may exist between mechanical, reflex, resonance and central components of physiological tremor. Average coherence for every 5 s epoch, at every 0.2 Hz from 1 to 30 Hz, was calculated for each trial. Then, peak coherence within each specified frequency band, for every condition, was identified. Next, for each peak coherence identified, phase analysis was performed at that specific frequency. High coherence within a specific frequency band of a paired segment would mean a high association between the spectral characteristics of those segments. A phase shift near zero degree would mean that the spectral characteristics within that frequency band changed together (i.e., in phase), while a phase shift near 180 degrees would mean an inversion of spectral characteristics (i.e., out of phase). One-way repeated measures ANOVA was performed between mean coherence of each condition for all paired segments within the specified frequency bands. One-way repeated measures ANOVA was also performed between mean phase of each condition for all paired segments within the specified frequency bands. If a significant difference was observed, Tukey's post hoc was performed to identify which conditions differed.

#### 5.3.2.5 Expected Finger Tremor

Actual tremor amplitude of the finger was calculated by applying a root mean square (RMS) to every 5 second epochs of the signal. Amplitude retained for one trial is the average of all epochs multiplied by  $2 \cdot 2^{0.5}$  for a better representation of the oscillations' amplitude. Then, Expected Finger Tremor amplitude was calculated using the following method. First, the time series of the angular tremor of the arm, i.e. angle of the shoulder, was calculated using the displacement time series at the wrist and at the shoulder as well as the distance separating these joints. Then, the signal was filtered using the same method describe above for linear tremor. Finally, to obtain the Expected Finger Tremor time series, the new angular tremor time series of the arm was then extrapolated from the tremor displacement time series of the shoulder to the tip of the finger, since upper limb length was measured. Expected Finger Tremor amplitude was then calculated the same way as the actual recorded tremor. Independent T-tests were performed between mean actual finger tremor amplitude and the mean Expected Finger Tremor amplitude for each condition. Furthermore, to better visualize the relationship between both amplitude calculations, Pearson's correlation was performed between both values obtained for each trial. Correlation coefficients are expressed in squared values.

#### 5.3.2.6 Tremor Modulation

Tremor amplitude of the finger, the hand, the wrist and the shoulder time series were calculated using the same method described above. One-way repeated measures ANOVA was performed between conditions for each segment. If a significant difference was found, Tukey's post hoc was performed to identify which conditions differed.

#### 5.3.2.7 Electromyography

Since rigidity of the limb one of the factor that could influence tremor characteristics, EMG was recorded to control for the level of muscular activity of the upper limb

throughout the experimentation. The EMG was down-sampled to 1,024Hz and then, high-pass filtered at 20Hz and low-pass filtered at 256Hz using a FFT-inverse FFT method (tapered from 19.5 to 20Hz and 255.5 to 256Hz, with a ramp of width 0.5Hz). EMG amplitude was calculated by applying a RMS to the signal. Values obtained were then transformed in %MVC. One-way repeated measures ANOVA was performed between conditions for EMG of each muscle assessed. If a significant difference was founded, Tukey's post hoc was performed to identify which conditions differed.

#### 5.3.2.8 Respiration

Respiration (i.e.: displacement of rib cage and abdomen) could have also been susceptible to influence tremor characteristics thus it was compared between conditions. Correlation analysis between tremor amplitude and respiration parameters was examined to identify whether a relationship existed. Data from the respiration was down-sampled to 256Hz and low-pass filtered at 0.5Hz using the method described above. The mean duration of one complete cycle and mean amplitude (peak to peak) of respiration were calculated for each trial. Respiration amplitude was transformed in percentage of mean amplitude by first averaging all respiration amplitude for one participant and then, dividing the respiration amplitude of one trial from that participant by that mean and multiplying it by 100. This was done for all participants. The displacement amplitude of tremor for all four segments of each trial was correlated with mean duration and mean amplitude of respiration of each trial, respectively, using Pearson's method.

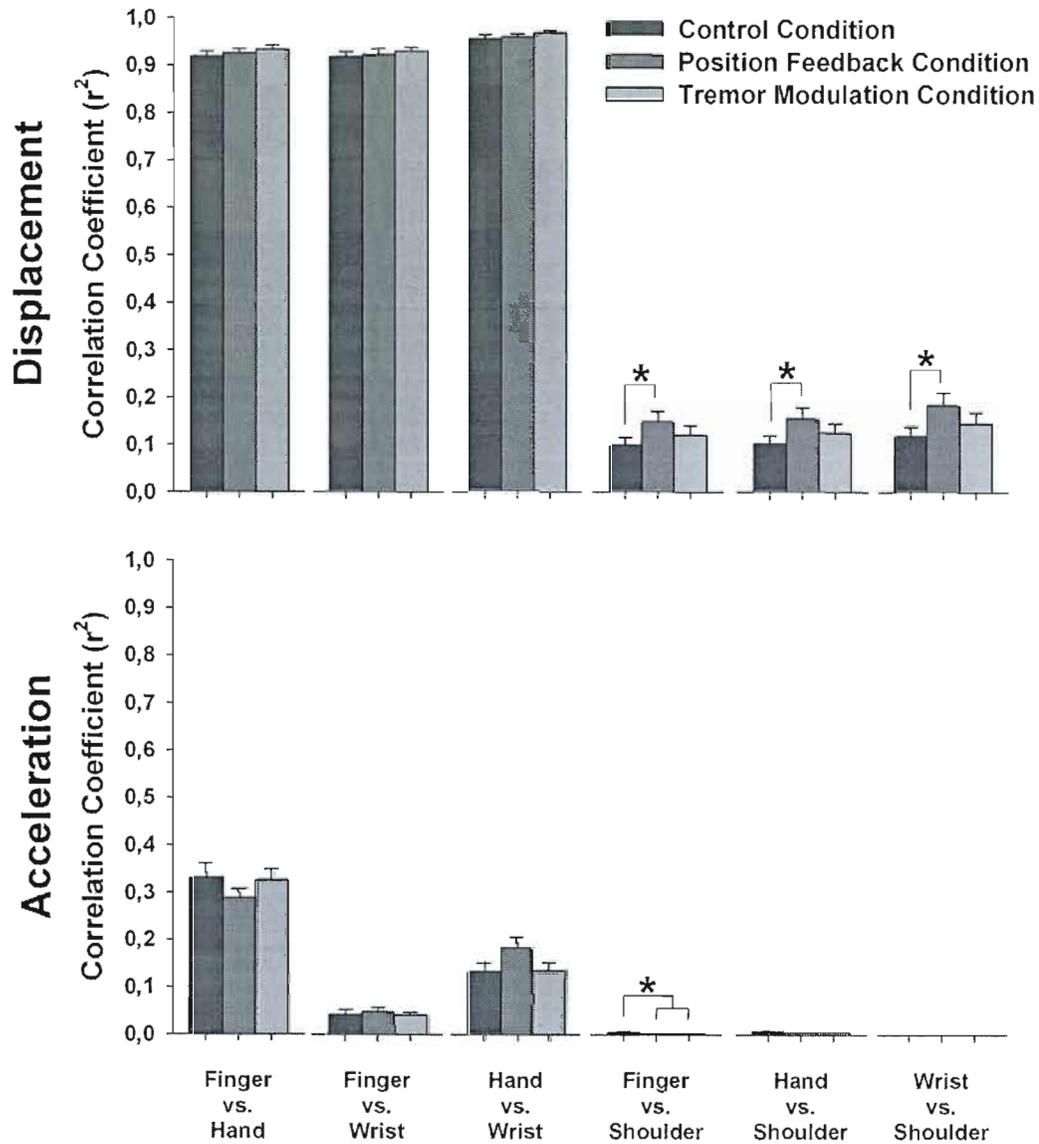
### 5.4 Results

#### 5.4.1 Correlation

Correlation coefficients were very strong between finger, hand and wrist tremor displacement time series ( $r^2 > 0.90$ ) (see Figure 5.1). This indicates that the different

segments moved simultaneously, and in the same direction. Conversely, correlation coefficients were relatively low between finger, hand and wrist ( $r^2 < 0.40$ ) when tremor acceleration time series were examined, this indicates that the segments accelerated more independently from one another. In addition, correlation coefficient of shoulder tremor with other segments, whether in displacement or acceleration, was very low. Indeed, correlation coefficients were lower than 0.20 and 0.05 in displacement and acceleration, respectively. This indicates that shoulder tremor is independent from tremor of other upper limb segments.

ANOVA revealed no significant difference between conditions for the mean correlation coefficients involving finger, hand and wrist tremor displacement and acceleration time series ( $p > 0.05$ ). This indicates that the tasks did not change the tremor behavior between segments. When tremor displacement time series of the shoulder were correlated with other segments, ANOVA did reveal significant differences. Post hoc analysis demonstrated that the mean correlation coefficient in the *Position Feedback Condition* was significantly higher than in the *Control Condition*. ANOVA revealed significant differences between shoulder and finger tremor acceleration time series, but none between other paired segments involving the shoulder. Post hoc analysis showed that the mean correlation coefficient in the *Control Condition* was higher than in both other conditions. Note, however, that although significant changes were observed for some of the pairs involving the shoulder, these correlation coefficients remained extremely low.



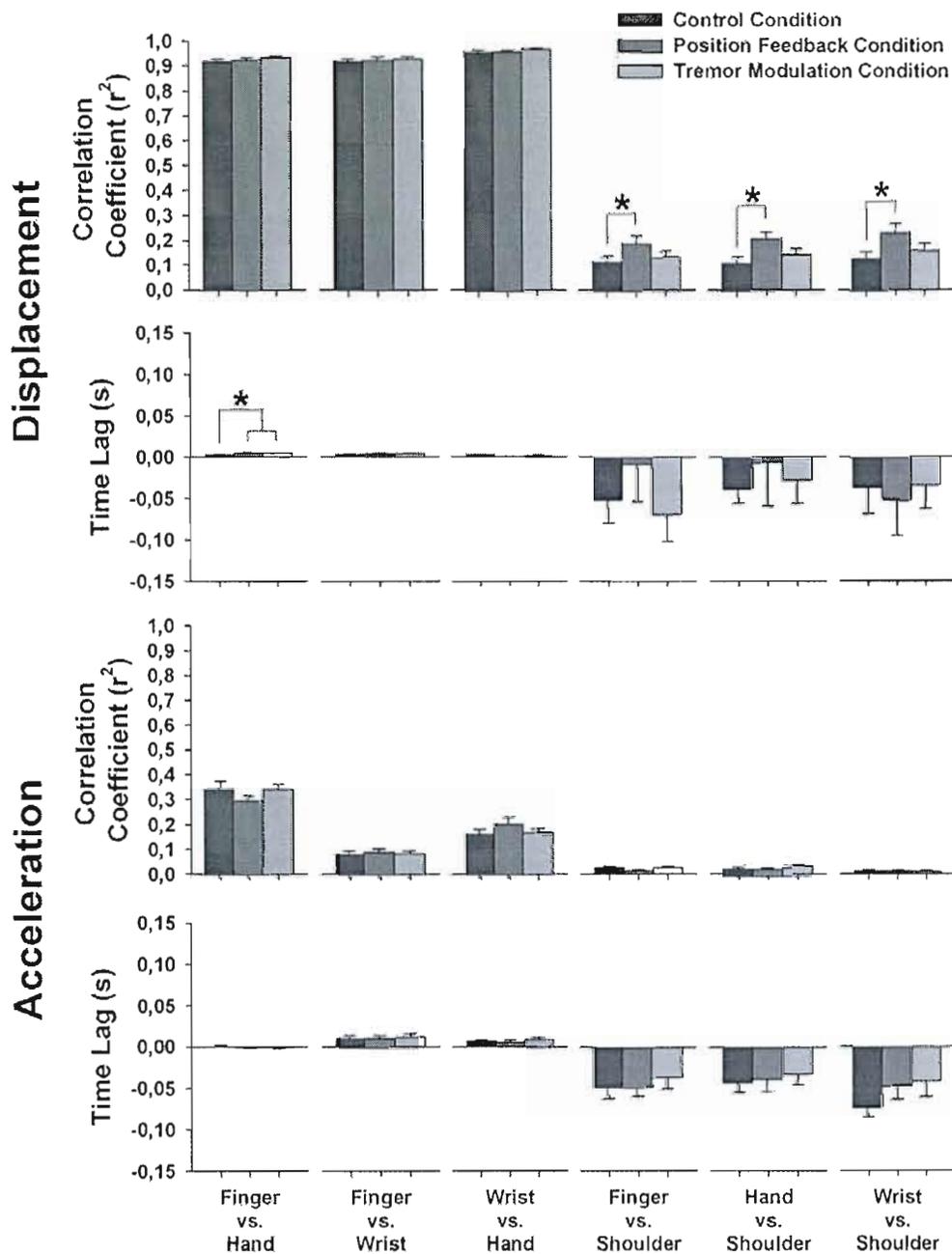
**Figure 5.1: Correlation between tremor of different segments.**

Pearson's correlation between different displacement tremor time series (*top*) and acceleration tremor time series (*bottom*), for all paired segments, i.e.: finger-hand, finger-wrist, hand-wrist, finger-shoulder, hand-shoulder and wrist-shoulder. Note that correlation coefficients are expressed in squared value. Error bars represent standard error (SE). Asterisks (\*) signify  $p < 0.05$ .

#### 5.4.2 Cross-correlation

For displacement tremor time series, correlation coefficient remained very strong and positive ( $r^2 > 0.90$ ), and the time lag was close to zero (see Figure 5.2). This indicates that introducing a lag did not alter the pattern of correlation between tremor of different segments of the upper limb. Similar results were observed for all paired segments using the acceleration tremor time series. This indicates that the segments accelerate independently from one another, even if a lag was introduced in the system.

For statistical analysis of the tremor displacement time series, ANOVA revealed significant differences between conditions only for paired segments involving shoulder tremor. Post hoc analysis demonstrated that in all cases, mean correlation coefficient is significantly stronger in the *Position Feedback Condition* than in *Control Condition* ( $p < 0.05$ ). Although a significant augmentation was observed, correlation coefficients remained very low. For the time lag analysis, significant difference was observed only for the finger vs. hand paired segment, when ANOVA was performed. Post hoc analysis revealed that time lag increased significantly in the *Position Feedback Condition* and in the *Tremor Modulation Condition*, compared to the *Control Condition* ( $p < 0.05$ ). However, the difference between mean time lag was not considerable, since it represented only a shift of one frame (1/256s). ANOVA revealed no significant difference between conditions for the mean cross-correlation coefficients and for the mean time lag of all paired segments of tremor acceleration time series ( $p > 0.05$ ).



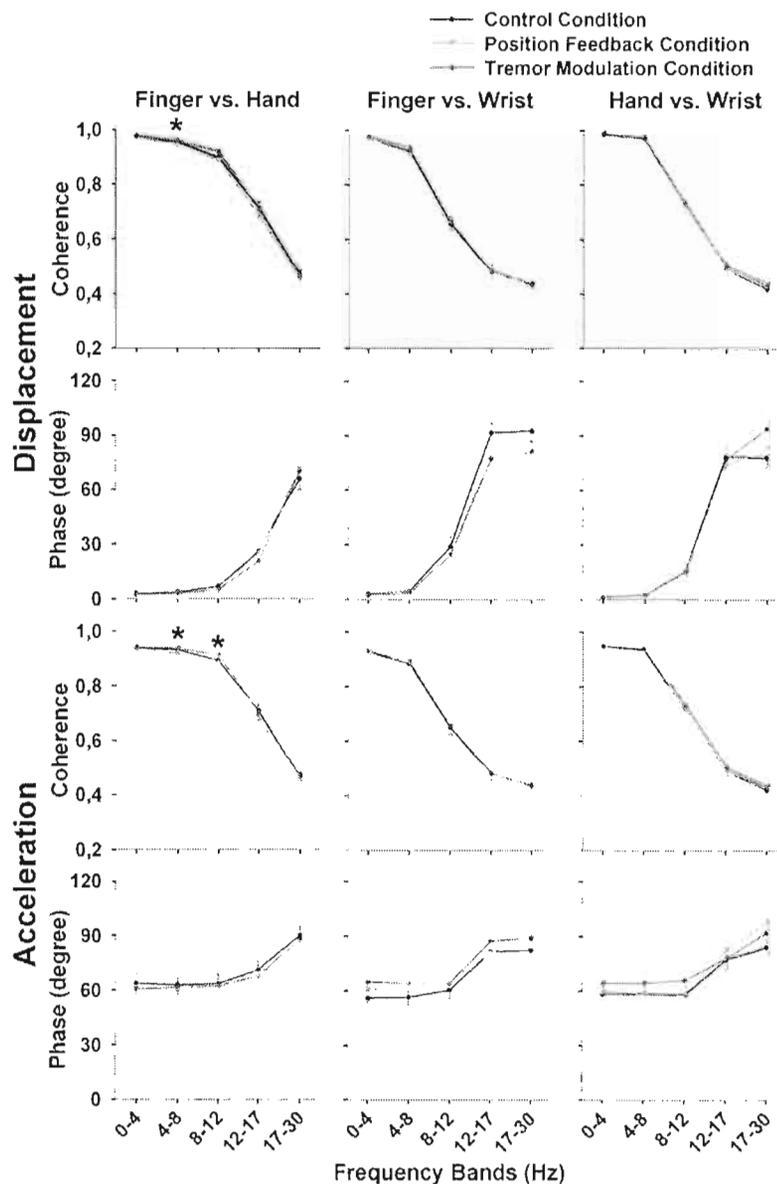
**Figure 5.2: Cross-correlation between tremor of different segments.**

*Top:* Cross-correlation coefficient between displacement tremor time series for all paired segments. *Middle-top:* Time lag for the cross-correlation presented above. *Middle-bottom:* Cross-correlation coefficient between acceleration tremor time series for all paired segments. *Bottom:* Time lag for the cross-correlation presented above. Note that correlation coefficients are expressed in squared value. Error bars represent SE. Asterisks (\*) signify  $p < 0.05$ .

### 5.4.3 Coherence

Coherence in the 0-4Hz and 4-8Hz frequency bands, for all paired power spectrums, whether in displacement or acceleration, were very high ( $>0.9$ ) (see Figure 5.3). Moreover, low frequency oscillations of tremor displacement were nearly in phase (about 0 degree), contrary to those of tremor acceleration, which had a slight tendency to be out of phase ( $>60$  degrees). This means that oscillations located in the low frequencies are strongly associated, but there is discordance between displacement and acceleration results. Coherence for the 8-12Hz frequency band were also fairly high ( $>0.9$ ) for finger-hand displacement and acceleration power spectrums. Also, the signals' phase shift was near zero for the displacement power spectrums and about 60 degrees for the acceleration power spectrums. High coherence can be explained by the resonance frequency of the hand that is between 8-12Hz, which influences finger oscillations. However, coherence for the 8-12Hz frequency band of finger-wrist and hand-wrist displacement and acceleration power spectrums were lower (between 0.6 and 0.7). Coherence for 12-17Hz and 17-30Hz frequency bands were relatively low (down to 0.4) for all paired segment power spectrums. This means that the relationship between high frequency oscillations is weaker than the one for low frequency oscillations.

ANOVA revealed a significant difference for mean coherence between conditions within the 4-8Hz frequency band of the finger-hand displacement power spectrums, and the 4-8Hz and 8-12Hz frequency bands of the finger-hand acceleration power spectrums. Post hoc analysis established that coherence in the *Tremor Modulation Condition* were significantly higher than in the *Position Feedback Condition* ( $p<0.05$ ). However, coherence were still very high in both conditions. ANOVA observed no significant difference between conditions for mean phase for any paired power spectrums ( $p>0.05$ ).



**Figure 5.3: Coherence between power spectrums of tremor different segments.**

*Top:* Coherence between displacement tremor power spectrums of finger-hand, finger-wrist and hand-wrist paired segments, for each frequency band. *Middle-top:* Phase between displacement tremor power spectrums of paired segments described above. *Middle-bottom:* Coherence between acceleration tremor power spectrums of finger-hand, finger-wrist and hand-wrist paired segments, for each frequency band. *Bottom:* Phase between acceleration tremor power spectrums of paired segments described above. Error bars represent SE. Asterisks (\*) signify that coherence in *Tremor Modulation Condition* is significantly higher than in *Position Feedback Condition* ( $p < 0.05$ ).

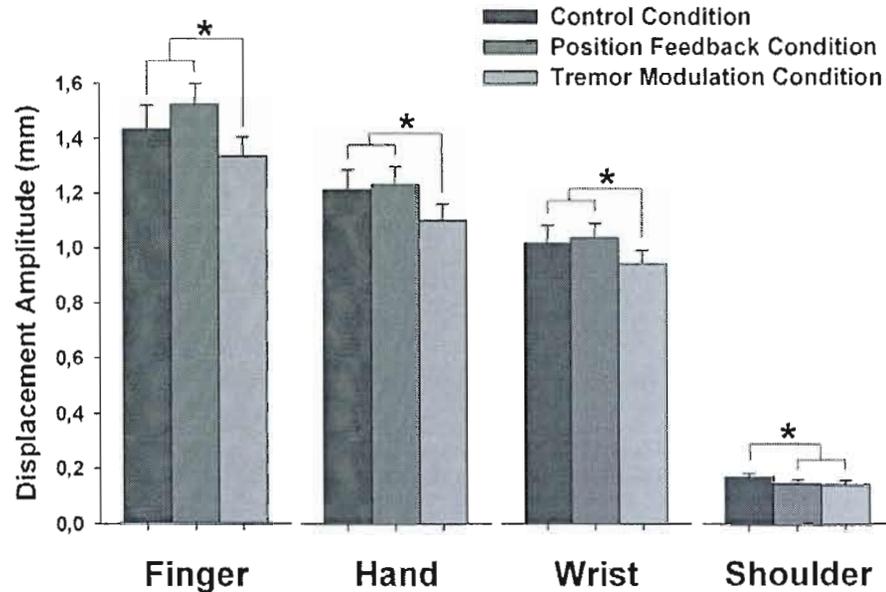
#### 5.4.4 Expected Finger Tremor

Expected Finger Tremor amplitude was compared with actual finger tremor amplitude to determine whether a mechanism acted at the wrist or at the metacarpophalangeal joint to minimize tremor output at the tip of the finger. Pearson's correlation between expected finger tremor and recorded finger tremor were strong in all conditions, i.e.: *Control Condition*:  $r^2 = 0.89$ , *Position Feedback Condition*:  $r^2 = 0.85$ , and *Tremor Modulation Condition*:  $r^2 = 0.86$  (see Figure 5.4). Furthermore, linear regression equations are:  $f(x) = 0.027 + 0.926(x)$  for the *Control Condition*,  $f(x) = -0.046 + 0.907(x)$  for the *Position Feedback Condition*, and  $f(x) = -0.061 + 0.995(x)$  for the *Tremor Modulation Condition*. Strong correlation coefficients and a regression's slope near 1 mean that Expected Finger Tremor amplitude and actual finger tremor amplitude were analogous and that they changed in concert from trial to trial. Furthermore, independent T-test observed no significant difference between both amplitude calculations for any condition ( $p > 0.05$ ). This means that tremor generated at the wrist or at the metacarpophalangeal joint did not change significantly tremor amplitude at the tip of the finger when compared to tremor generated at the shoulder. In addition, Expected Finger Tremor amplitude represents  $95 \pm 10\%$ ,  $87 \pm 9\%$  and  $95 \pm 11\%$  ( $\pm$ SD) of the actual finger tremor amplitude for the *Control Condition*, the *Position Feedback Condition* and the *Tremor Modulation Condition*, respectively. This means that the tremor output at the tip of the finger is encompassed in the tremor generated at the shoulder joint.



#### 5.4.5 Tremor Modulation

Tremor amplitude analysis was performed to identify whether participants were able to stabilize their finger when a position feedback was provided and to identify whether upper limb tremor amplitude can be voluntarily modulated. ANOVA analysis revealed significant differences of mean tremor amplitude between conditions for each time series recorded. Post hoc analysis showed that mean tremor amplitude of the finger, the hand and the wrist was reduced significantly in the *Tremor Modulation Condition* when compared to both other conditions ( $p < 0.05$ ) (see Figure 5.5). Also, tremor amplitude of the shoulder was significantly reduced in the *Tremor Modulation Condition* and the *Position Feedback Condition* when compared to the *Control Condition* ( $p < 0.05$ ). Note that 19 participants were able to reduce their finger tremor amplitude in the *Tremor Modulation Condition* when compared to the *Control Condition*. This means that participants are able to voluntarily reduce tremor amplitude when they are made aware of it. Note, however, that even if tremor amplitude did not increase significantly in the *Position Feedback Condition*, there was a tendency to do so.



**Figure 5.5: Tremor amplitude.**

Displacement tremor time series amplitude of the finger, the hand, the wrist and the shoulder is shown for each condition. Error bars represent SE. Asterisks (\*) signify  $p < 0.05$ .

#### 5.4.6 Electromyography

EMG of the upper limb muscles was recorded to verify that muscular activity in the upper-limb remained stable throughout conditions. ANOVA analysis observed significant differences in mean %MVC amplitude between conditions only for the *deltoideus pars acromialis*. Post hoc analysis revealed that %MVC was lower in the *Control Condition* compared to both other conditions ( $p < 0.05$ ). This means that in general, EMG level remained stable between conditions. For the *deltoideus pars acromialis*, %MVC increased from  $6.40 \pm 4.1\%$  (mean  $\pm$  SD) for the *Control Condition* to  $7.09 \pm 4.20\%$  and  $7.13 \pm 3.98\%$  for the *Position Feedback Condition* and the *Tremor Modulation Condition*, respectively. Increased tremor amplitude in the *Position Feedback Condition* and decreased tremor amplitude in the *Tremor Modulation Condition* can hardly be explained by this local change in muscle activity since no significant difference was observed for EMG amplitude between these two

conditions. Also, despite a significant increase in EMG activity, mean %MVC increased only by 0.73% compared to the *Control Condition*.

#### 5.4.7 Respiration

Respiration was assessed to identify its role in tremor amplitude. No significant correlation was found between tremor amplitude of the finger, the hand or the wrist with any of the respiration parameters, i.e., duration of respiration at the rib cage and the abdomen, and the amplitude of respiration at the rib cage and the abdomen ( $p > 0.05$ ). Tremor amplitude of the shoulder was significantly correlated only with the duration of respiration ( $p < 0.05$ ). Value of correlation coefficient was  $r^2 = 0.02$  for both the rib cage and the abdomen. This indicates that no correlation exists between respiration parameters and tremor amplitude of any segments of the upper limb.

#### 5.5 Discussion

Our results show strong correlations, high coherence and in-phase movement between tremor displacement oscillations of different upper limb segments. Moreover, the results show clearly that the amplitude of finger tremor was not lower than what would be expected from a rigid upper limb. Finally, only when actual oscillation amplitude was provided to participants were they able to reduce their tremor. This reduction was not accompanied by any form of compensatory mechanism that would have manifested itself by a change in the relationship between limb segments. Our results strongly suggest that there is no upper limb physiological tremor organization between limb segments, and that a compensatory synergy could not be observed. These results are discussed and justified below.

##### 5.5.1 Upper limb physiological tremor organization

The compensatory synergy was proposed by Morrison and Newell (1996; 1999; 2000). In their first study (Morrison & Newell 1996), they examined inter- and intra-limb coordination of upper limb tremor. Although they did not observe any

association between limbs; they did observe a relationship between segments within each limb. They mainly based their assertion of a compensatory synergy on the coherence observed between tremor acceleration of different upper limb segments. Indeed, they showed relatively high coherence between tremor acceleration of adjacent segments of the upper limb. Moreover, tremor acceleration of the finger-hand and the forearm-upper arm paired segments were relatively in phase. Conversely, tremor acceleration of the hand-forearm paired segment was mostly out of phase. The in-phase pattern was interpreted as being a strategy aimed at locking the elbow and metacarpophalangeal joints so as to reduce the degrees of freedom in the upper limb. The out-of-phase pattern was interpreted as an intrinsic mechanism that moved the finger-hand unit in opposite direction to the forearm-upper arm unit. The compensatory synergy served to reduce oscillation amplitudes at the tip of the finger in a multi-segmental postural task. In 1999, Morrison and Newell examined the effect of splinting segments on the organization of tremor. Once again, based on their results, they suggested the existence of this compensatory synergy. Finally, in 2000, they replicated these results during a task where different segments were isolated (Morrison & Newell 2000). Takanokura et al (2007) made similar observations while examining the effect of different external loads on the coordination of upper limb tremor. One major difference between the studies of Morrison and Newell (1996; 1999; 2000) and the one from Takanokura et al (2007) is that in the former, participants were standing while in the latter, participants were seated throughout the experiment. This indicates that the compensatory synergy should be observed whether participants are standing or seated, such as in the current study.

Our results replicated partially those obtained by Morrison and Newell (1996; 1999; 2000) since coherence results from tremor acceleration was higher between segments, and acceleration signals were moderately out of phase. However, we know that acceleration recordings of tremor overestimate the importance of high frequency components (Norman et al. 1999; Carignan et al. 2010). This fact is of capital

importance since the majority of the amplitude of tremor oscillations is mainly located in the low frequencies of the power spectrum when displacement is examined (Carignan et al. 2010). It would be logical to argue that if a compensatory mechanism exists, it would be organized in such a way as to compensate for the most prevalent oscillations, not those of lower amplitude. Accordingly, if the proposed compensatory synergy did exist, it should have been observable not only in acceleration but also in displacement. This was not the case. Our results demonstrate that every segment of the upper limb moved together, whether in the time or frequency domain. Strong correlations between segments' time series indicated that finger, hand and wrist moved up or down together, without any time lag. This is probably due to the fact that intrinsic oscillations of the wrist and the metacarpophalangeal joint were of such small amplitude when compared to the ones generated at the shoulder that their significance was minimal to the coherence analysis. Also, we observed high coherence between segments' power spectrums, in particular for low frequency oscillations. Moreover, the segment pairs were practically in phase for oscillation located between 0-4Hz and 4-8Hz, and near in phase for oscillations located between 8-12Hz. To further support this observation, our results reveal that the expected tremor amplitude from a rigid model was similar to that of the actual tremor amplitude recorded at the finger tip. These facts argue strongly against an intrinsic mechanism to reduce tremor amplitude.

Since we found no organization of upper limb tremor, it is reasonable to suggest that physiological tremor may merely be noise within the motor system; perhaps as a consequence from the freedom of movement afforded by the human body, as Stiles and Randall suggested (Stiles & Randall 1967). This noise would be the result of reflex activity, propagation of central oscillations, ballistocardiac impulses and resonance properties of the limb. However, though no compensatory synergy was observed for tremor, this does not preclude that there might be a muscular synergy present during the performed tasks. Indeed, recent findings have demonstrated that

the nervous system uses limited control signals to activate several muscles (Krishnamoorthy et al. 2003; Ting & Macpherson 2005; Wang et al. 2006; Cheung et al. 2009; Klous et al. 2010). Thus, it is clear that muscular synergies played a role in maintaining posture for the tasks presented here however, it is beyond the scope of the current study to analyze those muscular synergies.

The definite function or significance of tremor has yet to be determined. To our knowledge, the only practical function attributed to tremor has been to counter inertia at the beginning of voluntary movements (Greene 1972). However, Lakie and Combes (2000) demonstrated that although there might be a small energy conservation possible through such a mechanism, an important time constraint would be introduced to the start of any voluntary movement since the system would need to wait until tremor was in phase with the planned movement. This does not preclude, however, that high frequency oscillations associated with physiological tremor could serve other purposes such as to create a temporal cohesion of voluntary inputs (Goodman & Kelso 1983) or to bring motoneurons closer to their discharge thresholds (McAuley & Marsden 2000). However, the extremely low amplitude of these oscillations probably prevents them from having any functional significance on the output measured as physiological tremor. This is supported by the fact that there seem to be no relationship between tremor characteristics and the ability to perform large voluntary movements (Duval et al. 2001).

### 5.5.2 Tremor modulation

Although there is no known intrinsic mechanism regulating tremor amplitude, it has been previously demonstrated that a voluntary modulation of tremor amplitude is possible. Indeed, the modulation of isolated finger tremor has been examined by our group and others. Vasilakos and Beuter (1993) observed that healthy participants were able to reduce finger tremor amplitude when delayed position feedback was provided while we observed that when participants were shown a feedback of their tremor,

they were also able to modulate tremor amplitude (Carignan et al. 2009; Daneault et al. 2010a). In the current study, we examined the modulation of tremor during a multi-segmental postural task. This has only been explored twice previously by Morrison and Keogh (2001) and Keogh et al (2004) who observed that participants were not able to voluntarily reduce tremor amplitude of the upper limb when a position feedback of the finger was provided. Our results demonstrate that when a position feedback was provided, tremor amplitude had a tendency to increase such as Morrison and Keogh (2001) and Keogh et al (2004) described. However, when participants were shown a feedback of their actual tremor amplitude, they were able to voluntarily reduce tremor amplitude of their upper limb. The main difference between both feedbacks is the magnitude of tremor perceived by the participants. Thus, this indicates that with an adequate feedback, tremor amplitude can be voluntarily modulated during a multi-segmental postural task.

Mechanisms behind this voluntary reduction in tremor amplitude could have arisen from several sources. First, increased EMG activity is generally associated with increased tremor amplitude whether through muscular co-contraction (Carignan et al. 2009) or fatigue (Hwang et al. 2009c). In the current study, no relevant significant increase in EMG activity was observed to support its implication in tremor amplitude modulation. Second, Daneault et al (2010a) proposed that respiration could be implicated in the mechanism underlying tremor modulation. However, in the current study, very weak correlations were found between tremor amplitude and respiration indicating no relationship between both parameters. Nevertheless, respiration parameters recorded in the current study and the one of Daneault et al (2010a) were different. Indeed, while they measured respiration parameters through ECG recording of sinus arrhythmia, we measured rib cage and abdominal displacement due to respiration. Thus, we can only state that rib cage and abdominal displacement changes due to respiration are not mechanisms involved in tremor modulation. This

can be explained by the fact that respiration frequency is commonly below 0.5Hz and tremor signal lies between 1-30Hz.

### 5.6 Conclusion

No intrinsic compensatory synergy was observed between tremor displacement of different segments of the upper limb. In addition, participants were able to modulate tremor amplitude without affecting the prior relationship between limb segments. These results suggest that tremor is merely a noise within the motor system but also that this noise can be voluntarily reduced when required.

### Acknowledgments

The authors of the present study wish to thank the participants who volunteered their time for this study. This research was funded by Natural Science and Engineering Research Council of Canada through a Master's scholarship (Carignan) and operating grant (Duval). Dr Duval is also supported by a Fonds de la Recherche en Santé du Québec salary grant.

## 5.7 References

- Carignan B, Daneault JF, Duval C (2009) The amplitude of physiological tremor can be voluntarily modulated. *Exp Brain Res* 194: 309-316
- Carignan B, Daneault JF, Duval C (2010) Quantifying the importance of high frequency components on the amplitude of physiological tremor. *Exp Brain Res* 202: 299-306
- Daneault JF, Carignan B, Duval C (2010a) Bilateral effect of a unilateral voluntary modulation of physiological tremor. *Clin Neurophysiol* 121: 734-743
- Daneault JF, Carignan B, Duval C (2010b) Voluntary reduction of physiologic tremor during a tracking task. *Brain Res* (submitted)
- Duval C, Jones J (2005) Assessment of the amplitude of oscillations associated with high-frequency components of physiological tremor: impact of loading and signal differentiation. *Exp Brain Res* 163: 261-266
- Duval C, Panisset M, Sadikot AF (2001) The relationship between physiological tremor and the performance of rapid alternating movements in healthy elderly subjects. *Exp Brain Res* 139: 412-418
- Duval C, Strafella AP, Sadikot AF (2005) The impact of ventrolateral thalamotomy on high-frequency components of tremor. *Clin Neurophysiol* 116: 1391-1399
- Elble RJ (1995) Mechanisms of physiological tremor and relationship to essential tremor. In: Findley LJ, Koller WC (eds) *Handbook of tremor disorders*. Marcel Dekker, New York, pp 51-62
- Elble RJ, Koller WC (1990) *Tremor*. The John Hopkins University Press, Baltimore
- Elble RJ, Randall JE (1976) Motor-unit activity responsible for 8- to 12-Hz component of human physiological finger tremor. *J Neurophysiol* 39: 370-383
- Elble RJ, Randall JE (1978) Mechanistic components of normal hand tremor. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 44: 72-82
- Fox JR, Randall JE (1970) Relationship between forearm tremor and the biceps electromyogram. *J Appl Physiol* 29: 103-108
- Goodman D, Kelso JA (1983) Exploring the functional significance of physiological tremor: a biospectroscopic approach. *Exp Brain Res* 49: 419-431
- Greene PH (1972) Problems of organization of motor systems. In: Rosen R, F.M. S (eds) *Progress in theoretical biology*, vol 2. Academic Press, New York, pp 303-338
- Hwang IS, Yang ZR, Huang CT, Guo MC (2009) Reorganization of multidigit physiological tremors after repetitive contractions of a single finger. *J Appl Physiol* 106: 966-974

- Keogh J, Morrison S, Barrett R (2004) Augmented visual feedback increases finger tremor during postural pointing. *Exp Brain Res* 159: 467-477
- Koster B, Lauk M, Timmer J, Winter T, Guschlbauer B, Glocker FX, Danek A, Deuschl G, Lucking CH (1998) Central mechanisms in human enhanced physiological tremor. *Neurosci Lett* 241: 135-138
- Lakie M, Combes N (2000) There is no simple temporal relationship between the initiation of rapid reactive hand movements and the phase of an enhanced physiological tremor in man. *J Physiol* 523 Pt 2: 515-522
- Lamarre Y (1975) Tremorgenic mechanisms in primates. *Adv Neurol* 10: 23-34
- Llinas R (1984) Rebound excitation as the physiological basis for tremor: a biophysical study of the oscillating properties of mammalian central neurons. In: Findley L, Calpildeo R (eds) *Movement disorders: tremor*. Macmillan, London, pp 165-182
- McAuley JH, Marsden CD (2000) Physiological and pathological tremors and rhythmic central motor control. *Brain* 123 ( Pt 8): 1545-1567
- Morrison S, Keogh J (2001) Changes in the dynamics of tremor during goal-directed pointing. *Hum Mov Sci* 20: 675-693
- Morrison S, Newell KM (1996) Inter- and intra-limb coordination in arm tremor. *Exp Brain Res* 110: 455-464
- Morrison S, Newell KM (1999) Bilateral organization of physiological tremor in the upper limb. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 80: 564-574
- Morrison S, Newell KM (2000) Postural and resting tremor in the upper limb. *Clin Neurophysiol* 111: 651-663
- Norman KE, Edwards R, Beuter A (1999) The measurement of tremor using a velocity transducer: comparison to simultaneous recordings using transducers of displacement, acceleration and muscle activity. *J Neurosci Methods* 92: 41-54
- Randall JE, Stiles RN (1964) Power Spectral Analysis of Finger Acceleration Tremor. *J Appl Physiol* 19: 357-360
- Stiles RN (1976) Frequency and displacement amplitude relations for normal hand tremor. *J Appl Physiol* 40: 44-54
- Stiles RN, Randall JE (1967) Mechanical factors in human tremor frequency. *J Appl Physiol* 23: 324-330
- Takanokura M, Makabe H, Kaneko K, Mito K, Sakamoto K (2007) Coordination of the upper-limb segments in physiological tremor with various external loads. *Med Sci Monit* 13: CR379-385

- Vaillancourt DE, Newell KM (2000) Amplitude changes in the 8-12, 20-25, and 40 Hz oscillations in finger tremor. *Clin Neurophysiol* 111: 1792-1801
- Vasilakos K, Beuter A (1993) Effects of noise on a delayed visual feedback system. *J Theor Biol* 165: 389-407

## CHAPITRE VI

### AUTRES RÉSULTATS

Cette section a pour objectif d'exposer les résultats qui n'ont pas été inclus dans l'article présenté au chapitre précédent. Les résultats en lien avec l'hypothèse I n'ont pas été insérés dans l'article puisqu'ils n'étaient pas nécessaires pour atteindre l'objectif fixé dans ce dernier. Pour la même raison, les résultats des conditions D et E (main et avant-bras appuyés) n'ont pas été inclus dans l'article. Finalement, par soucis de d'éviter de la redondance, les résultats portant sur l'analyse du tremblement angulaire n'ont pas été incorporés dans l'article. Ces résultats seront éventuellement publiés dans de futurs articles.

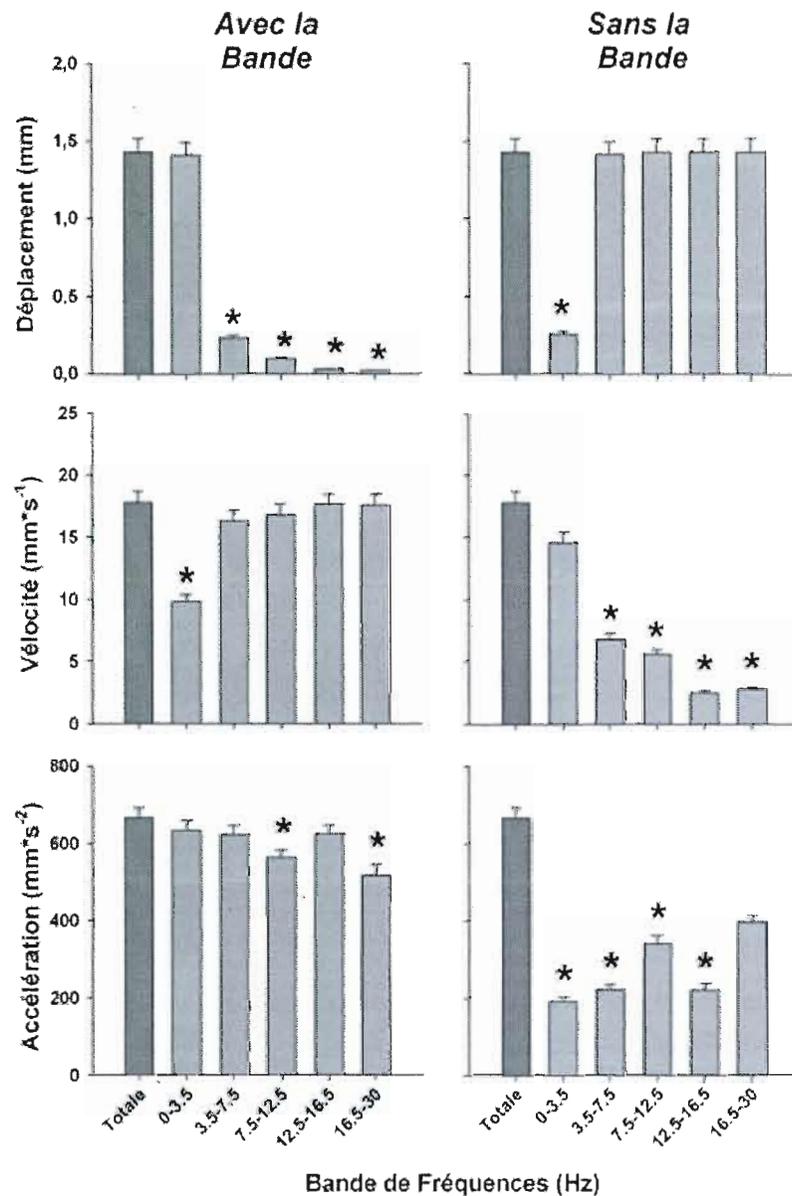
Les conditions expérimentales ont subies de légères modifications par rapport à la méthodologie qui avait été présentée en avant-projet. Premièrement, 90 secondes de repos ont été allouées entre chaque essai au-lieu de 60 secondes. Cette précaution avait comme objectif de prévenir une fatigue au niveau des muscles mobilisateurs de l'épaule. Deuxièmement, due à une redondance entre les conditions, la condition A a été annulée et remplacée par la condition B. La condition B a été supprimée et remplacée par la condition C. Une nouvelle condition a été ajoutée à l'expérimentation (nouvelle condition C). Comme décrit dans le chapitre précédent, lors de cette nouvelle condition, le participant devait tenter de moduler le tremblement du bout de son doigt lors d'un maintien postural du membre supérieur. Un feedback de l'enveloppement du tremblement de son doigt lui était fourni. Cette méthode avait déjà été utilisée dans notre laboratoire pour des expérimentations semblables (Carignan et al. 2009; Daneault et al. 2010a). Troisièmement, lors de la défense de l'avant-projet, le mouvement du tronc induit par la respiration avait été

soupçonné d'être une source d'influence sur le tremblement lors de cette expérimentation. Afin de contrôler cette possible source de biais, les déplacements de la cage thoracique et de la ceinture abdominale ont été mesurés puisque ces déplacements sont fortement associés à la respiration. Finalement, suite à la défense de l'avant-projet, il avait été convenu de mesurer, en plus des muscles énumérés dans la section Méthodologie, l'activité musculaire du *deltoideus pars acromialis*, du *triceps brachii* et du *biceps brachii*.

### 6.1 Résultats relatifs à l'hypothèse I

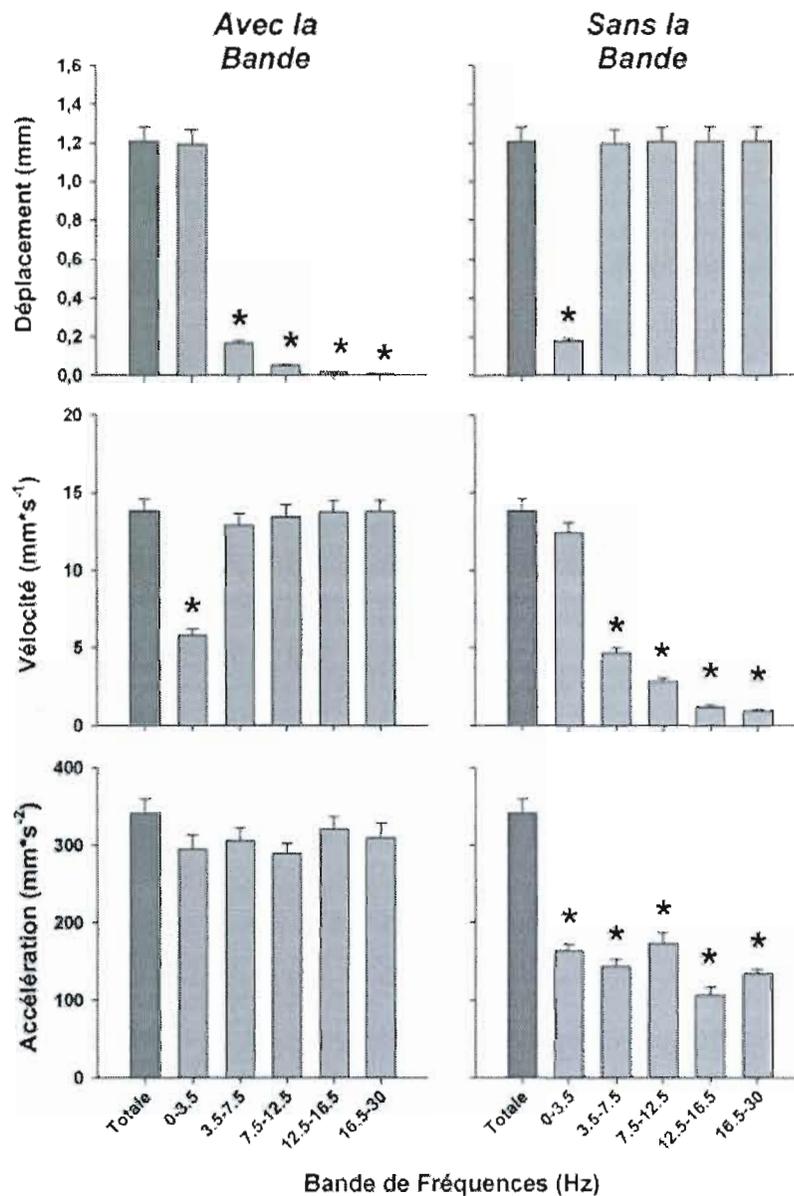
Les résultats relatifs à l'hypothèse I seront illustrés ci-dessous. Celle-ci avait comme objectif de caractériser le spectre de puissance du tremblement physiologique de chaque segment.

Les Figures 6.1, 6.2, 6.3 et 6.4 illustrent l'amplitude des oscillations comprises à l'intérieur de chaque bande de fréquences par rapport à l'amplitude du tremblement linéaire totale. Lorsque le tremblement est mesuré en déplacement, la majorité des oscillations est située dans les basses fréquences du spectre de puissance, pour l'ensemble des segments. L'amplitude des oscillations comprises entre 0-3.5Hz n'est pas significativement différente de l'amplitude totale. Tandis que l'amplitude des oscillations comprises à l'intérieur de chacune des autres bandes de fréquences est significativement différente de l'amplitude totale. De plus, seulement le retrait des oscillations comprises entre 0-3.5Hz peut avoir un impact sur l'amplitude totale du tremblement. Ces résultats sont concordants avec ceux obtenus lorsque le tremblement du doigt était isolé (Carignan et al. 2010). De plus, ils permettent de confirmer l'hypothèse I.



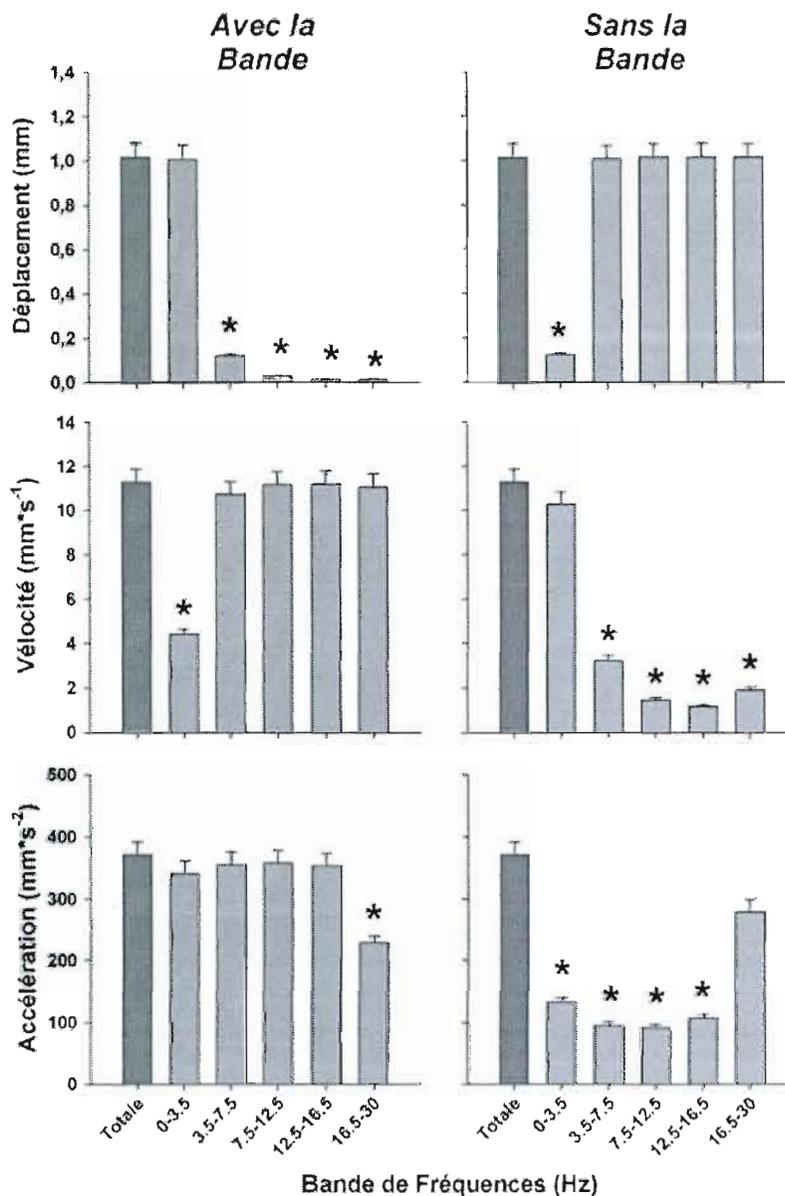
**Figure 6.1 : Effet des oscillations de chaque bande de fréquences sur l'amplitude du tremblement linéaire du doigt.**

*Avec la Bande:* Amplitude des oscillations située à l'intérieur de chaque bande de fréquences. *Sans la Bande:* Amplitude des oscillations restantes lorsque les oscillations à l'intérieur de la bande de fréquence spécifiée ont été enlevées du signal original. Les barres d'erreur représentent l'erreur standard. Puisque les tests de normalité et d'équivalence ont échoué, des tests de la variance de rang ont été réalisés entre les moyennes des différentes bandes de fréquences. Lorsqu'une différence était décelée, un test post hoc de Tukey a été réalisé. Les astérisques représentent une différence significative avec l'amplitude totale ( $p < 0.05$ ).



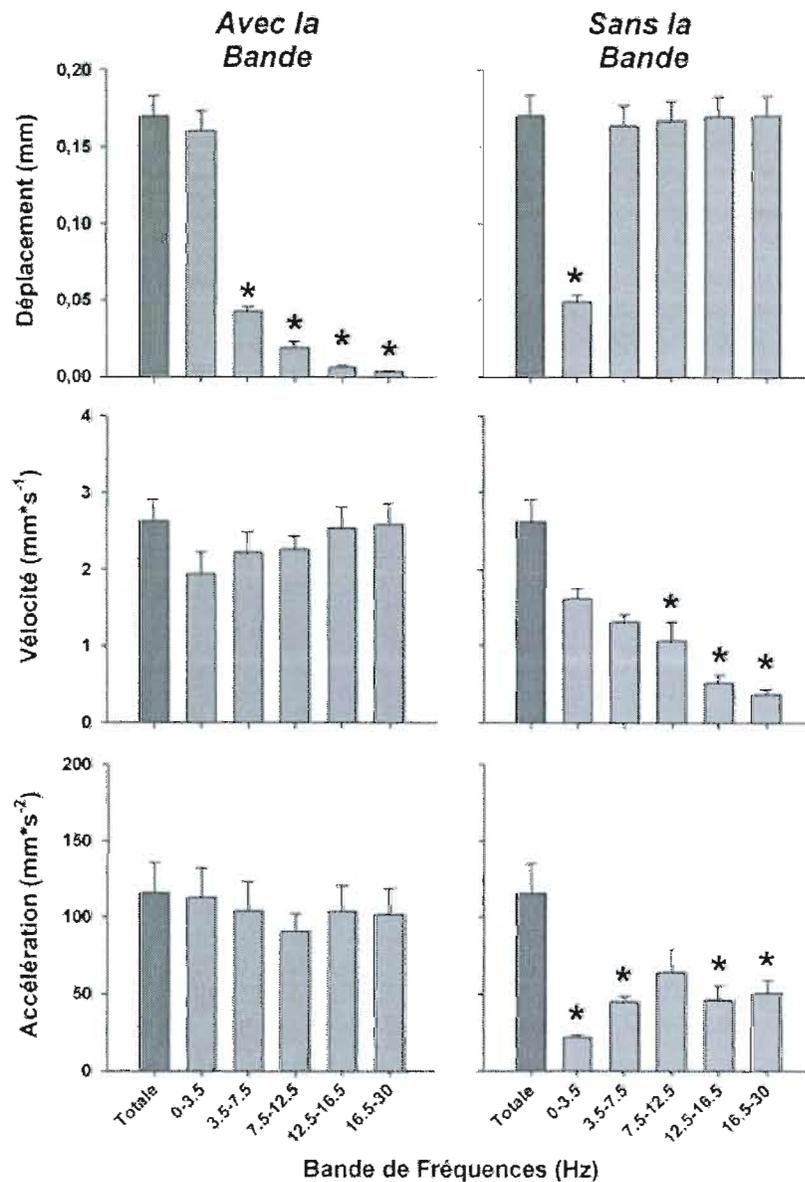
**Figure 6.2 : Effet des oscillations de chaque bande de fréquences sur l'amplitude du tremblement linéaire de la main.**

*Avec la Bande:* Amplitude des oscillations située à l'intérieur de chaque bande de fréquences. *Sans la Bande:* Amplitude des oscillations restantes lorsque les oscillations à l'intérieur de la bande de fréquence spécifiée ont été enlevées du signal original. Les barres d'erreur représentent l'erreur standard. Puisque les tests de normalité et d'équivalence ont échoué, des tests de la variance de rang ont été réalisés entre les moyennes des différentes bandes de fréquences. Lorsqu'une différence était décelée, un test post hoc de Tukey a été réalisé. Les astérisques représentent une différence significative avec l'amplitude totale ( $p < 0.05$ ).



**Figure 6.3 : Effet des oscillations de chaque bande de fréquences sur l'amplitude du tremblement linéaire du poignet.**

*Avec la Bande:* Amplitude des oscillations située à l'intérieur de chaque bande de fréquences. *Sans la Bande:* Amplitude des oscillations restantes lorsque les oscillations à l'intérieur de la bande de fréquence spécifiée ont été enlevées du signal original. Les barres d'erreur représentent l'erreur standard. Puisque les tests de normalité et d'équivalence ont échoué, des tests de la variance de rang ont été réalisés entre les moyennes des différentes bandes de fréquences. Lorsqu'une différence était décelée, un test post hoc de Tukey a été réalisé. Les astérisques représentent une différence significative avec l'amplitude totale ( $p < 0.05$ ).

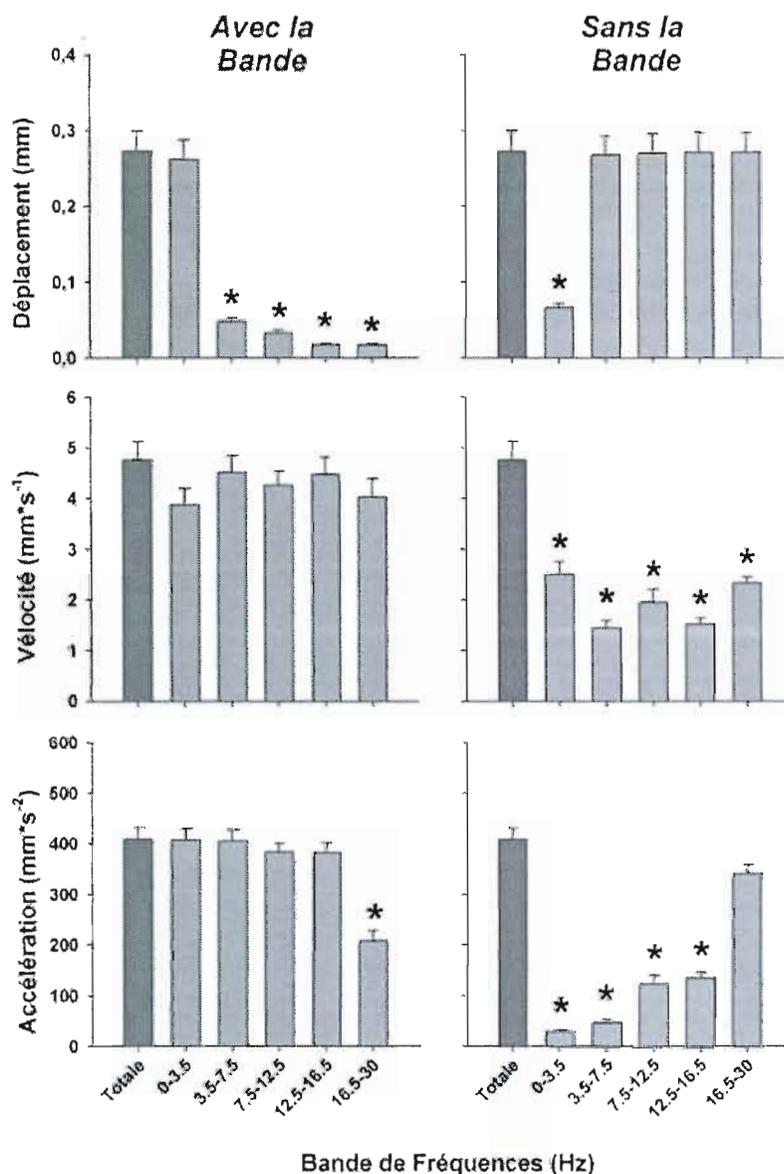


**Figure 6.4 : Effet des oscillations de chaque bande de fréquences sur l'amplitude du tremblement linéaire de l'épaule.**

*Avec la Bande:* Amplitude des oscillations située à l'intérieur de chaque bande de fréquences. *Sans la Bande:* Amplitude des oscillations restantes lorsque les oscillations à l'intérieur de la bande de fréquence spécifiée ont été enlevées du signal original. Les barres d'erreur représentent l'erreur standard. Puisque les tests de normalité et d'équivalence ont échoué, des tests de la variance de rang ont été réalisés entre les moyennes des différentes bandes de fréquences. Lorsqu'une différence était décelée, un test post hoc de Tukey a été réalisé. Les astérisques représentent une différence significative avec l'amplitude totale ( $p < 0.05$ ).

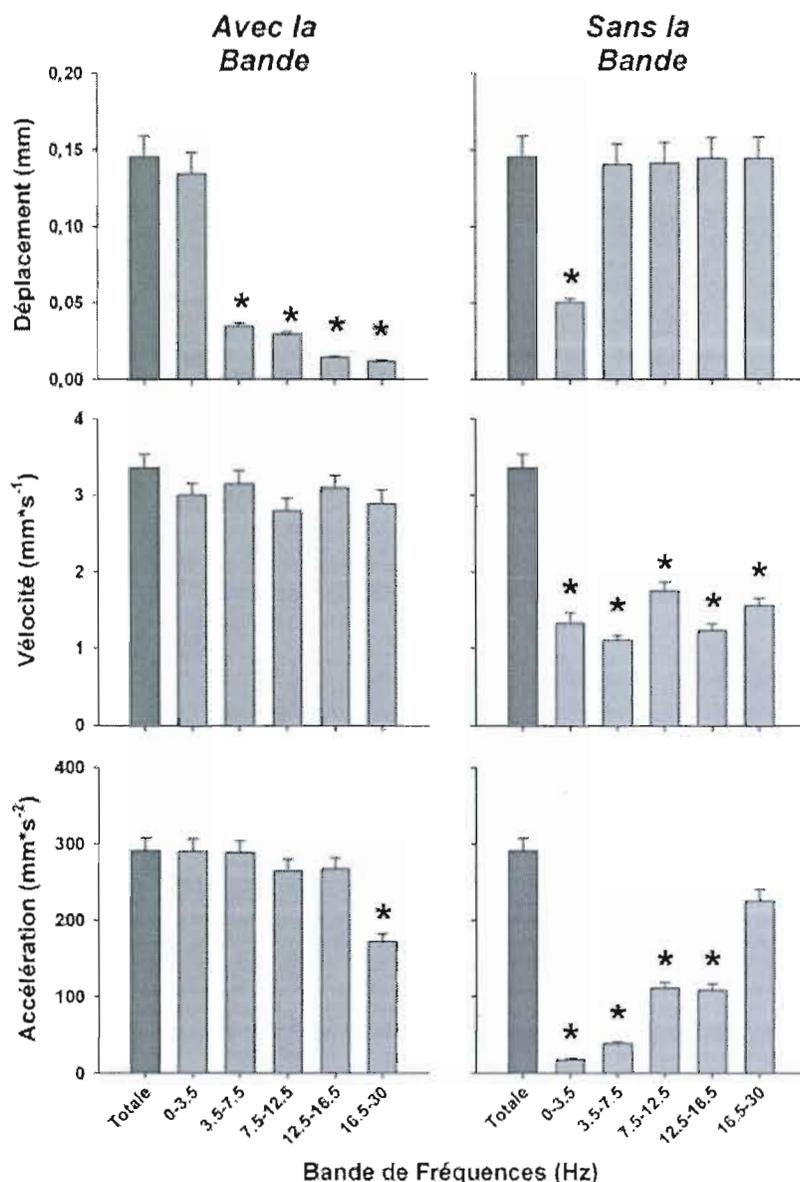
Les Figures 6.5, 6.6 et 6.7 illustrent l'amplitude des oscillations comprises à l'intérieur de chaque bande de fréquences par rapport à l'amplitude du tremblement linéaire totale. Les résultats sont concordants avec ceux obtenus lors de l'analyse du tremblement linéaire. Effectivement, lorsque le tremblement angulaire relatif est mesuré en déplacement, la majorité des oscillations est située dans les basses fréquences du spectre de puissance, pour l'ensemble des articulations. L'amplitude des oscillations angulaires comprises entre 0-3.5Hz n'est pas significativement différente de l'amplitude angulaire totale. Tandis que l'amplitude angulaire des oscillations comprises à l'intérieur de chacune des autres bandes de fréquences est significativement différente de l'amplitude angulaire totale. De plus, seulement le retrait des oscillations comprises entre 0-3.5Hz peut avoir un impact sur l'amplitude angulaire totale du tremblement.

Ceci indique que les résultats obtenus pour le tremblement linéaire ne sont pas seulement du à une propagation des oscillations de basses fréquences des segments plus proximaux qui sont connus pour avoir des fréquences de résonance plus basses. Mais que la majorité du tremblement angulaire intrinsèque à chaque articulation est aussi situé dans les basses fréquences.



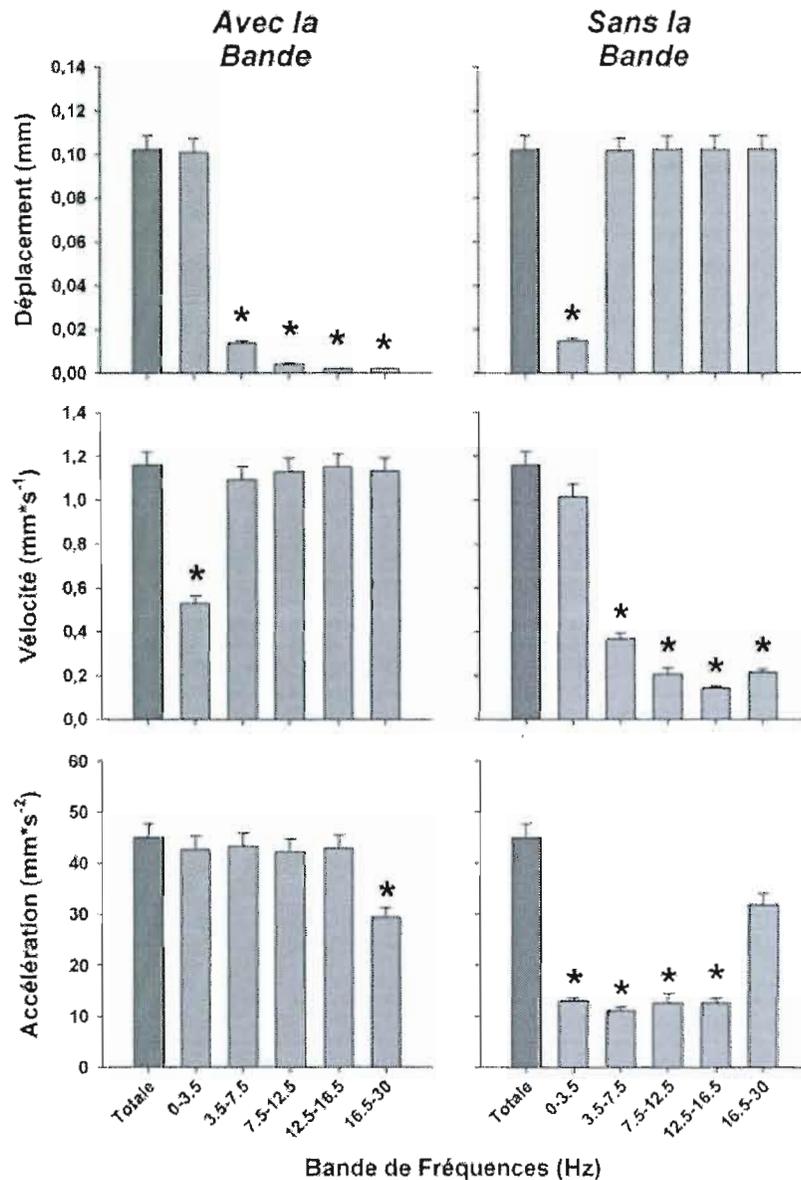
**Figure 6.5 : Effet des oscillations de chaque bande de fréquences sur l'amplitude du tremblement angulaire relatif de l'articulation métacarpophalangienne.**

*Avec la Bande:* Amplitude des oscillations située à l'intérieur de chaque bande de fréquences. *Sans la Bande:* Amplitude des oscillations restantes lorsque les oscillations à l'intérieur de la bande de fréquence ont été enlevées du signal original. Les barres d'erreur représentent l'erreur standard. Puisque les tests de normalité et d'équivalence ont échoué, des tests de la variance de rang ont été faits entre les moyennes des différentes bandes de fréquences. Lorsqu'une différence était décelée, un test post hoc de Tukey a été réalisé. Les astérisques représentent une différence significative avec l'amplitude totale ( $p < 0.05$ ).



**Figure 6.6 : Effet des oscillations de chaque bande de fréquences sur l'amplitude du tremblement angulaire relatif du poignet.**

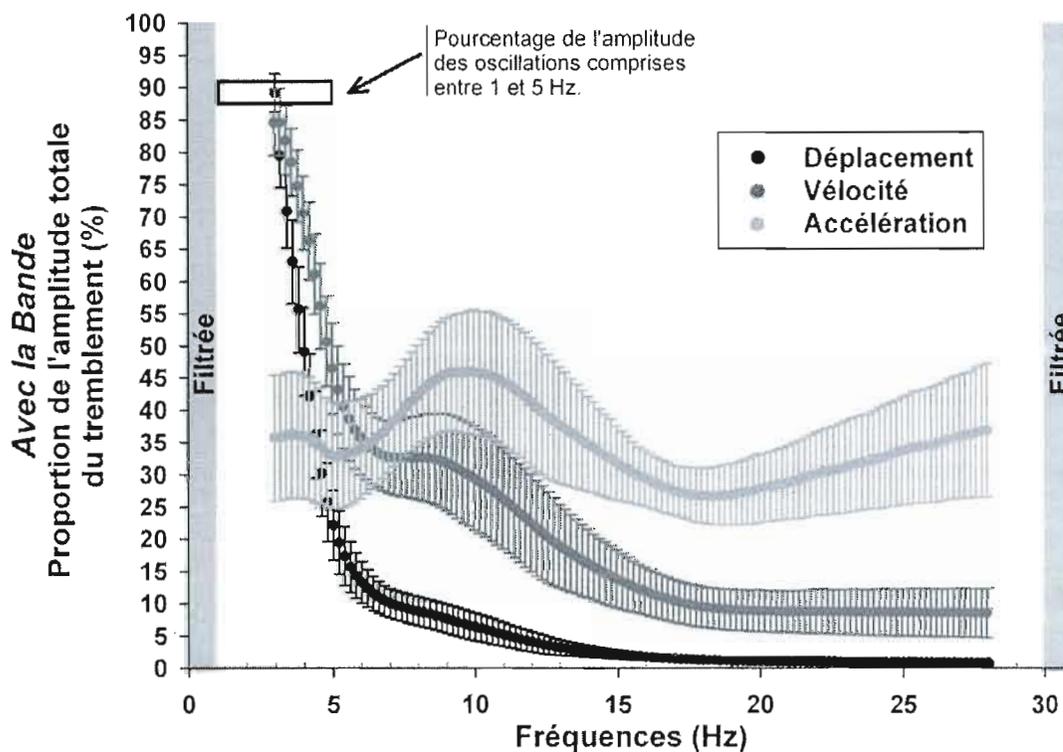
*Avec la Bande:* Amplitude des oscillations située à l'intérieur de chaque bande de fréquences. *Sans la Bande:* Amplitude des oscillations restantes lorsque les oscillations à l'intérieur de la bande de fréquence ont été enlevées du signal original. Les barres d'erreur représentent l'erreur standard. Puisque les tests de normalité et d'équivalence ont échoué, des tests de la variance de rang ont été faits entre les moyennes des différentes bandes de fréquences. Lorsqu'une différence était décelée, un test post hoc de Tukey a été réalisé. Les astérisques représentent une différence significative avec l'amplitude totale ( $p < 0.05$ ).



**Figure 6.7 : Effet des oscillations de chaque bande de fréquences sur l'amplitude du tremblement angulaire relatif de l'épaule.**

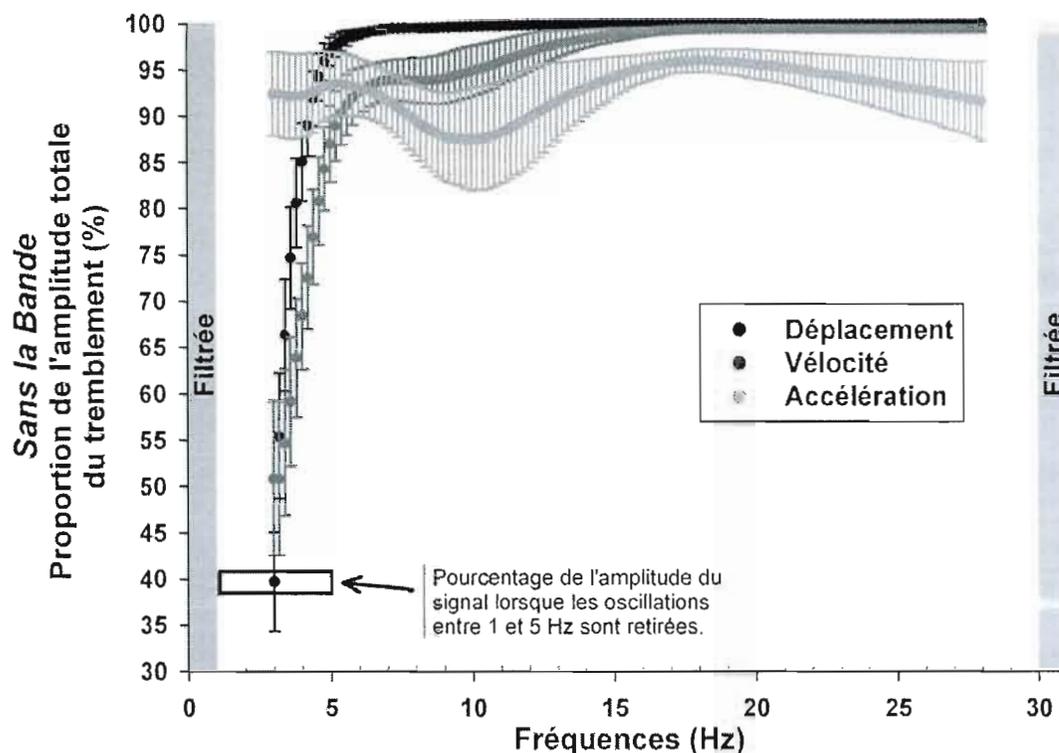
*Avec la Bande:* Amplitude des oscillations située à l'intérieur de chaque bande de fréquences. *Sans la Bande:* Amplitude des oscillations restantes lorsque les oscillations à l'intérieur de la bande de fréquence ont été enlevées du signal original. Les barres d'erreur représentent l'erreur standard. Puisque les tests de normalité et d'équivalence ont échoué, des tests de la variance de rang ont été faits entre les moyennes des différentes bandes de fréquences. Lorsqu'une différence était décelée, un test post hoc de Tukey a été réalisé. Les astérisques représentent une différence significative avec l'amplitude totale ( $p < 0.05$ ).

Les Figures 6.8, 6.10, 6.12 et 6.14 illustrent la répartition de la puissance en déplacement, en vitesse et en accélération du tremblement linéaire du doigt, de la main, du poignet et de l'épaule, respectivement. Tandis que les Figures 6.9, 6.11, 6.13 et 6.15 illustrent l'impact des différentes oscillations sur le spectre de puissance du tremblement linéaire du doigt, de la main, du poignet et de l'épaule, respectivement. Dans chacun des cas, la majorité de la puissance se situe dans les basses fréquences lorsque le tremblement est examiné en déplacement. À l'opposé, lorsque les oscillations sont examinées en accélération, la majorité de la puissance a tendance à se situer dans les hautes fréquences du spectre.



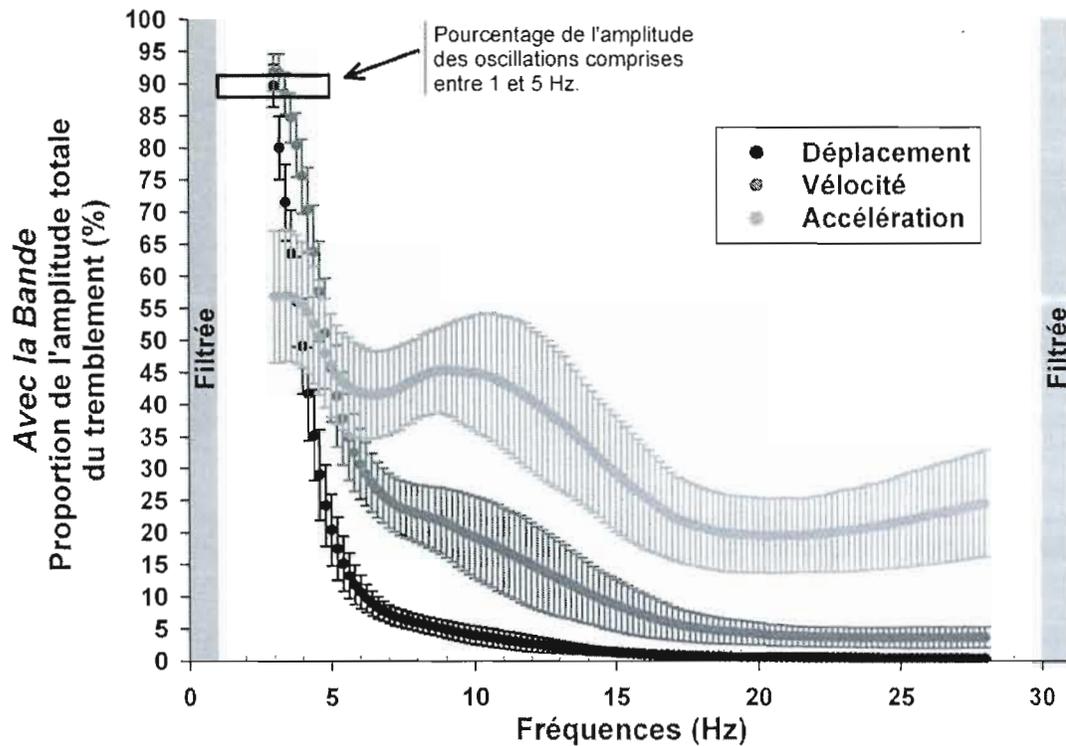
**Figure 6.8 : Répartition de l'importance du spectre de puissance du tremblement linéaire du doigt.**

*Avec la Bande:* Chaque point représente le pourcentage de puissance compris à l'intérieur d'une fenêtre de 4Hz de large, par rapport à la puissance totale du spectre de puissance. Cette fenêtre comprenant les oscillations comprises entre  $\pm 2$ Hz de part et d'autre de la fréquence indiquée par le point.



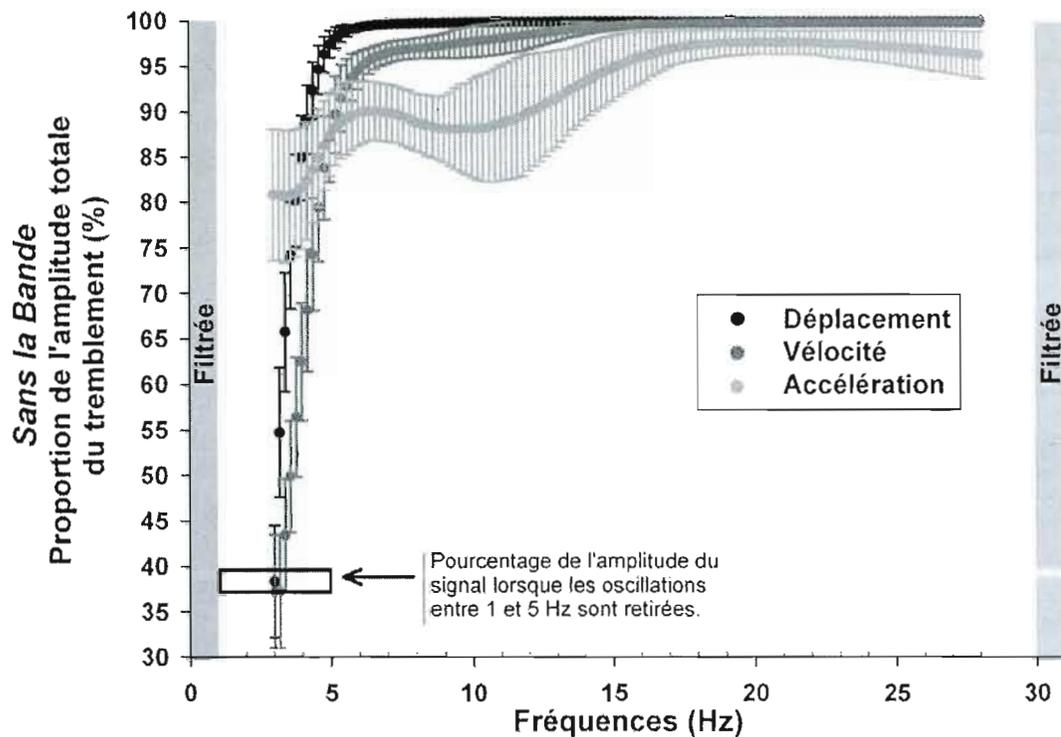
**Figure 6.9 : Impact des différentes oscillations sur le spectre de puissance du tremblement linéaire du doigt.**

*Sans la Bande:* Chaque point représente le pourcentage de puissance lorsque les oscillations compris à l'intérieur d'une fenêtre de 4Hz de large sont retirés du signal original, par rapport à la puissance totale du spectre de puissance de ce signal original. Cette fenêtre comprenant les oscillations comprises entre  $\pm 2$ Hz de part et d'autre de la fréquence indiquée par le point. Les barres d'erreur représentent les déviations standards.



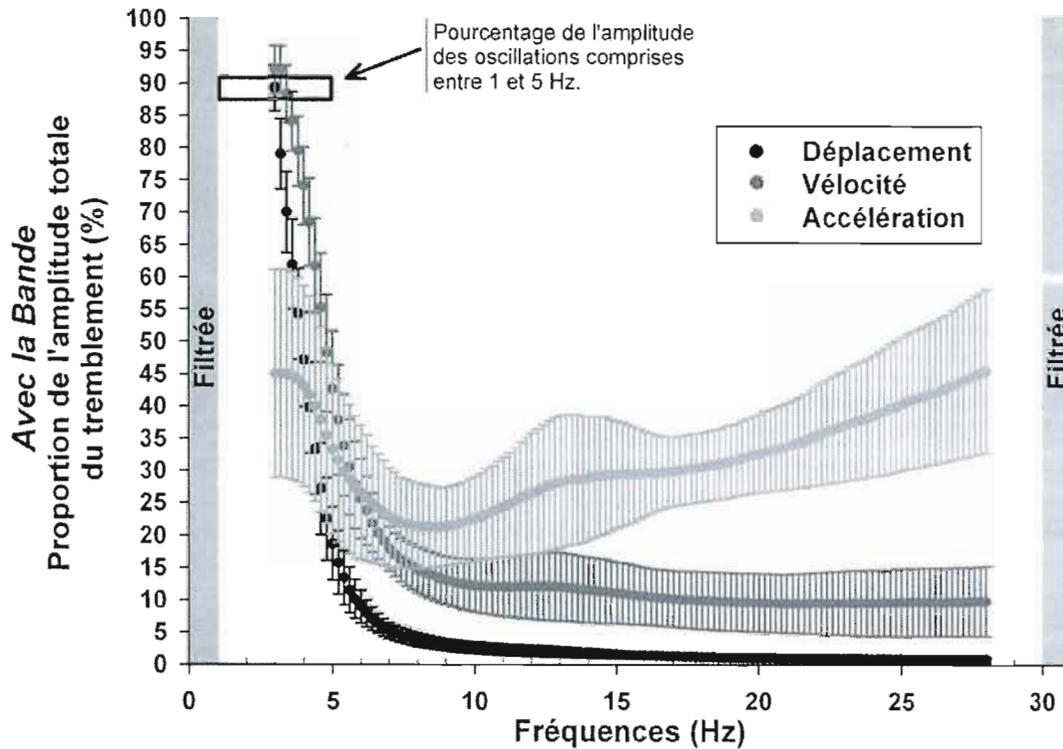
**Figure 6.10 : Répartition de l'importance du spectre de puissance du tremblement linéaire de la main.**

*Avec la Bande:* Chaque point représente le pourcentage de puissance compris à l'intérieur d'une fenêtre de 4Hz de large, par rapport à la puissance totale du spectre de puissance. Cette fenêtre comprenant les oscillations comprises entre  $\pm 2$ Hz de part et d'autre de la fréquence indiquée par le point.



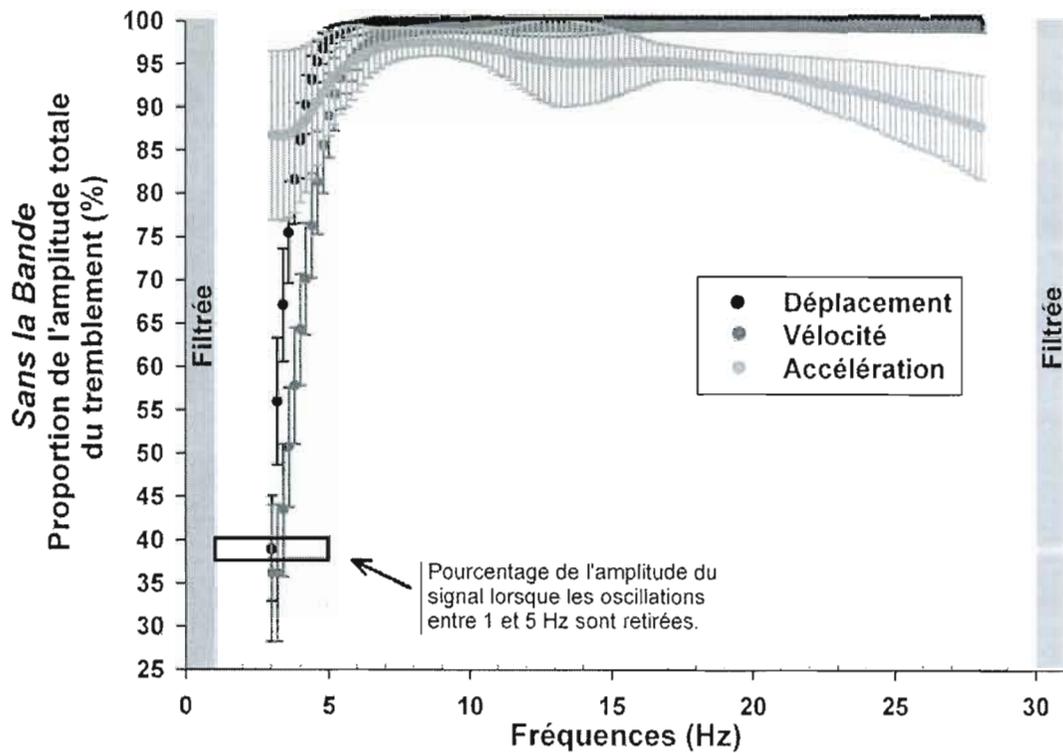
**Figure 6.11 : Impact des différentes oscillations sur le spectre de puissance du tremblement linéaire de la main.**

*Sans la Bande:* Chaque point représente le pourcentage de puissance lorsque les oscillations compris à l'intérieur d'une fenêtre de 4Hz de large sont retirés du signal original, par rapport à la puissance totale du spectre de puissance de ce signal original. Cette fenêtre comprenant les oscillations comprises entre  $\pm 2$ Hz de par et d'autre de la fréquence indiquée par le point. Les barres d'erreur représentent les déviations standards.



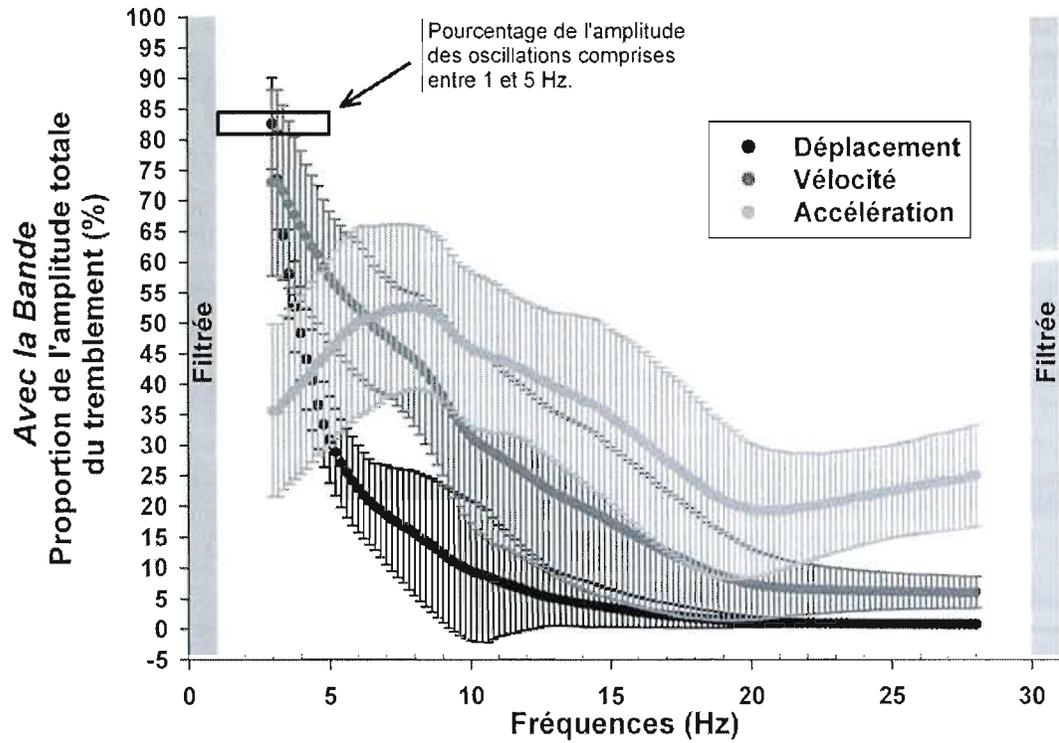
**Figure 6.12 : Répartition de l'importance du spectre de puissance du tremblement linéaire du poignet.**

*Avec la Bande:* Chaque point représente le pourcentage de puissance compris à l'intérieur d'une fenêtre de 4Hz de large, par rapport à la puissance totale du spectre de puissance. Cette fenêtre comprenant les oscillations comprises entre  $\pm 2$ Hz de part et d'autre de la fréquence indiquée par le point.



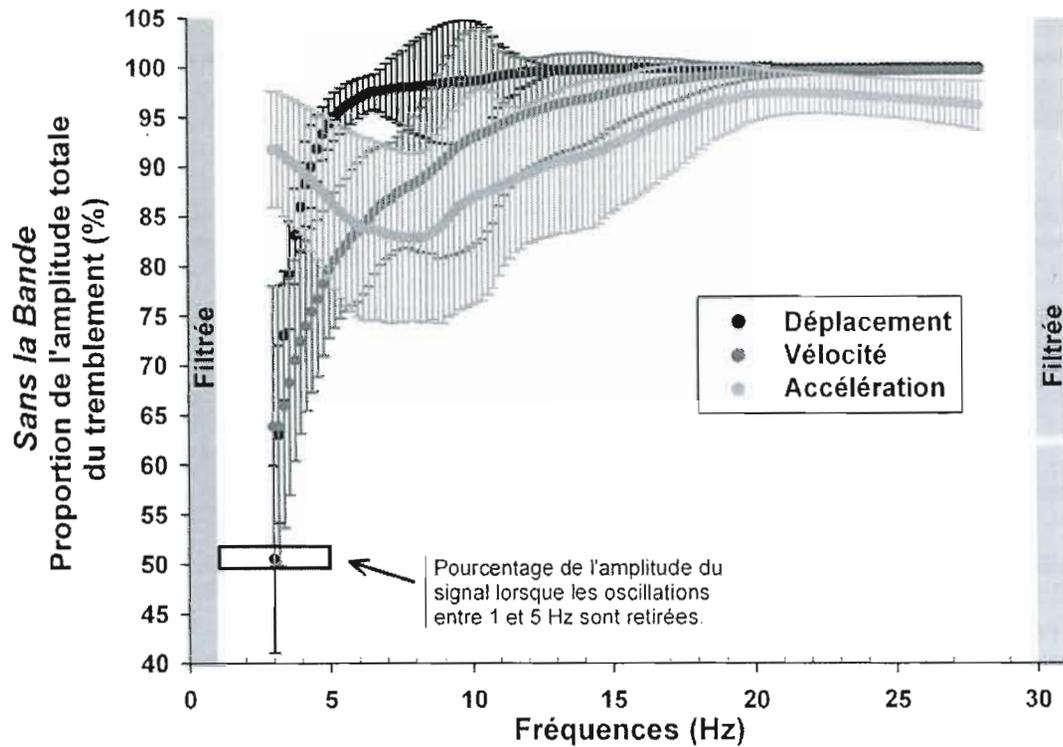
**Figure 6.13 : Impact des différentes oscillations sur le spectre de puissance du tremblement linéaire du poignet.**

*Sans la Bande:* Chaque point représente le pourcentage de puissance lorsque les oscillations comprises à l'intérieur d'une fenêtre de 4Hz de large sont retirés du signal original, par rapport à la puissance totale du spectre de puissance de ce signal original. Cette fenêtre comprenant les oscillations comprises entre  $\pm 2$ Hz de part et d'autre de la fréquence indiquée par le point. Les barres d'erreur représentent les déviations standards.



**Figure 6.14 : Répartition de l'importance du spectre de puissance du tremblement linéaire de l'épaule.**

*Avec la Bande:* Chaque point représente le pourcentage de puissance compris à l'intérieur d'une fenêtre de 4Hz de large, par rapport à la puissance totale du spectre de puissance. Cette fenêtre comprenant les oscillations comprises entre  $\pm 2$ Hz de part et d'autre de la fréquence indiquée par le point.



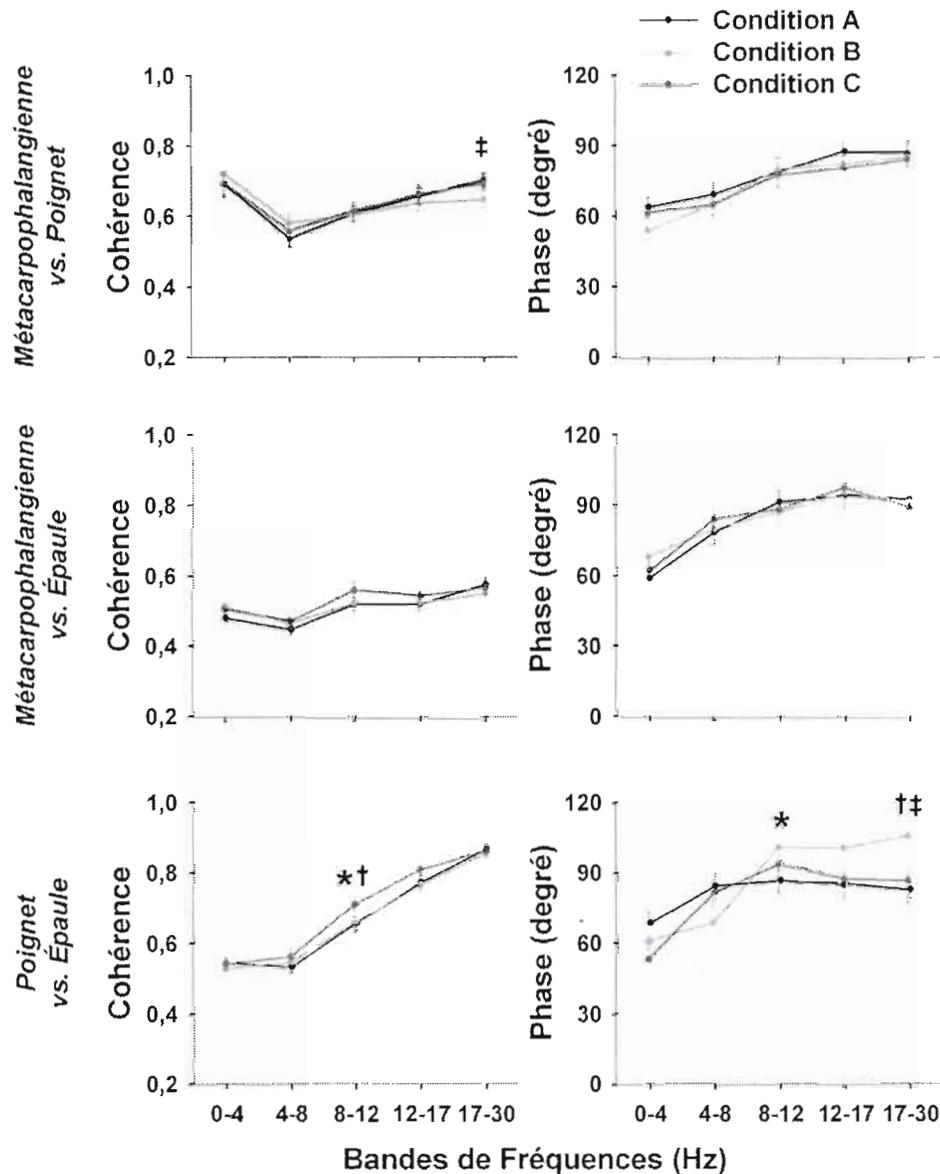
**Figure 6.15 : Impact des différentes oscillations sur le spectre de puissance du tremblement linéaire de l'épaule.**

*Sans la Bande:* Chaque point représente le pourcentage de puissance lorsque les oscillations compris à l'intérieur d'une fenêtre de 4Hz de large sont retirés du signal original, par rapport à la puissance totale du spectre de puissance de ce signal original. Cette fenêtre comprenant les oscillations comprises entre  $\pm 2$ Hz de part et d'autre de la fréquence indiquée par le point. Les barres d'erreur représentent les déviations standards.

## 6.2 Résultats relatifs à l'hypothèse II

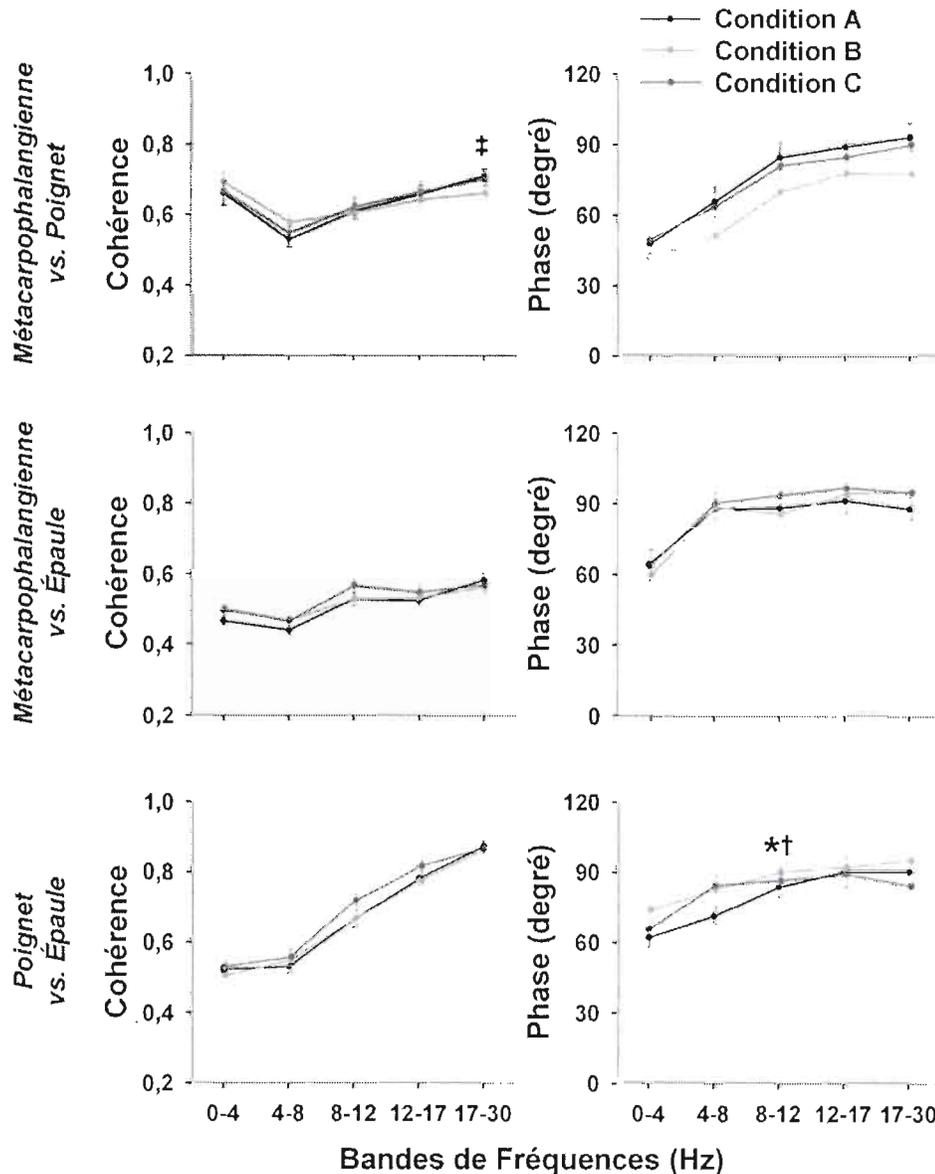
### 6.2.1 Analyse du tremblement angulaire

Les Figures 6.16 et 6.17 illustrent la cohérence et la phase entre les spectres de puissance du tremblement angulaire relatif des différentes articulations. De façon générale, les cohérences observées entre les spectres de puissance du tremblement angulaire relatif des différentes articulations sont d'une valeur moyenne, notamment pour les paires d'articulations métacarpophalangienne-épaule et poignet-épaule. Il est utile de rappeler que les cohérences obtenues lors de l'analyse du tremblement linéaire étaient supérieures à 0.9. De plus, l'analyse de la phase démontre que les oscillations du tremblement angulaire relatif ont tendance à être légèrement hors phase. Ce déphasage n'a pu être observé lors de l'analyse du tremblement linéaire, où le déplacement des différents était parfaitement en phase. Ce qui indique que le tremblement angulaire de l'articulation métacarpophalangienne et du poignet n'influence que très peu le mouvement du bout du doigt, par rapport au tremblement généré à l'articulation de l'épaule. C'est-à-dire que le petit mouvement aux articulations distales est pratiquement effacé par celui de plus grande amplitude généré à l'articulation de l'épaule. Le décalage de phase observé avec le tremblement angulaire relatif pourrait s'expliquer par un effet de fouet qui transmettrait le mouvement d'un segment proximal à un plus distal. Par contre, comme il a été discuté dans le chapitre précédent, cet effet de fouet n'aurait aucun effet sur l'organisation du tremblement du membre supérieur, puisque son amplitude serait négligeable par rapport à l'amplitude du généré à l'articulation de l'épaule. De plus, le peu de différence entre les conditions indique que les différentes tâches n'ont eu que très peu d'impact sur la cohérence et la phase entre les signaux.



**Figure 6.16 : Cohérence et phase entre les spectres de puissance du déplacement du tremblement angulaire relatif.**

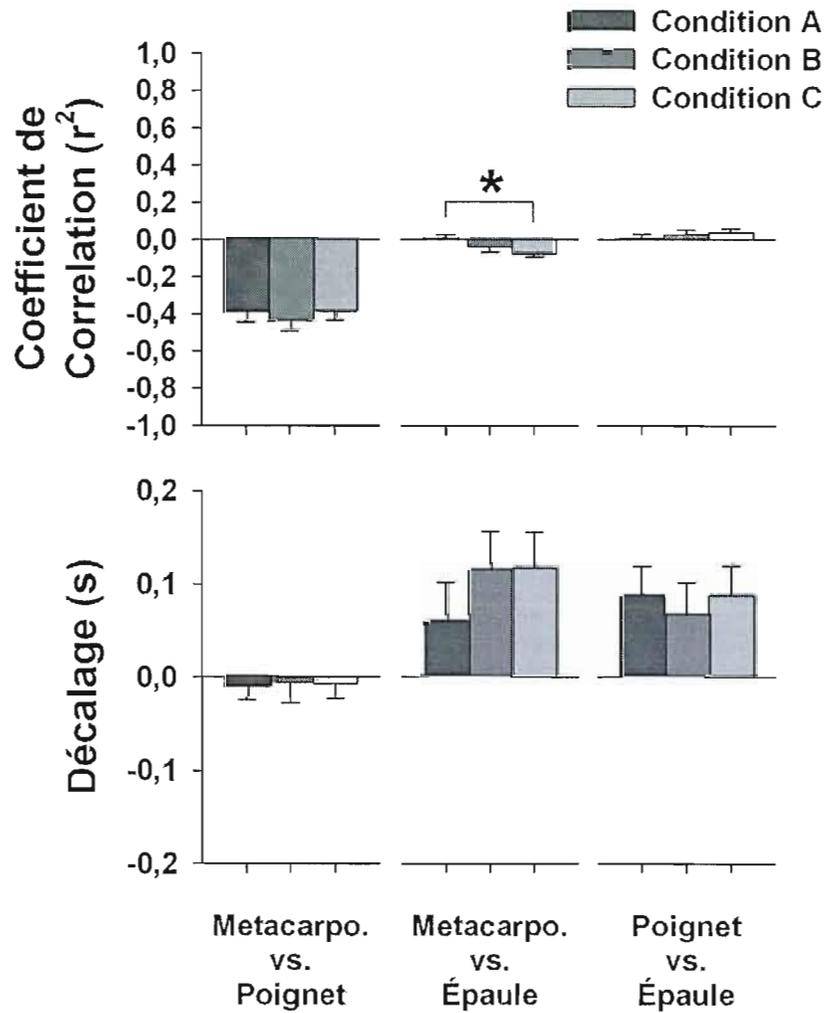
Les barres d'erreur représentent l'erreur standard. Des tests de la variance simple à mesure répétées ont été faits sur les moyennes des cohérences entre les conditions pour chaque bande de fréquences, ainsi qu'entre les moyennes des phases. Lorsqu'une différence était décelée, un test post hoc de Tukey a été réalisé. Les « \* » représentent une différence significative entre les conditions A et C ( $p < 0.05$ ). Les « † » représentent une différence significative entre les conditions B et C ( $p < 0.05$ ). Les « ‡ » représentent une différence significative entre les conditions A et B ( $p < 0.05$ ).



**Figure 6.17 : Cohérence et phase entre les spectres de puissance de l'accélération du tremblement angulaire relatif.**

Les barres d'erreur représentent l'erreur standard. Des tests de la variance simple à mesure répétées ont été faits sur les moyennes des cohérences entre les conditions pour chaque bande de fréquences, ainsi qu'entre les moyennes des phases. Lorsqu'une différence était décelée, un test post hoc de Tukey a été réalisé. Les « \* » représentent une différence significative entre les conditions A et C ( $p < 0.05$ ). Les « † » représentent une différence significative entre les conditions B et C ( $p < 0.05$ ). Les « ‡ » représentent une différence significative entre les conditions A et B ( $p < 0.05$ ).

La Figure 6.18 illustre les résultats de l'analyse de corrélation croisée entre le tremblement angulaire relatif pour les différentes articulations. La moyenne des coefficients de corrélations entre le tremblement angulaire relatif des différentes articulations est très faible. Ce qui indique que le mouvement observé à chaque articulation n'est pas en lien avec celui observé aux autres. La moyenne des coefficients de corrélation entre l'articulation métacarpophalangienne et le poignet est plus forte que pour les autres paires d'articulation. De plus, sa valeur est négative et le temps de décalage est pratiquement de 0 seconde. Ce qui, comme pour les résultats de la cohérence et de la phase, pourrait s'expliquer par un léger effet de fouet qui transmettrait le mouvement d'un segment proximal à un plus distal. Par contre, pour les mêmes raisons, cet effet de fouet n'aurait aucun effet sur l'organisation du tremblement du membre supérieur. De façon générale, les tâches des différentes conditions n'influencent que très peu le comportement observé entre les articulations.

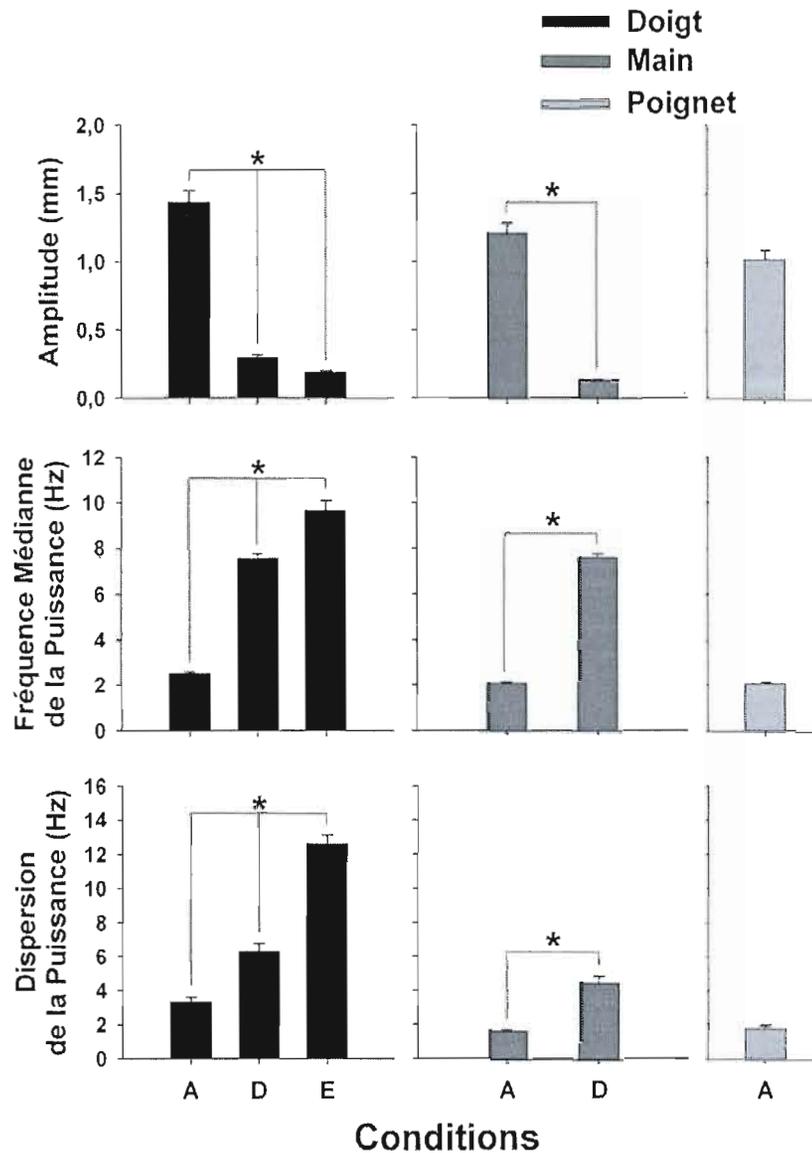


**Figure 6.18 : Corrélation croisée du tremblement angulaire relatif.**

Les barres d'erreur représentent l'erreur standard. Une analyse de la variance simple à mesure répétées a été faite sur les moyennes des coefficients de corrélation entre les conditions, ainsi qu'entre les moyennes des temps de décalage. Lorsqu'une différence était décelée, un test post hoc de Tukey a été réalisé. Les astérisques représentent une différence significative ( $p < 0.05$ ).

### 6.2.2 Analyse de comparaison entre les caractéristiques du tremblement des conditions A, D et E

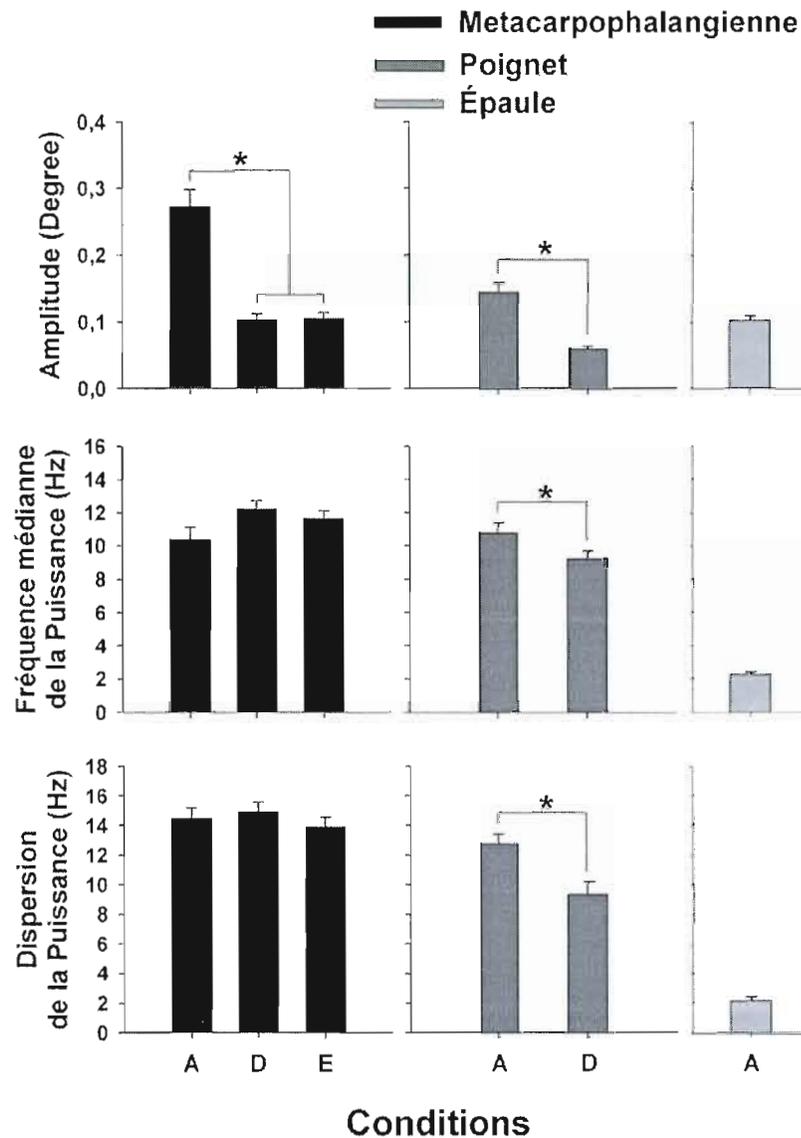
La Figure 6.19 illustre l'amplitude, la fréquence médiane de la puissance et la dispersion de la puissance du tremblement linéaire pour les conditions A, D et E. L'amplitude du tremblement linéaire du doigt augmente lorsque le point d'appui devient plus proximal. De plus, le spectre de puissance du tremblement du doigt adopte les caractéristiques des segments proximaux lorsque ceux-ci ne sont pas appuyés. Le même phénomène est observé pour le tremblement de la main.



**Figure 6.19 : Comparaison des caractéristiques du tremblement linéaire du poignet, de la main et du doigt entre les conditions A, D et E.**

Les barres d'erreur représentent l'erreur standard. Puisque les tests de normalité et d'équivalence ont échoué, des tests de la variance de rang ont été faits entre les moyennes des différentes conditions pour les différentes caractéristiques du tremblement du doigt. Lorsqu'une différence était décelée, un test post hoc de Tukey a été réalisé. Pour les mêmes raisons, des tests-T de rang (Mann-Whitney) ont été réalisés entre les moyennes des différentes conditions pour les différentes caractéristiques du tremblement de la main. Les astérisques représentent une différence significative ( $p < 0.05$ ).

La Figure 6.20 illustre l'amplitude, la fréquence médiane de la puissance et la dispersion de la puissance du tremblement angulaire relatif pour les conditions A, D et E. L'amplitude du tremblement angulaire relatif du doigt diminue dans les conditions où le membre supérieur est appuyé par rapport à la condition sans appui. Ce qui pourrait s'expliquer par une augmentation générale de l'activité du système moteur, qui par conséquence ferait augmenter l'amplitude du tremblement généré à chaque articulation. Par contre, contrairement au tremblement linéaire, le spectre de puissance du tremblement angulaire relatif ne varie pas entre les conditions. Ce qui indique que le tremblement généré à l'articulation métacarpophalangienne conserve ses caractéristiques spectrales, même si l'amplitude augmente. Ce qui exclut que l'amplitude plus élevée observée dans la condition A n'est pas due à une résonance des oscillations des segments proximaux, puisque ceux-ci propageraient des oscillations de plus basses fréquences.

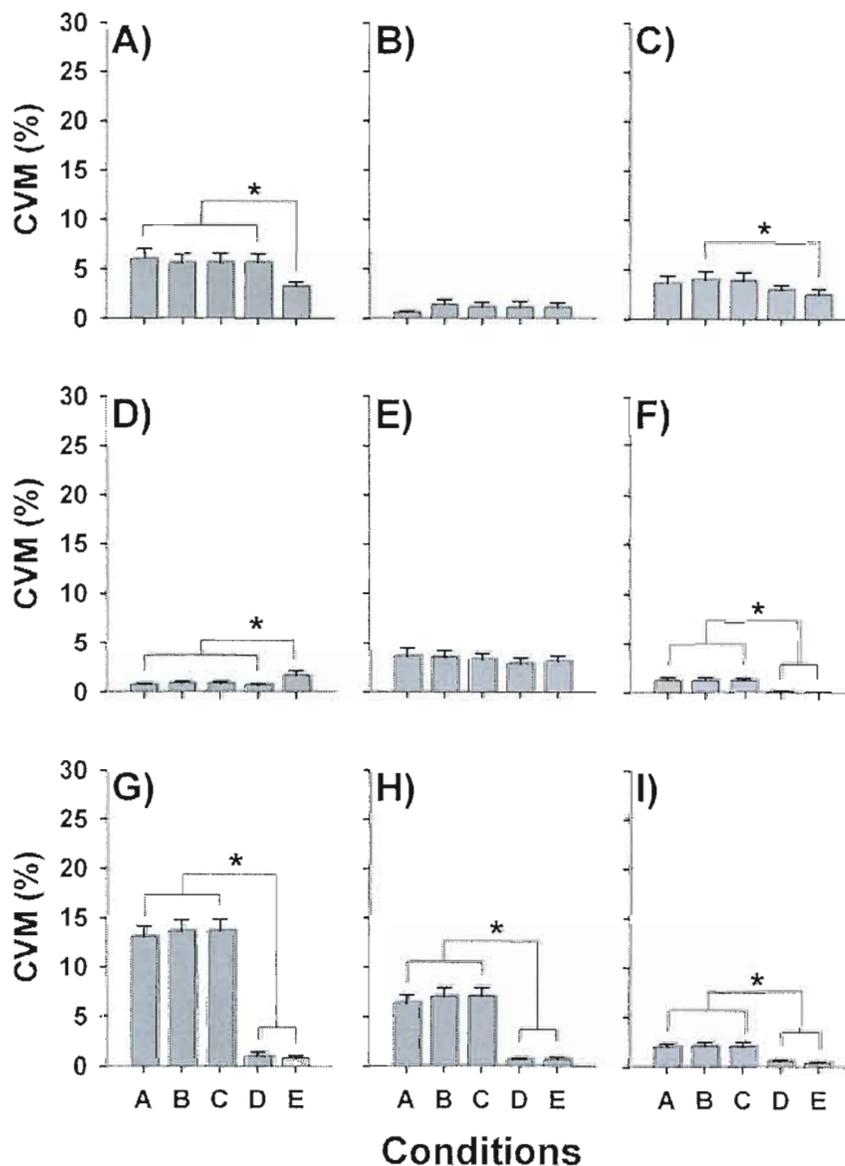


**Figure 6.20 : Comparaison des caractéristiques du tremblement angulaire relatif l'articulation métacarpophalangienne, du poignet et de l'épaule entre les conditions A, D et E.**

Les barres d'erreurs représentent l'erreur standard. Puisque les tests de normalité et d'équivalence ont échoué, des tests de la variance de rang ont été faits entre les moyennes des différentes conditions pour les différentes caractéristiques du tremblement de l'articulation métacarpophalangienne. Lorsqu'une différence était décelée, un post hoc de Tukey a été réalisé. Pour les mêmes raisons, des tests-T de rang (Mann-Whitney) ont été réalisés entre les moyennes des différentes conditions pour les différentes caractéristiques du tremblement de l'articulation du poignet. Les astérisques représentent une différence significative ( $p < 0.05$ ).

### 6.2.3 Analyse de l'EMG

La Figure 6.21 illustre les résultats de l'analyse de l'EMG. Les différences significatives sont observées seulement entre les conditions où la position du participant changeait, c'est-à-dire que l'avant-bras et/ou la main étaient appuyés. Ce qui indique que l'activité musculaire restait semblable entre les conditions A, B et C. De plus, l'augmentation de l'activation au niveau des muscles de l'avant-bras entre lors des conditions non-supportées par rapport à celles où le bras était supporté, pourrait expliquer l'augmentation de l'amplitude du tremblement angulaire relatif observée à l'articulation métacarpophalangienne et au poignet.



**Figure 6.21 : Amplitude de l'activité électromyographique.**

EMG A) de l'extensor digitorum communis, B) du flexor digitorum superficialis, C) de l'extensor carpi radialis brevis, D) du flexor carpi ulnaris, E) du triceps brachii, F) du biceps brachii, G) du deltoideus pars clavicularis, H) du deltoideus pars acromialis and I) du deltoideus pars spinalis. Les résultats sont présentés en %CVM. Les barres d'erreurs représentent l'erreur standard. Des tests de la variance simple à mesure répétées ont été faits sur les moyennes des %CVM entre les conditions. Lorsqu'une différence était décelée, un test post hoc de Tukey a été réalisé. Les astérisques représentent une différence significative ( $p < 0.05$ ).

## CONCLUSION

Cette étude nous a permis de démontrer que, premièrement, la majorité des oscillations du tremblement physiologique se situe dans les basses fréquences pour tous les segments du membre supérieur. Ce qui indique que les oscillations de hautes fréquences, qui sont généralement associées à une origine dans le système nerveux central n'ont que très peu d'importance dans l'amplitude du tremblement physiologique, quelque soit le segment observé. L'origine des oscillations de très basses fréquences reste méconnue et est très peu référencée dans la littérature. Due à leur impact sur l'amplitude totale du tremblement, l'investigation de leur origine serait une avenue de recherche à considérer. Deuxièmement, les résultats ont permis d'établir qu'aucune organisation intrinsèque n'existe afin de réduire l'amplitude du tremblement physiologique dans le membre supérieur. Ces résultats, mis en contexte avec la littérature, nous permettent de proposer que le tremblement physiologique n'est que du bruit omniprésent dans le système. Finalement, cette étude a permis de démontrer qu'il était possible de réduire volontairement l'amplitude du tremblement du membre supérieur et que cette diminution n'était pas due à un changement dans l'organisation du tremblement, ni dans la respiration ou l'activité musculaire. Des investigations futures seront nécessaires afin de cibler l'origine de cette modulation volontaire.

Il est important de noter que les résultats de cette étude ne peuvent être extrapolés à des types de tremblement pathologiques. Dans certaines pathologies, l'exagération des oscillations de hautes fréquences pourrait influencer la répartition du spectre de puissance du tremblement. De plus, une augmentation pathologique de l'amplitude du tremblement pourrait déclencher une organisation entre les différents segments afin de minimiser l'effet du dérèglement neurologique. De plus, il est possible que les

caractéristiques du tremblement changent avec l'âge donc, les résultats observés dans la présente étude ne peuvent pas être inférés à une population plus âgée. Ensuite, malgré le fait que nous avons mesuré certaines variables pouvant influencer les résultats comme l'EMG de surface et la respiration, plusieurs variables n'ont pas été ou n'ont pu être mesurées, comme par exemple, l'enregistrement électromyographique intramusculaire, la fréquence cardiaque, la fatigue générale des participants, les heures d'expérimentation variables, pour ne nommer que celles-ci. Donc, ceci impose d'autres limites à l'interprétation de nos résultats.

Les résultats de la présente étude sont axés sur la compréhension des mécanismes régissant un système sain. Une avenue de recherche future intéressante serait d'investiguer si des mécanismes de compensation sont présents pour un tremblement pathologique ayant une plus grande amplitude et des caractéristiques différentes. Est-ce qu'une organisation du tremblement serait présente afin de minimiser l'augmentation de l'amplitude du tremblement? Ou à l'opposé, est-ce que l'amplitude du tremblement est amplifiée par l'apparition d'une organisation nuisible? L'étude de l'organisation du tremblement pathologique permettrait de mieux comprendre les mécanismes défailants qui causent l'apparition des symptômes.

## ANNEXES



ANNEXE 2 : Certificat d'accomplissement du didacticiel d'introduction à  
l'énoncé de politique des trois conseils

## *Certificat d'accomplissement*

*Ce document certifie que*

Benoit Carignan

*a suivi la formation offerte à l'aide du didacticiel d'introduction à  
l'Énoncé de politique des trois Conseils :  
Éthique de la recherche avec des êtres humains (EPIC) du Groupe consultatif  
interagences en éthique de la recherche*

*Émis:* Le 29 juin 2007

## ANNEXE 3 : Feuille d'information du participant

<b>Information sur le participant</b>	
Date de l'expérimentation :	_____
Numéro de sujet :	_____
Heure d'arrivée :	_____
Heure de départ :	_____
Nom :	_____
Prénom :	_____
Âge :	_____
Sexe :	Femme <input type="checkbox"/> Homme <input type="checkbox"/>
Téléphone :	
Domicile :	_____
Travail :	_____
Autre :	_____
Adresse :	
No et rue :	_____
Ville :	_____
Province :	_____
Code Postal :	_____

## ANNEXE 4 : Test de latéralité (Edinburgh Handedness test)

**Test de latéralité d'Edinburgh**

Veillez indiquer votre préférence quant à la main que vous utiliseriez pour les activités suivantes en apposant *un crochet dans la colonne appropriée*. Lorsque votre préférence est si forte que vous n'utiliserez jamais l'autre main, sauf si vous y étiez forcé, *apposez 2 crochets*. Si vous êtes indifférent quant à la main à utiliser lors de l'activité, *apposez un crochet dans chaque colonne*.

Quelques unes des activités suivantes requièrent l'usage des deux mains. Dans ces cas, la partie de l'activité pour laquelle la préférence de la main est demandée est indiquée entre parenthèses.

Essayez de répondre à toutes les questions et ne laissez qu'une case vide que si vous n'avez aucune expérience avec la tâche.

Sujet : _____		
	Gauche	Droite
1. Écrire	┌ ┌	┌ ┌
2. Dessiner	┌ ┌	┌ ┌
3. Lancer une balle ou un objet	┌ ┌	┌ ┌
4. Utiliser des ciseaux	┌ ┌	┌ ┌
5. Utiliser une brosse à dents	┌ ┌	┌ ┌
6. Utiliser un couteau (sans fourchette)	┌ ┌	┌ ┌
7. Utiliser une cuillère	┌ ┌	┌ ┌
8. Balayer (la main du haut)	┌ ┌	┌ ┌
9. Frotter une allumette	┌ ┌	┌ ┌
10. Ouvrir un contenant (le couvercle)	┌ ┌	┌ ┌

Sujet : \_\_\_\_\_

<u>TOTAL</u>	┌	┌
--------------	---	---

Différence	TOTAL cumulatif	Résultat
Droite – Gauche	Droite + Gauche	$\frac{\text{Différence}}{\text{total cumulatif}} \times 100$
┌	┌	┌

**Score :**

Compter le nombre de crochets dans la colonne « gauche » et dans la colonne « droite », et inscrire les totaux dans la rangée « total ». Dans la case « total cumulatif », inscrire l'addition des deux cases de la rangée « total ». Soustraire le total de gauche au total de droite et l'inscrire dans la case « différence ». Diviser la « différence » par le « total cumulatif », et multiplier par 100; inscrire le résultat dans la case « résultat ».

**Interprétation des scores :**

- Moins de -40 : Gaucher
- Entre -40 et 40 : Ambidextre
- Plus de 40 : Droitier

## ANNEXE 5 : Certificat éthique

 Université de Québec à Montréal	 Comité institutionnel d'éthique de la recherche avec des êtres humains			
No. 099985				
<p>Le Comité institutionnel d'éthique de la recherche avec des êtres humains de l'UQAM a examiné le projet de recherche suivant :</p>				
<p>Responsable(s) du projet : Christian Duval          Unité(s) : Département de kinanthropologie          Co-chercheur(s)/Collaborateur(s) :</p>				
<p>Titre du projet : «Organisation multi-segmentaire du tremblement physiologique du membre supérieur».          Étudiant(s) réalisant leurs projets de mémoire ou de thèse dans le cadre du présent projet ou programme : Benoît Carignan (maîtrise en kinanthropologie).  <i>Ce protocole de recherche est jugé conforme aux pratiques habituelles et répond aux normes établies par le Cadre normatif pour l'éthique de la recherche avec des êtres humains de l'UQAM (1999) et l'Énoncé de politique des trois Conseils : Éthique de la recherche avec des êtres humains (1998).</i>          Le présent certificat est valide jusqu'au 15 décembre 2010.          Rapport du statut du projet (renouvellement du certificat ou de fin de projet) attendu pour le: 1<sup>er</sup> décembre 2010.          (<a href="http://www.recherche.uqam.ca/ethique/humains-suivi-continu.htm">http://www.recherche.uqam.ca/ethique/humains-suivi-continu.htm</a>)</p>				
<b>Membres du Comité</b>				
Membres	Fonction/Discipline	Département ou organisme externe		
Marc Bélanger	Ph.D. (sciences neurologiques)	Kinanthropologie		
René Binette	Représentant du public	Ecomusée du fier monde		
Louise Cossette	Ph.D (psychologie)	Psychologie		
Andrée De Serres	PH.D (administration)	Stratégie, responsabilité sociale et environnementale		
Joseph Josy Lévy	Ph.D. (anthropologie)	Sexologie		
Francine M Mayer	Ph.D. (anthropologie biologique)	Sciences biologiques		
Christian Saint-Germain	Ph.D. (théologie)	Philosophie		
<p>Date de la réunion :          Date d'émission initiale du certificat : 15 décembre 2009          Date(s) de renouvellement du certificat :</p>				
R-1 :	R-2 :	R-3 :	R-4 :	R-5 :
<p>Remarque : Approbation en mode désigné de modifications mineures apportées au projet.</p>				
				
<hr style="width: 50%; margin: auto;"/> <p>Joseph Josy Lévy, Ph.D., Président</p>				

## ANNEXE 6 : Formulaire de consentement

# UQÀM

## FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT (sujet majeur)

«Organisation multi-segmentaire du tremblement physiologique du membre supérieur»

### IDENTIFICATION

Responsable du projet : Christian Duval PhD  
 Département, centre ou institut : Département de Kinanthropologie  
 Adresse postale : Case postale 8888, succursale Centre-ville, Montréal (Québec) H3C 3P8  
 Adresse courriel : duval.christian@uqam.ca  
 Membres de l'équipe : Benoit Carignan, Jean-François Daneault

### BUT GÉNÉRAL DU PROJET

Vous êtes invité à prendre part à ce projet visant à comprendre l'organisation du tremblement physiologique dans le membre supérieur.

### PROCÉDURE(S)

Votre participation consiste à vous présenter au laboratoire de recherche où vous devrez premièrement remplir un questionnaire contenant 10 questions pour confirmer votre main dominante et ensuite, le tremblement de votre bras sera mesuré lors de différentes tâches. Avant le début de la prise de données, huit électrodes seront collées sur votre avant-bras droit et votre épaule droite afin d'enregistrer l'activité de vos muscles. Afin de mesurer votre respiration, deux bandes élastiques seront installées par-dessus vos vêtements au niveau du thorax et de l'abdomen. Le tremblement sera mesuré à l'aide de lasers. Votre tâche consistera à tenter de stabiliser votre membre supérieur (réduction du tremblement) lorsque celui-ci sera élevé vers l'avant. Selon les conditions expérimentales, votre bras sera soutenu au niveau de la main, de l'avant-bras ou du bras. Au total, 20 essais de 40 secondes seront effectués. Un repos de 60 secondes sera pris entre chaque essai. Votre présence au laboratoire sera d'environ 70 minutes.

### AVANTAGES et RISQUES

Bien que vous ne retiriez aucun avantage direct de ce projet de recherche, votre participation contribuera à l'avancement des connaissances par une meilleure compréhension de l'organisation du tremblement physiologique dans le membre supérieur. Il n'y a pas de risque d'inconfort important associé à votre participation sauf une légère fatigue qui pourrait être ressentie dans les muscles de la main, de l'avant-bras et de l'épaule. Par contre, il est impératif que vous ne regardiez pas directement le faisceau du laser car celui-ci est dangereux pour les yeux.

### CONFIDENTIALITÉ

Il est entendu que les renseignements recueillis lors de la session sont confidentiels et que seuls les membres de l'équipe de recherche auront accès à votre enregistrement et au contenu des informations. Le matériel de recherche ainsi que votre formulaire de consentement seront conservés séparément sous clé au laboratoire du chercheur responsable pour la durée totale du projet. Vous serez assignés un numéro de sujet pour assurer votre confidentialité lors d'éventuelles publications.

### **PARTICIPATION VOLONTAIRE**

Votre participation à ce projet est volontaire. Cela signifie que vous acceptez de participer au projet sans aucune contrainte ou pression extérieure, et que par ailleurs vous êtes libre de mettre fin à votre participation en tout temps au cours de cette recherche. Dans ce cas les renseignements vous concernant seront détruits. Votre accord à participer implique également que vous acceptez que l'équipe de recherche puisse utiliser aux fins de la présente recherche (articles, conférences et communications scientifiques) les renseignements recueillis à la condition qu'aucune information permettant de vous identifier ne soit divulguée publiquement à moins d'un consentement explicite de votre part.

### **COMPENSATION FINANCIÈRE**

Aucune compensation financière n'est octroyée pour la participation à ce projet de recherche.

### **DES QUESTIONS SUR LE PROJET OU SUR VOS DROITS?**

Vous pouvez contacter le responsable du projet au numéro (514) 987- 3000 # 4440 pour des questions additionnelles sur le projet ou sur vos droits en tant que participant de recherche. Le Comité institutionnel d'éthique de la recherche avec des êtres humains de l'UQAM a approuvé le projet de recherche auquel vous allez participer. Pour des informations concernant les responsabilités de l'équipe de recherche au plan de l'éthique de la recherche ou pour formuler une plainte ou des commentaires, vous pouvez contacter le Président du Comité institutionnel d'éthique de la recherche, Joseph Josy Lévy, au numéro (514) 987-3000 # 4483. Il peut être également joint au secrétariat du Comité au numéro (514) 987-3000 # 7753.

### **REMERCIEMENTS**

Votre collaboration est essentielle à la réalisation de notre projet et l'équipe de recherche tient à vous en remercier. Si vous souhaitez obtenir un résumé écrit des principaux résultats de cette recherche, veuillez ajouter vos coordonnées ci-dessous.

### **SIGNATURES :**

Je, \_\_\_\_\_ reconnais avoir lu le présent formulaire de consentement et consens volontairement à participer à ce projet de recherche. Je reconnais aussi que l'interviewer a répondu à mes questions de manière satisfaisante et que j'ai disposé suffisamment de temps pour réfléchir à ma décision de participer. Je comprends que ma participation à cette recherche est totalement volontaire et que je peux y mettre fin en tout temps, sans pénalité d'aucune forme, ni justification à donner. Il me suffit d'en informer la responsable du projet.

Signature du participant :

Date :

Nom (lettres moulées) et coordonnées :

Signature du responsable du projet ou de son, sa délégué(e) :

Date :

*Veuillez conserver le premier exemplaire de ce formulaire de consentement pour communication éventuelle avec l'équipe de recherche et remettre le second à l'interviewer.*

## ANNEXE 7 : Formules d'analyse avec S-Plus

**Nom de la formule :** posru.amene.trem

**Fonction :** Importer les données en format ascii dans le programme S-PLUS

**Formule :**

```

function(x, samp.freq = 2048, newsampfreq = 256, calib1 = 0.22222, calib2 = 0.25, calib3 =
  0.5, numsujet = "0", lo = 1, hi = 30, deb = 2, fin = 2)
{
  ind1 <- read.table(paste(
    "E:\Benoit\311cole\Universit\351\Kin\351siologie Data\Posru\sujet
    ", numsujet, "\", x, sep = """), skip = 6, sep = ";")
  indrespi <- ind1[, 13:14]
  ind1 <- ind1[, 1:4]
  inda <- reduce.data.bymeans(ind1[, 1], samp.freq, newsampfreq)
  indb <- reduce.data.bymeans(ind1[, 2], samp.freq, newsampfreq)
  indc <- reduce.data.bymeans(ind1[, 3], samp.freq, newsampfreq)
  indd <- reduce.data.bymeans(ind1[, 4], samp.freq, newsampfreq)
  ind1 <- cbind(inda, indb, indc, indd)
  if(ceiling((length(ind1[, 1])/2)) != length(ind1[, 1])/2) ind1 <- ind1[1:(length(ind1[
    , 1]) - 1), ]
  ind1[, 1] <- ind1[, 1]/calib1
  ind1[, 2] <- ind1[, 2]/calib2
  ind1[, 3] <- ind1[, 3]/calib1
  ind1[, 4] <- ind1[, 4]/calib3
  ind2 <- ind1
  ind1[, 1] <- lo.filt(ind1[, 1], lo, newsampfreq, 0.5)
  ind1[, 1] <- hi.filt(ind1[, 1], hi, newsampfreq, 0.5)
  ind1[, 2] <- lo.filt(ind1[, 2], lo, newsampfreq, 0.5)
  ind1[, 2] <- hi.filt(ind1[, 2], hi, newsampfreq, 0.5)
  ind1[, 3] <- lo.filt(ind1[, 3], lo, newsampfreq, 0.5)
  ind1[, 3] <- hi.filt(ind1[, 3], hi, newsampfreq, 0.5)
  ind1[, 4] <- lo.filt(ind1[, 4], lo, newsampfreq, 0.5)
  ind1[, 4] <- hi.filt(ind1[, 4], hi, newsampfreq, 0.5)
  len1 <- length(ind1[, 1])
  len2 <- length(ind2[, 1])
  len3 <- length(indrespi[, 1])
  len <- min(len1, len2, len3)
  ind1 <- ind1[1:len, ]
  ind2 <- ind2[1:len, ]
  ind3 <- indrespi[1:len, ]
  ind1 <- cbind(ind1, ind2, ind3)
  result <- ind1[(1 + (deb * newsampfreq)):(length(ind1[, 1]) - (fin *
    newsampfreq)), ]
  print(paste(numsujet, x))
  result
}

```

```

}
Nom de la formule : posru.anal.trem
Fonction : Analyse de l'amplitude du tremblement, de la fréquence médiane de la
puissance, de la dispersion de la puissance et de l'amplitude du tremblement à
l'intérieur des bandes de fréquences.
Formule :
function(x, samp.rate = 256, cut.freq = 30, epoch = 5, differ = 0)
{
  if(differ == 0) ind1 <- x[, 1] else ind1 <- diff((x[, 1] * (samp.rate^differ)),
    differences = differ)
  if(differ == 0)
    ind2 <- x[, 2]
  else ind2 <- diff((x[, 2] * (samp.rate^differ)), differences = differ)
  if(differ == 0)
    ind3 <- x[, 3]
  else ind3 <- diff((x[, 3] * (samp.rate^differ)), differences = differ)
  if(differ == 0)
    ind4 <- x[, 4]
  else ind4 <- diff((x[, 4] * (samp.rate^differ)), differences = differ)
  x <- cbind(ind1, ind2, ind3, ind4)
  if(ceiling((length(x[, 1])/2)) != length(x[, 1])/2)
    x <- x[1:(length(x[, 1]) - 1), ]
  amplv1 <- tremor.amplitude(x[, 1], samp.rate = samp.rate, epoch = epoch)
  amplv2 <- tremor.amplitude(x[, 2], samp.rate = samp.rate, epoch = epoch)
  amplv3 <- tremor.amplitude(x[, 3], samp.rate = samp.rate, epoch = epoch)
  amplv4 <- tremor.amplitude(x[, 4], samp.rate = samp.rate, epoch = epoch)
  amplv <- c(amplv1, amplv2, amplv3, amplv4)
  mpf1 <- med.power.freq(x[, 1], cut.freq = cut.freq, samp.freq = samp.rate, fenetre=
    epoch, differ = 0)
  mpf2 <- med.power.freq(x[, 2], cut.freq = cut.freq, samp.freq = samp.rate, fenetre=
    epoch, differ = 0)
  mpf3 <- med.power.freq(x[, 3], cut.freq = cut.freq, samp.freq = samp.rate, fenetre=
    epoch, differ = 0)
  mpf4 <- med.power.freq(x[, 4], cut.freq = cut.freq, samp.freq = samp.rate, fenetre=
    epoch, differ = 0)
  mpf <- c(mpf1, mpf2, mpf3, mpf4)
  dispert1 <- dispert.power(x[, 1], cut.freq = cut.freq, samp.freq = samp.rate, fenetre
    = epoch, whidth = 0.68, differ = 0)
  dispert2 <- dispert.power(x[, 2], cut.freq = cut.freq, samp.freq = samp.rate, fenetre
    = epoch, whidth = 0.68, differ = 0)
  dispert3 <- dispert.power(x[, 3], cut.freq = cut.freq, samp.freq = samp.rate, fenetre
    = epoch, whidth = 0.68, differ = 0)
  dispert4 <- dispert.power(x[, 4], cut.freq = cut.freq, samp.freq = samp.rate, fenetre
    = epoch, whidth = 0.68, differ = 0)
  dispert <- c(dispert1, dispert2, dispert3, dispert4)
  bins1 <- bins.ampl(x[, 1], samp.rate, epoch, 0.1)
}

```

```

bins2 <- bins.ampl(x[, 2], samp.rate, epoch, 0.1)
bins3 <- bins.ampl(x[, 3], samp.rate, epoch, 0.1)
bins4 <- bins.ampl(x[, 4], samp.rate, epoch, 0.1)
bins <- c(bins1, bins2, bins3, bins4)
result <- amplv
result <- append(result, mpf)
result <- append(result, dispert)
result <- append(result, bins)
result
}

```

**Nom de la formule :** tremor.amplitude

**Fonction :** Analyse de l'amplitude du tremblement

**Formule :**

```

function(x, samp.rate = 100, epoch = 5)
{
  ind1 <- floor((length(x)/samp.rate)/epoch)
  indice <- 1
  ind10 <- 1
  ind11 <- epoch * samp.rate
  ampl <- 1:ind1
  while(indice <= ind1) {
    ampl[indice] <- (rms.simple(x[ind10:ind11])) * 2 * (2^0.5)
    ind10 <- ind10 + (epoch * samp.rate)
    ind11 <- ind11 + (epoch * samp.rate)
    indice <- indice + 1
  }
  ampl <- mean(ampl)
  ampl
}

```

**Nom de la formule :** med.power.freq

**Fonction :** Analyse de la fréquence médiane de la puissance

**Formule :**

```

function(x, cut.freq = 20, samp.freq = 256, fenetre = 5, differ = 1)
{
  if(ceiling((length(x)/2)) != length(x)/2)
    x <- x[1:(length(x) - 1)]
  ind100 <- 1
  ind21 <- 1:(floor(length(x)/(fenetre * samp.freq)))
  indaaa <- 1
  indbbb <- fenetre * samp.freq
  while(ind100 <= length(ind21)) {
    if(differ == 0)
      ind2 <- spec(x[indaaa:indbbb], cut.freq = cut.freq, samp.freq =
        samp.freq, spans = 3, detrend = T)
    else ind2 <- spec(diff(x[indaaa:indbbb], difference = differ), cut.freq =
      cut.freq, samp.freq = samp.freq, spans = 3, detrend = T)
  }
}

```

```

        inda <- 1
        indaa <- ind2$power[inda]
        while(indaa < sum(ind2$power)/2) {
            inda <- inda + 1
            indaa <- indaa + ind2$power[inda]
        }
        inda <- inda - 1
        ind21[ind100] <- ind2$freq[inda]
        indaaa <- indaaa + (samp.freq * fenetre)
        indbbb <- indbbb + (samp.freq * fenetre)
        ind100 <- ind100 + 1
    }
    result <- mean(ind21)
    result
}

```

**Nom de la formule :** dispert.power

**Fonction :** Analyse de la dispersion de la puissance

**Formule :**

function(x, cut.freq = 50, samp.freq = 512, fenetre = 5, whidth = 0.68, differ = 1)

```

{
    if(ceiling((length(x)/2)) != length(x)/2)
        x <- x[1:(length(x) - 1)]
    ind100 <- 1
    ind21 <- 1:floor(length(x)/(samp.freq * fenetre))
    indaaa <- 1
    indbbb <- fenetre * samp.freq
    while(ind100 <= length(ind21)) {
        if(differ == 0)
            ind2 <- spec(x[indaaa:indbbb], cut.freq = cut.freq, samp.freq =
                samp.freq, spans = 3, detrend = T)
        else ind2 <- spec(diff(x[indaaa:indbbb], difference = differ), cut.freq =
            cut.freq, samp.freq = samp.freq, spans = 3, detrend = T)
        inda <- 1
        indaa <- ind2$power[inda]
        while(indaa < sum(ind2$power)/2) {
            inda <- inda + 1
            indaa <- indaa + ind2$power[inda]
        }
        inda <- inda - 1
        ind2a <- inda
        ind3a <- inda
        ind200 <- 0
        while(ind200 <= whidth) {
            ind2a <- ind2a - 1
            ind3a <- ind3a + 1
            if(ind3a > length(ind2$power))

```

```

        ind3a <- ind3a - 1
        if(ind2a < 1)
            ind2a <- ind2a + 1
        ind200 <- sum(ind2$power[ind2a:ind3a])/sum(ind2$power)
    }
    ind3a <- ind3a - 1
    ind2a <- ind2a + 1
    ind21[ind100] <- ind2$freq[ind3a] - ind2$freq[ind2a]
    indaaa <- indaaa + (samp.freq * fenetre)
    indbbb <- indbbb + (samp.freq * fenetre)
    ind100 <- ind100 + 1
    ind200 <- 0
}
result <- mean(ind21)
result
}

```

**Nom de la formule :** bins.ampl

**Fonction :** Analyse de l'amplitude du tremblement à l'intérieur de chaque bande de fréquences

**Formule :**

```
function(x, samp.rate = 512, epoch = 5, ramp = 0.1)
```

```
{
    if(ceiling((length(x)/2)) != length(x)/2)
        x <- x[1:(length(x) - 1)]
    ind1 <- floor(length(x)/(samp.rate * epoch))
    indice <- 1
    ind10 <- 1
    ind11 <- epoch * samp.rate
    bin1 <- 1:ind1
    bin2 <- 1:ind1
    bin3 <- 1:ind1
    bin4 <- 1:ind1
    bin5 <- 1:ind1
    bin6 <- 1:ind1
    bin7 <- 1:ind1
    bin8 <- 1:ind1
    trem1 <- hi.filt(x, 3.5, samp.rate, ramp = ramp)
    trem2 <- lo.filt(x, 3.5, samp.rate, ramp = ramp)
    trem2 <- hi.filt(trem2, 7.5, samp.rate, ramp = ramp)
    trem3 <- lo.filt(x, 7.5, samp.rate, ramp = ramp)
    trem3 <- hi.filt(trem3, 12.5, samp.rate, ramp = ramp)
    trem4 <- lo.filt(x, 12.5, samp.rate, ramp = ramp)
    trem4 <- hi.filt(trem4, 16.5, samp.rate, ramp = ramp)
    trem5 <- lo.filt(x, 16.5, samp.rate, ramp = ramp)
    trem5 <- hi.filt(trem5, 30, samp.rate, ramp = ramp)
    trem6 <- lo.filt(x, 30, samp.rate, ramp = ramp)
}

```

```

trem6 <- hi.filt(trem6, 40, samp.rate, ramp = ramp)
while(indice <= ind1) {
  bin1[indice] <- (rms.simple(trem1[ind10:ind11])) * 2 * (2^0.5)
  bin2[indice] <- (rms.simple(trem2[ind10:ind11])) * 2 * (2^0.5)
  bin3[indice] <- (rms.simple(trem3[ind10:ind11])) * 2 * (2^0.5)
  bin4[indice] <- (rms.simple(trem4[ind10:ind11])) * 2 * (2^0.5)
  bin5[indice] <- (rms.simple(trem5[ind10:ind11])) * 2 * (2^0.5)
  bin6[indice] <- (rms.simple(trem6[ind10:ind11])) * 2 * (2^0.5)
  ind10 <- ind10 + (epoch * samp.rate)
  ind11 <- ind11 + (epoch * samp.rate)
  indice <- indice + 1
}
ampl <- mean(bin1)
ampl <- append(ampl, mean(bin2))
ampl <- append(ampl, mean(bin3))
ampl <- append(ampl, mean(bin4))
ampl <- append(ampl, mean(bin5))
ampl
}

```

**Nom de la formule :** posru.angu

**Fonction :** Transforme le tremblement linéaire en tremblement angulaire.

**Formule :**

```

function(x, entre1 = 0, entre2 = 0, entre3 = 0, dist12 = 0, dist23 = 0, samp.freq = 256, nom
= "??")

```

```

{
  laser1 <- x[, entre1]
  laser2 <- x[, entre2]
  laser3 <- x[, entre3]
  angle1 <- atan((laser1 - laser2)/dist12)
  angle2 <- atan((laser2 - laser3)/dist23)
  vecteur <- angle1 - angle2
  vecteur <- (180 * vecteur)/pi
  if(ceiling((length(vecteur)/2)) != length(vecteur)/2)
    vecteur <- vecteur[1:(length(vecteur) - 1)]
  vecteur <- lo.filt(vecteur, 1, 256)
  vecteur <- hi.filt(vecteur, 30, 256)
  vecteur <- vecteur[((0.5 * samp.freq) + 1):(length(vecteur) - (0.5 * samp.freq))]
  print(nom)
  vecteur}

```

**Nom de la formule :** posru.angu.projec

**Fonction :** Permet de déterminer l'amplitude qu'aurait le bout du doigt si le bras était rigide.

**Formule :**

```

function(x, y, dist.bras = 0, dist.doigt = 0, dist.main = 0, samp.freq = 256, nom = "??")
{
  dist <- sum(dist.bras, dist.doigt, dist.main)

```

```

epau <- y[((0.5 * samp.freq) + 1):(length(y) - (0.5 * samp.freq))]
angu <- (x * pi)/180
if(length(epau) != length(angu)) {
  epau <- epau[2:length(epau)]
}
if(length(epau) != length(angu)) {
  print(nom)
}
vecteur <- dist * tan(angu)
vecteur <- vecteur + epau
if(ceiling((length(vecteur)/2)) != length(vecteur)/2)
  vecteur <- vecteur[1:(length(vecteur) - 1)]
ampl <- rms.simple(vecteur) * 2 * 2^0.5
mpf <- med.power.freq(vecteur, cut.freq = 30, samp.freq = 256, fenetre = 5, differ =
1)
disp <- dispert.power(vecteur, cut.freq = 30, samp.freq = 256, fenetre = 5, width =
0.68, differ = 1)
vecteur <- lo.filt(vecteur, 1, 256)
vecteur <- hi.filt(vecteur, 30, 256)
result <- c(ampl, mpf, disp)
result
}

```

**Nom de la formule :** posru.coh.phase

**Fonction :** Calcul la cohérence et la phase entre deux signaux.

**Formule :**

```

function(x, y, emg = "F", cut.freq = 30, samp.freq.1 = 256, samp.freq.2 = 256, fenetre = 5,
lo = 1, hi = 30, lo.emg = 20, hi.emg = 400, spans = 5, differ = 0, nom = "??",
resultmax = "T")

```

```

{
  if(differ >= 1) x <- diff(x, differences = differ)
  indx <- floor(length(x)/(fenetre * samp.freq.1))
  indy <- floor(length(y)/(fenetre * samp.freq.2))
  if(ceiling((length(x)/samp.freq.1)) != length(x)/samp.freq.1)
    x <- x[1:(indx * samp.freq.1 * fenetre)]
  if(ceiling((length(y)/samp.freq.2)) != length(y)/samp.freq.2) y <- y[1:(indy *
samp.freq.2 * fenetre)]
  ero <- length(x)
  era <- length(y)
  ero <- c(ero, era)
  ero <- min(ero)
  x <- x[1:ero]
  y <- y[1:ero]
#COHERENCE
  ind100 <- 1
  ind21 <- 1:(floor(length(x)/(fenetre * samp.freq.1)))
  indaaa <- 1

```

```

indbbb <- fenetre * samp.freq.1
indcc <- cbind(x[indaaa:indbbb], y[indaaa:indbbb])
indcoh <- spec.pgram(indcc, spans = spans)
indcoh <- indcoh$coh
indfreq <- (1:(floor((length(indcoh)/(samp.freq.1/2)) * cut.freq)))
indfreq <- (indfreq/fenetre)
matrice <- matrix(0, length(indfreq), length(ind21))
while(ind100 <= length(ind21)) {
  indcc <- cbind(x[indaaa:indbbb], y[indaaa:indbbb])
  indcoh <- spec.pgram(indcc, spans = spans)
  matrice[, ind100] <- indcoh$coh[1:length(indfreq)]
  indaaa <- indaaa + (fenetre * samp.freq.1)
  indbbb <- indbbb + (fenetre * samp.freq.1)
  ind100 <- ind100 + 1
}
result1 <- rbind(indfreq, rowMeans(matrice))
bin1 <- result1[, 5:17]
bin2 <- result1[, 18:37]
bin3 <- result1[, 38:62]
bin4 <- result1[, 63:82]
bin5 <- result1[, 83:150]
toute <- result1[, 5:150]
ind1 <- order(bin1[2, ])
ind2 <- length(ind1)
ind3 <- ind1[ind2]
bin1 <- c(bin1[1, ind3], bin1[2, ind3])
ind1 <- order(bin2[2, ])
ind2 <- length(ind1)
ind3 <- ind1[ind2]
bin2 <- c(bin2[1, ind3], bin2[2, ind3])
ind1 <- order(bin3[2, ])
ind2 <- length(ind1)
ind3 <- ind1[ind2]
bin3 <- c(bin3[1, ind3], bin3[2, ind3])
ind1 <- order(bin4[2, ])
ind2 <- length(ind1)
ind3 <- ind1[ind2]
bin4 <- c(bin4[1, ind3], bin4[2, ind3])
ind1 <- order(bin5[2, ])
ind2 <- length(ind1)
ind3 <- ind1[ind2]
bin5 <- c(bin5[1, ind3], bin5[2, ind3])
ind1 <- order(toute[2, ])
ind2 <- length(ind1)
ind3 <- ind1[ind2]
toute <- c(toute[1, ind3], toute[2, ind3])

```

```

result2 <- c(toute[1], bin1[1], bin2[1], bin3[1], bin4[1], bin5[1], toute[2], bin1[2],
            bin2[2], bin3[2], bin4[2], bin5[2])
#PHASE
ind100 <- 1
ind21 <- 1:(floor(length(x)/(fenetre * samp.freq.1)))
indaaa <- 1
indbbb <- fenetre * samp.freq.1
indcc <- cbind(x[indaaa:indbbb], y[indaaa:indbbb])
indphase <- spec.pgram(indcc, spans = spans)
indphase <- indcoherent$phase
indfreq <- (1:(floor((length(indphase)/(samp.freq.1/2)) * cut.freq)))
indfreq <- (indfreq/fenetre)
matrice <- matrix(0, length(indfreq), length(ind21))
while(ind100 <= length(ind21)) {
  indcc <- cbind(x[indaaa:indbbb], y[indaaa:indbbb])
  indphase <- spec.pgram(indcc, spans = spans)
  matrice[, ind100] <- indphase$phase[1:length(indfreq)]
  indaaa <- indaaa + (fenetre * samp.freq.1)
  indbbb <- indbbb + (fenetre * samp.freq.1)
  ind100 <- ind100 + 1
}
resultphase <- rbind(indfreq, rowMeans(matrice))
phase1a <- resultphase[1, ceiling((result2[1]/(1/fenetre)))]
phase2a <- resultphase[1, ceiling((result2[2]/(1/fenetre)))]
phase3a <- resultphase[1, ceiling((result2[3]/(1/fenetre)))]
phase4a <- resultphase[1, ceiling((result2[4]/(1/fenetre)))]
phase5a <- resultphase[1, ceiling((result2[5]/(1/fenetre)))]
phase6a <- resultphase[1, ceiling((result2[6]/(1/fenetre)))]
phase1b <- resultphase[2, ceiling((result2[1]/(1/fenetre)))]
phase2b <- resultphase[2, ceiling((result2[2]/(1/fenetre)))]
phase3b <- resultphase[2, ceiling((result2[3]/(1/fenetre)))]
phase4b <- resultphase[2, ceiling((result2[4]/(1/fenetre)))]
phase5b <- resultphase[2, ceiling((result2[5]/(1/fenetre)))]
phase6b <- resultphase[2, ceiling((result2[6]/(1/fenetre)))]
phasefreq <- c(phase1a, phase2a, phase3a, phase4a, phase5a, phase6a)
phase <- c(phase1b, phase2b, phase3b, phase4b, phase5b, phase6b)
phase <- phase %% (2 * pi)
phase <- phase * (180/pi)
ind1 <- 1
ind2 <- length(phase)
while(ind1 <= ind2) {
  if(phase[ind1] > 180)
    phase[ind1] <- ((phase[ind1] * (-1)) + 360)
  ind1 <- ind1 + 1
}
print(nom)

```

```

if(resultmax == "T")
  result <- result2
else result <- result1[2, ]
if(resultmax == "T")
  result <- c(result, phase)
result
}

```

**Nom de la formule :** posru.flavol.1

**Fonction :** Permet de calculer l'amplitude du tremblement si l'on y enlève les oscillations de chacune des bandes de fréquences

**Formule :**

```

function(x, samp.freq = 256, epoch = 5, differ = 0)
{
  ind1 <- length(x[1, ])
  ind2 <- 1
  result <- 0
  while(ind2 <= ind1) {
    vect <- x[, ind2]
    if(differ != 0) vect <- (diff(vect, differences = differ)) * samp.freq^differ
    indtotal <- rms.mean.epoch(vect, samp.freq, epoch)
    ind0a4 <- large.filt(vect, 3.5, 0, samp.freq)
    ind0a4 <- rms.mean.epoch(ind0a4, samp.freq, epoch)
    ind4a8 <- large.filt(vect, 7.5, 3.5, samp.freq)
    ind4a8 <- rms.mean.epoch(ind4a8, samp.freq, epoch)
    ind8a12 <- large.filt(vect, 12.5, 7.5, samp.freq)
    ind8a12 <- rms.mean.epoch(ind8a12, samp.freq, epoch)
    ind12a16 <- large.filt(vect, 16.5, 12.5, samp.freq)
    ind12a16 <- rms.mean.epoch(ind12a16, samp.freq, epoch)
    ind16a30 <- large.filt(vect, 30, 16.5, samp.freq)
    ind16a30 <- rms.mean.epoch(ind16a30, samp.freq, epoch)
    result <- c(result, indtotal, ind0a4, ind4a8, ind8a12, ind12a16, ind16a30)
    ind2 <- ind2 + 1
  }
  result <- result[2:length(result)]
  result <- result * 2 * 2^0.5
  result
}

```

**Nom de la formule :** posru.flavol.2

**Fonction :** Permet de calculer l'amplitude du tremblement à l'intérieur de chaque bande de fréquences.

**Formule :**

```
function(x, samp.freq = 256, epoch = 5, differ = 0)
{
  ind1 <- length(x[, ])
  ind2 <- 1
  result <- 0
  while(ind2 <= ind1) {
    vect <- x[, ind2]#
    if(differ != 0) vect <- (diff(vect, differences = differ)) * samp.freq^differ
    indampl <- tremor.amplitude(vect, samp.rate = samp.freq, epoch = epoch)
    indbins <- bins.ampl(vect, samp.freq, epoch, 0.1)
    result <- c(result, indampl, indbins)
    ind2 <- ind2 + 1
  }
  result <- result[2:length(result)]
  result
}
```

**Nom de la formule :** posru.flavol.3

**Fonction :** Permet de calculer l'amplitude du tremblement si l'on y enlève une bande de fréquence de largeur x pour chaque x Hz.

**Formule :**

```
function(x, samp.freq = 256, epoch = 5, differ = 0, freqmin = 1, freqmax = 30, large = 4,
  precision = 0.2)
{
  if(differ != 0) x <- diff(x, differences = differ)
  foo1 <- floor((length(x)/samp.freq)/epoch)
  x <- x[1:(foo1 * samp.freq * epoch)]
  print(length(x))
  indd <- (large/2) + freqmin
  indf <- freqmax - (large/2)
  ind1 <- ((indf - indd)/precision) + 1
  bas <- freqmin
  haut <- freqmin + large
  matrice <- rep(0, ind1)
  ind2 <- 1
  while(ind2 <= ind1) {
    ind3 <- large.filt(x, haut, bas, samp.freq)
    matrice[ind2] <- rms.mean.epoch(ind3, samp.freq, epoch)
    ind2 <- ind2 + 1
    haut <- haut + precision
    bas <- bas + precision
  }
  result <- matrice * 2 * 2^0.5
}
```

```

indtotal <- rms.mean.epoch(x, samp.freq, epoch)
result <- (result/(indtotal * 2 * 2^0.5)) * 100
result

```

```

}

```

**Nom de la formule :** posru.flavol.4

**Fonction :** Permet de calculer l'amplitude du tremblement à l'intérieur d'une bande de fréquence de largeur x pour chaque x Hz.

**Formule :**

```

function(x, samp.freq = 256, epoch = 5, differ = 0, freqmin = 1, freqmax = 30, large = 4,
precision = 0.2)

```

```

{

```

```

  if(differ != 0) x <- diff(x, differences = differ)
  foo1 <- floor((length(x)/samp.freq)/epoch)
  x <- x[1:(foo1 * samp.freq * epoch)]
  print(length(x))
  indd <- (large/2) + freqmin
  indf <- freqmax - (large/2)
  ind1 <- ((indf - indd)/precision) + 1
  bas <- freqmin
  haut <- freqmin + large
  matrice <- rep(0, ind1)
  ind2 <- 1
  while(ind2 <= ind1) {
    ind3 <- lo.filt(x, bas, samp.freq, 0.1)
    ind3 <- hi.filt(ind3, haut, samp.freq, 0.1)
    matrice[ind2] <- rms.mean.epoch(ind3, samp.freq, epoch)
    ind2 <- ind2 + 1
    haut <- haut + precision
    bas <- bas + precision
  }

```

```

  result <- matrice * 2 * 2^0.5
  indtotal <- rms.mean.epoch(x, samp.freq, epoch)
  result <- (result/(indtotal * 2 * 2^0.5)) * 100
  result

```

```

}

```

**Nom de la formule :** posru.respi.trouve.peak

**Fonction :** Permet d'identifier les pointes du signal de respiration et de calculer l'amplitude et la durée des respirations.

**Formule :**

```

function(x, samp.rate = 256, lo = 0, hi = 0.5, canal = 1, nom = "???", gain = 0)

```

```

{

```

```

  respi <- (x[, canal])/gain
  if(ceiling((length(respi)/2)) != length(respi)/2)
    respi <- respi[1:(length(respi) - 1)]
  if(lo > 0) {
    respi <- lo.filt(respi, freq = lo, samp = samp.rate, ramp = 0.1)
  }

```

```

}
respi <- hi.filt(respi, freq = hi, samp = samp.rate, ramp = 0.1) #
indw <- (-1)
while(indw < 0) {
  print(nom)
  plots(respi)
  title(nom)
  ind1 <- locator(type = "l")
  indx <- floor(ind1$x)
  indx[1] <- 1
  indx[length(indx)] <- length(respi)
  indy <- ind1$y
  respi2 <- respi
  ind1 <- 1
  ind2 <- length(indx) - 1
  ligne <- c(0, 0)
  while(ind1 <= ind2) {
    inda <- indx[ind1 + 1] - indx[ind1]
    indb <- indy[ind1 + 1] - indy[ind1]
    if(indb < 0) {
      indc <- inda:1
      indc <- (indc/inda) * abs(indb)
      indc <- indc + indy[ind1 + 1]
    }
    else {
      indc <- 1:inda
      indc <- (indc/inda) * abs(indb)
      indc <- indc + indy[ind1]
    }
    ligne <- c(ligne, indc)
    ind1 <- ind1 + 1
  }
  ligne <- ligne[3:length(ligne)]
  respi2 <- respi2[2:length(respi2)] - ligne
  foo1 <- length(respi2)
  foo2 <- 1
  foo3 <- 0
  while(foo2 < foo1) {
    foo5 <- respi2[foo2]
    foo6 <- respi2[foo2 + 1]
    foo4 <- foo5 * foo6
    if(foo4 < 0)
      foo3 <- foo3 + 1
    foo2 <- foo2 + 1
  }
  vecteur <- rep(0, foo3)

```

```

foo1 <- length(respi2)
foo2 <- 1
foo7 <- 1
while(foo2 < foo1) {
  foo5 <- respi2[foo2]
  foo6 <- respi2[foo2 + 1]
  foo4 <- foo5 * foo6
  if(foo4 < 0) {
    vecteur[foo7] <- foo2
    foo7 <- foo7 + 1
  }
  foo2 <- foo2 + 1
}
ind1 <- 1
ind2 <- length(vecteur) - 1
indpeakrespi <- rep(0, ind2)
while(ind1 <= ind2) {
  ind4 <- max(respi2[vecteur[ind1]:vecteur[ind1 + 1]])
  ind5 <- min(respi2[vecteur[ind1]:vecteur[ind1 + 1]])
  if(ind4 > abs(ind5)) {
    inda <- respi[vecteur[ind1]:vecteur[ind1 + 1]]
    indb <- order(inda)
    indc <- indb[length(indb)]
    indpeakrespi[ind1] <- indc + vecteur[ind1]
  }
  else {
    inda <- respi[vecteur[ind1]:vecteur[ind1 + 1]]
    indb <- order(inda)
    indc <- indb[1]
    indpeakrespi[ind1] <- indc + vecteur[ind1]
  }
  ind1 <- ind1 + 1
}
indpeakrespi <- floor(indpeakrespi)
#Duration
ind1 <- indpeakrespi
if(ceiling((length(ind1)/2)) == length(ind1)/2)
  ind1 <- ind1[1:(length(ind1) - 1)]
duration <- ((ind1[length(ind1)] - ind1[1])/((length(ind1) - 1)/2))/samp.rate
#Amplitude
ind2 <- 1
ind3 <- (length(ind1))
ampl <- rep(0, (ind3 - 1))
while(ind2 < ind3) {
  ampl[ind2] <- abs(respi[ind1[ind2]] - respi[ind1[(ind2 + 1)]])
  ind2 <- ind2 + 1
}

```

```

    }
    ampl <- mean(ampl)
  }
  ind1 <- rep("foo", (50 - length(indpeakrespi)))
  result <- c(indpeakrespi, ind1, anal)
  result
}

```

**Nom de la formule :** reduce.data.bymeans

**Fonction :** Permet de réduire l'échantillonnage d'un signal par une moyenne passante.

**Formule :**

```

function(x, sampling.rate = 144, sampling = 100)
{
  newindice <- length(x)/sampling.rate
  newindice <- newindice * sampling
  newindice <- 1:length(newindice)
  diviseur <- sampling.rate/sampling
  ind1 <- 1
  ind2 <- 1
  ind3 <- diviseur
  ind4 <- 1:floor((length(x)/diviseur))
  while(ind1 <= length(ind4)) {
    ind4[ind1] <- mean(x[ind2:ind3])
    ind1 <- ind1 + 1
    ind2 <- ind2 + diviseur
    ind3 <- ind3 + diviseur
  }
  ind4 <- ind4[1:(length(ind4))]
  if(length(ind4) != length(newindice))
    append(ind4, ind4[length(ind4)])
  ind4
}

```

**Nom de la formule :** large.filt

**Fonction :** Permet de filtrer les oscillations d'une certaine fréquence

**Formule :**

```

function(x, freqhaut = 60, freqbas = 10, samp = 200, ramp = 0.1)
{
  if(ceiling((length(x)/2)) != length(x)/2) x <- x[1:(length(x) - 1)]
  len <- length(x)
  cutbas <- round(freqbas/(samp/len))
  cuthaut <- round(freqhaut/(samp/len))
  ramp <- round(ramp/(samp/len))
  len2 <- len
  len <- round(len/2)
  filt <- rep(1, len)
  f.filt <- ((1:len) * samp)/len
}

```

```

filt[cutbas:cuthaut] <- 0
if(ramp > 11) {
  filt[(cutbas - ramp):(cutbas - 1)] <- ((ramp):1)/(ramp)
  filt[(cuthaut + 1):(ramp + cuthaut)] <- (1:(ramp))/(ramp)
  filt <- mvave(filt, 11)
  filt[1:6] <- 1
  filt[(len - 6):len] <- 1
}
filt <- c(filt, rev(filt)) #      plot(filt, type = "l")
f <- fft(x)/(2 * (len))
filtered.f <- f * filt
y <- fft(filtered.f, inv = T)
Re(y)
}

```

**Nom de la formule :** lo.filt

**Fonction :** Permet de filtrer les oscillations en-dessous d'une certaine fréquence.

**Formule :**

```

function(x, freq = 2, samp = 200, ramp = 0.5)
{
  len <- length(x)
  cut <- round(freq/(samp/len))
  ramp <- round(ramp/(samp/len))
  len <- round(len/2)
  filt <- rep(1, len)
  if(ramp > 11) {
    filt[1:(cut - ramp + 1)] <- 0
    filt[(cut - ramp):cut] <- (1:(ramp + 1))/(ramp + 1)
    filt <- mvave(filt, 11)
    filt[1:6] <- 0
  }
  else filt[1:cut] <- 0
  filt <- c(filt, rev(filt)) #      lines(filt[(2 * len - 900):(2 * len)], col = 2)
  f <- fft(x)/(2 * (len))
  filtered.f <- f * filt
  y <- fft(filtered.f, inv = T)
  Re(y)
}

```

**Nom de la formule :** hi.filt

**Fonction :** Permet de filtrer les oscillations au-dessus d'une certaine fréquence.

**Formule :**

```

function(x, freq = 15, samp = 200, ramp = 0.5)
{
  len <- length(x)
  cut <- round(freq/(samp/len))
  ramp <- round(ramp/(samp/len))
  len2 <- len

```

<pre> len &lt;- round(len/2) filt &lt;- rep(1, len) f.filt &lt;- ((1:len) * samp)/len if(ramp &gt; 11) {   filt[(cut + ramp + 1):len] &lt;- 0   filt[cut:(ramp + cut)] &lt;- ((ramp + 1):1)/(ramp + 1)   filt &lt;- mvave(filt, 11)   filt[1:6] &lt;- 1   filt[(len - 5):len] &lt;- 0 } else filt[cut:len] &lt;- 0 filt &lt;- c(filt, rev(filt)) #      plot(filt, type = "l") f &lt;- fft(x)/(2 * (len)) filtered.f &lt;- f * filt y &lt;- fft(filtered.f, inv = T) Re(y) } </pre>
<p><b>Nom de la formule :</b> distri.shape</p> <p><b>Fonction :</b> Permet d'illustrer la distribution des données</p> <p><b>Formule :</b></p> <pre> function(x) {   par(mfrow = c(2, 2))   hist(x)   boxplot(x)   idq &lt;- summary(x)[5] - summary(x)[2]   plot(density(x, width = 2 * idq), xlab = "x", ylab = "", type = "l")   qqnorm(x)   qqline(x)   par(mfrow = c(1, 1)) } </pre>
<p><b>Nom de la formule :</b> cross.co</p> <p><b>Fonction :</b> Permet de calculer la cross-corrélation entre deux sigaux.</p> <p><b>Formule :</b></p> <pre> function(x, y, decal = 5, samp.freq = 256, method = "pearson", epoch = F, pvalu = 0.05, nom = "??") {   if(epoch == F)     epoch &lt;- length(x)/samp.freq   else epoch &lt;- epoch   if(length(x) != length(y)) {     if(length(x) &lt; length(y))       y &lt;- y[1:length(x)]     else x &lt;- x[1:length(y)]   } } </pre>

```

ind1 <- samp.freq * decal
ind2 <- 1
vecteur <- rep(0, 2 * ind1)
while(ind2 <= ind1) {
  indx <- x[ind2:length(x)]
  indy <- y[1:length(indx)]
  indcor <- cor.test(indx, indy, method = method)
  if(indcor$p.value <= pvalu)
    vecteur[ind2] <- indcor$estimate
  else vecteur[ind2] <- 0
  ind2 <- ind2 + 1
}
ind2 <- 2
while(ind2 <= ind1) {
  indy <- y[ind2:length(y)]
  indx <- x[1:length(indy)]
  indcor <- cor.test(indx, indy, method = method)
  if(indcor$p.value <= pvalu)
    vecteur[ind2 + ind1] <- indcor$estimate
  else vecteur[ind2 + ind1] <- 0
  ind2 <- ind2 + 1
}
if(sum(vecteur) == 0)
  print("ERREUR: P > que p.value...")
inda <- order(abs(vecteur))
indb <- inda[length(inda)]
if(indb <= ind1) {
  indx <- x[indb:length(x)]
  indy <- y[1:length(indx)]
  indcor <- cor.test(indx, indy, method = method)
}
else {
  indy <- y[(indb - ind1):length(y)]
  indx <- x[1:length(indy)]
  indcor <- cor.test(indx, indy, method = method)
}
Coef.corr <- indcor$estimate
indc <- max(vecteur)
if(indb <= ind1)
  decalage <- indb/samp.freq
else decalage <- ((indb - ind1) * -1)/samp.freq
p.value <- indcor$p.value
parametres <- indcor$parameters
stat <- indcor$statistic
result <- cbind(Coef.corr, decalage, p.value, parametres, stat)
print(nom)

```

<pre> } result } </pre>
<p><b>Nom de la formule :</b> flavol.spec</p> <p><b>Fonction :</b> Permet d'illustrer le spectre de puissance d'un signal</p> <p><b>Formule :</b></p> <pre> function(x, spans = 7, cut.freq = 30, samp.freq = 256, differ = 0, epoch = 5) {   if(differ == 0) ind1 &lt;- x else ind1 &lt;- diff((x * (samp.freq^differ)), differences =     differ)   if(ceiling((length(ind1)/2)) != length(ind1)/2) ind1 &lt;- ind1[1:(length(ind1) - 1)]   inf1 &lt;- x[1:(epoch * samp.freq)]   inf2 &lt;- spec(inf1, spans = spans, cut.freq = cut.freq, samp.freq = samp.freq)   inf3 &lt;- length(inf2\$power)   ind2 &lt;- floor((length(x))/(epoch * samp.freq))   ind3 &lt;- 1   indd &lt;- 1   indf &lt;- (epoch * samp.freq)   indp &lt;- matrix(0, ind2, inf3)   while(ind3 &lt;= ind2) {     inda &lt;- spec(ind1[indd:indf], spans = spans, cut.freq = cut.freq, samp.freq       = samp.freq)     indp[ind3, ] &lt;- inda\$power     ind3 &lt;- ind3 + 1     indd &lt;- indd + (epoch * samp.freq)     indf &lt;- indf + (epoch * samp.freq)   }   result &lt;- colMeans(indp)   result &lt;- (result/(sum(result))) * 100   plot(inf2\$freq, result, type = "l")   result } </pre>
<p><b>Nom de la formule :</b> rms.simple</p> <p><b>Fonction :</b> Renvoie la moyenne quadratique d'un signal</p> <p><b>Formule :</b></p> <pre> function(x) {   ind1 &lt;- sqrt(mean(x^2))   ind1 } </pre>

## RÉFÉRENCES

- Beuter A, de Geoffroy A, Cordo P (1994) The measurement of tremor using simple laser systems. *J Neurosci Methods* 53: 47-54
- Beuter A, Edwards R (1999) Using frequency domain characteristics to discriminate physiologic and parkinsonian tremors. *J Clin Neurophysiol* 16: 484-494
- Carignan B, Daneault JF, Duval C (2009) The amplitude of physiological tremor can be voluntarily modulated. *Exp Brain Res* 194: 309-316
- Carignan B, Daneault JF, Duval C (2010) Quantifying the importance of high frequency components on the amplitude of physiological tremor. *Exp Brain Res* 202: 299-306
- Cheung VC, d'Avella A, Bizzi E (2009) Adjustments of motor pattern for load compensation via modulated activations of muscle synergies during natural behaviors. *J Neurophysiol* 101: 1235-1257
- Conway BA, Halliday DM, Farmer SF, Shahani U, Maas P, Weir AI, Rosenberg JR (1995) Synchronization between motor cortex and spinal motoneuronal pool during the performance of a maintained motor task in man. *J Physiol* 489 ( Pt 3): 917-924
- Daneault JF, Carignan B, Duval C (2010a) Bilateral effect of a unilateral voluntary modulation of physiological tremor. *Clin Neurophysiol* 121: 734-743
- Daneault JF, Carignan B, Duval C (2010b) Voluntary reduction of physiologic tremor during a tracking task. *Brain Res* (Soumis)
- Daneault JF, Carignan B, Duval C (2010c) Voluntary reduction of physiologic tremor during a tracking task. *Brain Res* (submitted)
- Duval C (2006) Rest and postural tremors in patients with Parkinson's disease. *Brain Res Bull* 70: 44-48

- Duval C, Beuter A, Gauthier S (1997) Fluctuations in tremor at rest and saccadic eye movements in subjects with Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord* 3: 195-205
- Duval C, Jones J (2005) Assessment of the amplitude of oscillations associated with high-frequency components of physiological tremor: impact of loading and signal differentiation. *Exp Brain Res* 163: 261-266
- Duval C, Norton L (2006) Tremor in patients with migraine. *Headache* 46: 1005-1010
- Duval C, Panisset M, Bertrand G, Sadikot AF (2000) Evidence that ventrolateral thalamotomy may eliminate the supraspinal component of both pathological and physiological tremors. *Exp Brain Res* 132: 216-222
- Duval C, Panisset M, Sadikot AF (2001) The relationship between physiological tremor and the performance of rapid alternating movements in healthy elderly subjects. *Exp Brain Res* 139: 412-418
- Duval C, Panisset M, Strafella AP, Sadikot AF (2006) The impact of ventrolateral thalamotomy on tremor and voluntary motor behavior in patients with Parkinson's disease. *Exp Brain Res* 170: 160-171
- Duval C, Sadikot AF, Panisset M (2004) The detection of tremor during slow alternating movements performed by patients with early Parkinson's disease. *Exp Brain Res* 154: 395-398
- Duval C, Strafella AP, Sadikot AF (2005) The impact of ventrolateral thalamotomy on high-frequency components of tremor. *Clin Neurophysiol* 116: 1391-1399
- Edwards R, Beuter A (2000) Using time domain characteristics to discriminate physiologic and parkinsonian tremors. *J Clin Neurophysiol* 17: 87-100
- Elble RJ (1986) Physiologic and essential tremor. *Neurology* 36: 225-231
- Elble RJ (1995) Mechanisms of physiological tremor and relationship to essential tremor. In: Findley LJ, Koller WC (eds) *Handbook of tremor disorders*. Marcel Dekker, New York, pp 51-62

- Elble RJ (1996) Central mechanisms of tremor. *J Clin Neurophysiol* 13: 133-144
- Elble RJ (2000) Origins of tremor. *Lancet* 355: 1113-1114
- Elble RJ (2003) Characteristics of physiologic tremor in young and elderly adults. *Clin Neurophysiol* 114: 624-635
- Elble RJ, Koller WC (1990) Tremor. The John Hopkins University Press, Baltimore
- Elble RJ, Randall JE (1976) Motor-unit activity responsible for 8- to 12-Hz component of human physiological finger tremor. *J Neurophysiol* 39: 370-383
- Elble RJ, Randall JE (1978) Mechanistic components of normal hand tremor. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 44: 72-82
- Fox JR, Randall JE (1970) Relationship between forearm tremor and the biceps electromyogram. *J Appl Physiol* 29: 103-108
- Goodman D, Kelso JA (1983) Exploring the functional significance of physiological tremor: a biospectroscopic approach. *Exp Brain Res* 49: 419-431
- Greene PH (1972) Problems of organization of motor systems. In: Rosen R, F.M. S (eds) *Progress in theoretical biology*, vol 2. Academic Press, New York, pp 303-338
- Hagbarth KE, Young RR (1979) Participation of the stretch reflex in human physiological tremor. *Brain* 102: 509-526
- Hallett M (1998) Overview of human tremor physiology. *Mov Disord* 13 Suppl 3: 43-48
- Halliday AM, Redfearn JW (1956) An analysis of the frequencies of finger tremor in healthy subjects. *J Physiol* 134: 600-611
- Halliday DM, Conway BA, Farmer SF, Rosenberg JR (1999) Load-independent contributions from motor-unit synchronization to human physiological tremor. *J Neurophysiol* 82: 664-675

- Harwell RC, Ferguson RL (1983) Physiologic tremor and microsurgery. *Microsurgery* 4: 187-192
- Herringham WP (1890) On Muscular Tremor. *J Physiol* 11: 478-485
- Hwang IS, Chen YC, Wu PS (2009a) Differential load impact upon arm tremor dynamics and coordinative strategy between postural holding and position tracking. *Eur J Appl Physiol* 105: 945-957
- Hwang IS, Huang CT, Cherng RJ, Huang CC (2006) Postural fluctuations during pointing from a unilateral or bilateral stance. *Hum Mov Sci* 25: 275-291
- Hwang IS, Lin CC, Wu PS (2009b) Tremor modulation in patients with Parkinson's disease compared to healthy counterparts during loaded postural holding. *J Electromyogr Kinesiol*
- Hwang IS, Yang ZR, Huang CT, Guo MC (2009c) Reorganization of multidigit physiological tremors after repetitive contractions of a single finger. *J Appl Physiol* 106: 966-974
- Keogh J, Morrison S, Barrett R (2004) Augmented visual feedback increases finger tremor during postural pointing. *Exp Brain Res* 159: 467-477
- Klous M, Danna-dos-Santos A, Latash ML (2010) Multi-muscle synergies in a dual postural task: evidence for the principle of superposition. *Exp Brain Res* 202: 457-471
- Koster B, Lauk M, Timmer J, Winter T, Guschlbauer B, Glocker FX, Danek A, Deuschl G, Lucking CH (1998) Central mechanisms in human enhanced physiological tremor. *Neurosci Lett* 241: 135-138
- Krishnamoorthy V, Latash ML, Scholz JP, Zatsiorsky VM (2003) Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons. *Exp Brain Res* 152: 281-292
- Lakie M, Combes N (2000) There is no simple temporal relationship between the initiation of rapid reactive hand movements and the phase of an enhanced physiological tremor in man. *J Physiol* 523 Pt 2: 515-522

- Lamarre Y (1975) Tremorgenic mechanisms in primates. *Adv Neurol* 10: 23-34
- Lamarre Y (1995) Central mechanisms of experimental tremor and their clinical relevance. In: Findley LJ, Koller WC (eds) *Handbook of Tremor Disorders*. Marcel Dekker, New York, pp 103-118
- Lippold OC (1970) Oscillation in the stretch reflex arc and the origin of the rhythmical, 8-12 C-S component of physiological tremor. *J Physiol* 206: 359-382
- Llinas R (1984) Rebound excitation as the physiological basis for tremor: a biophysical study of the oscillating properties of mammalian central neurons. In: Findley L, Calpildeo R (eds) *Movement disorders: tremor*. Macmillan, London, pp 165-182
- Marsden CD, Meadows JC, Lange GW, Watson RS (1969) The role of the ballistocardiac impulse in the genesis of physiological tremor. *Brain* 92: 647-662
- McAuley JH, Marsden CD (2000) Physiological and pathological tremors and rhythmic central motor control. *Brain* 123 ( Pt 8): 1545-1567
- McAuley JH, Rothwell JC, Marsden CD (1997) Frequency peaks of tremor, muscle vibration and electromyographic activity at 10 Hz, 20 Hz and 40 Hz during human finger muscle contraction may reflect rhythmicities of central neural firing. *Exp Brain Res* 114: 525-541
- McFarland DH, Smith A, Moore CA, Weber CM (1986) Relationship between amplitude of tremor and reflex responses of the human jaw-closing system. *Brain Res* 366: 272-278
- Morrison S, Kavanagh J, Obst SJ, Irwin J, Haseler LJ (2005) The effects of unilateral muscle fatigue on bilateral physiological tremor. *Exp Brain Res* 167: 609-621
- Morrison S, Keogh J (2001) Changes in the dynamics of tremor during goal-directed pointing. *Hum Mov Sci* 20: 675-693
- Morrison S, Newell KM (1996) Inter- and intra-limb coordination in arm tremor. *Exp Brain Res* 110: 455-464

- Morrison S, Newell KM (1999) Bilateral organization of physiological tremor in the upper limb. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 80: 564-574
- Morrison S, Newell KM (2000) Postural and resting tremor in the upper limb. *Clin Neurophysiol* 111: 651-663
- Norman KE, Edwards R, Beuter A (1999) The measurement of tremor using a velocity transducer: comparison to simultaneous recordings using transducers of displacement, acceleration and muscle activity. *J Neurosci Methods* 92: 41-54
- Oldfield RC (1971) The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia* 9: 97-113
- Pellegrini B, Faes L, Nollo G, Schena F (2004) Quantifying the contribution of arm postural tremor to the outcome of goal-directed pointing task by displacement measures. *J Neurosci Methods* 139: 185-193
- Raethjen J, Lauk M, Koster B, Fietzek U, Friege L, Timmer J, Lucking CH, Deuschl G (2004) Tremor analysis in two normal cohorts. *Clin Neurophysiol* 115: 2151-2156
- Raethjen J, Pawlas F, Lindemann M, Wenzelburger R, Deuschl G (2000) Determinants of physiologic tremor in a large normal population. *Clin Neurophysiol* 111: 1825-1837
- Randall JE, Stiles RN (1964) Power Spectral Analysis of Finger Acceleration Tremor. *J Appl Physiol* 19: 357-360
- Sowman PF, Turker KS (2007) Mandibular tremor during isometric contractions. *Arch Oral Biol* 52: 353-356
- Spyers-Ashby JM, Stokes MJ (2000) Reliability of tremor measurements using a multidimensional electromagnetic sensor system. *Clin Rehabil* 14: 425-432
- Stiles RN (1976) Frequency and displacement amplitude relations for normal hand tremor. *J Appl Physiol* 40: 44-54

- Stiles RN, Randall JE (1967) Mechanical factors in human tremor frequency. *J Appl Physiol* 23: 324-330
- Stiles RN, Rietz RR (1977) Involuntary ankle oscillations from normal subjects. *Am J Physiol* 233: R8-14
- Takanokura M, Makabe H, Kaneko K, Mito K, Sakamoto K (2007) Coordination of the upper-limb segments in physiological tremor with various external loads. *Med Sci Monit* 13: CR379-385
- Ting LH, Macpherson JM (2005) A limited set of muscle synergies for force control during a postural task. *J Neurophysiol* 93: 609-613
- Vaillancourt DE, Newell KM (2000) Amplitude changes in the 8-12, 20-25, and 40 Hz oscillations in finger tremor. *Clin Neurophysiol* 111: 1792-1801
- Vasilakos K, Beuter A (1993) Effects of noise on a delayed visual feedback system. *J Theor Biol* 165: 389-407
- Walsh EG (1992) *Muscles, masses, and motion : the physiology of normality, hypotonicity, spasticity, and rigidity.* Mac Keith Press, London
- Wang Y, Asaka T, Zatsiorsky VM, Latash ML (2006) Muscle synergies during voluntary body sway: combining across-trials and within-a-trial analyses. *Exp Brain Res* 174: 679-693
- Young RR, Hagbarth KE (1980) Physiological tremor enhanced by manoeuvres affecting the segmental stretch reflex. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 43: 248-256