

Rémanence de l'effet vibratoire durant la marche humaine

par Grégoire Courtine¹, Thierry Pozzo¹ & Marco Schieppati²

¹ Groupe d'Analyse du Mouvement (G.A.M.), Université de Bourgogne, France. ;

² Institut de Physiologie Humaine, Université de Pavie, Italie

Auteur pour la correspondance : Grégoire Courtine, Campus Universitaire, Groupe d'Analyse du Mouvement, UFR STAPS, 21078 Dijon France ; Tél : +333 80 39 67 56 ; Portable : +336 62 29 15 91 ; Fax : +333 80 39 67 02 ;

E-mail : gregoire.courtine@u-bourgogne.fr

Reçu le 29 octobre 2001

RÉSUMÉ

Résumé. — Les effets de la vibration musculaire peuvent généralement persister après la fin de la stimulation. L'extinction de ce post-effet fut étudié durant la marche humaine. Six sujets ont réalisé une tâche locomotrice (six pas successifs) en condition témoin, et après la vibration (70 Hz) bilatérale des tendons d'Achille. La fréquence du pas est augmentée (diminution de la durée de la phase d'appui) alors que

la longueur de l'enjambée tend à décroître. La durée relative de la phase d'appui évolue vers les valeurs normales à mesure des répétitions. Ces résultats démontrent que les effets de la vibration persèverent après la fin de la stimulation. De plus, en raison de la dynamique du processus de ré-adaptation, ils suggèrent que l'entrée proprioceptive musculaire participe au maintien et à la régulation du rythme locomoteur.

SUMMARY Vibratory after-effect during human walk

Summary. — Muscular vibration effects could usually persist after the end of the stimulation. The extinction of this after-effect was studied during human walk. Six subjects performed a locomotor task (six successive steps) under control, and after bilateral Achilles' tendon vibration (70 Hz). The step frequency was enhanced (diminution of the stance phase duration) whereas the stride length tended to

decrease. The relative duration of the stance phase reached back normal values with repetitions. These results demonstrated that vibration-induced effects persevere after the end of the stimulation. In addition, owing to the dynamic of the re-adaptation process, they suggested that the muscular proprioceptive input could participate in both maintaining and regulating the locomotor rhythm.

INTRODUCTION

Le leurre vibratoire est un moyen sélectif et élégant pour tester le rôle fonctionnel des afférences proprioceptives musculaires.

En effet, la stimulation vibratoire permet d'activer les récepteurs mécano-sensibles logés au sein du corps musculaire. La vibration modifie l'ambiance sur les voies sensorielles en augmentant artificiellement le flux tonique afférent sur les fibres Ia (Burke *et al.*, 1976) et induit par conséquent une illusion d'étirement du muscle vibré (Roll *et al.*, 1989).

Cependant, ce n'est pas seulement durant l'application des vibrations que les références sensorielles sont modifiées, l'altération du codage fusorial perdure quelque temps après la fin de la stimulation. Wierzbicka *et al.*

(1998) ont ainsi reporté des post effets posturaux qui peuvent se prolonger jusqu'à 20 minutes après la fin de la stimulation. Similairement, lorsque l'aspect latéral du cou est vibré avant la marche, la stimulation produit une désorientation de l'orientation locomotrice (Courtine *et al.*, 2001b ; Bove *et al.*, 2001).

Récemment, nous rapportons que la vibration bilatérale des tendons d'Achille n'affectait pas les lois cinématiques de marche efficiente lorsque la stimulation était appliquée durant la locomotion (Courtine *et al.*, 2001a). Le « pattern » locomoteur ne devrait donc pas être modifié alors que les sujets exécutent la marche après la période de vibration. Dans cette étude, nous décrivons pourtant la rémanence de l'effet vibratoire. Les résultats suggèrent que l'entrée tonique excessive générée par la vibration pourrait modifier la dynamique du système locomoteur spinal.

SUJETS, MATÉRIEL ET MÉTHODE

Sujets. — Six sujets (mâles) sains en parfaite santé se sont portés volontaires pour cette expérience.

Protocole expérimentale. — Les sujets se tenaient debout, dans une position de départ standardisée, et regardaient une ligne noire, rectiligne, qui se terminait 3,75 m en face d'eux.

Au signal de départ, l'exécutant se dirigeait avec les yeux fermés et à la vitesse de son choix vers la cible imposée. Les sujets commençaient leur marche avec la jambe droite et achevaient la tâche avec les pieds ensemble. Instructions leur étaient données de répéter cinq fois la tâche en condition témoin (NOR). Ils exécutaient ensuite cinq nouvelles répétitions alors que des vibrations étaient appliquées bilatéralement au niveau des tendons d'Achille à une fréquence de 70 Hz. Ces répétitions constituaient la session vibrée. L'analyse proposée dans cette étude porte sur les cinq répétitions suivantes, c'est-à-dire les répétitions post-vibratoires (POST) qui achevaient la série expérimentale. Les répétitions et les conditions étaient séparées par un intervalle de 30 sec. et 1 min. respectivement.

La position de points sélectionnés sur l'hémicorps droit fut enregistrée durant le premier cycle complet de la jambe droite au moyen du système intégré E.L.I.T.E. (BTS, Italie). Le volume d'acquisition était défini par deux caméras (100 Hz) placées à 1,5 m du sol, écartées de 3 m et distantes de trois mètres du plan de marche. Leurs axes optiques croisaient au centre du cycle en-

registré, définissant ainsi 2 m de champ longitudinal d'acquisition. Huit marqueurs hémisphériques étaient attachés directement sur la peau suivant les repères anatomiques osseux suivant : bord latéral de l'œil, meatus de l'oreille, articulation gléno-humérale, crête iliaque, grand trochanter, genou, malléole latérale, et cinquième métatarse du pied (voir Fig. 1).

Analyse des données. — Les répétitions témoins sont comparées à leurs équivalents post-vibratoires. On trouvera une analyse complète des effets de la vibration durant la marche dans une étude récente (Courtine *et al.*, 2001a). Le corps est modélisé comme une chaîne de segments inter-connectés représentée figure 1. L'axe principal G , pour le membre inférieur, est défini comme le segment virtuel joignant le grand trochanter à la cheville. Le cycle locomoteur T est identifié comme l'intervalle séparant deux configurations extrêmes similaires du membre inférieur (pics angulaires de l'axe principal G). La phase d'appui et la phase d'oscillation sont évaluées au moyen de la même méthode, l'intervalle séparant deux oscillations distinctes de l'axe G définissant les paramètres temporeux du cycle locomoteur (Courtine *et al.*, 2001a). Les autres paramètres classiques sont la longueur du pas L , mesurée comme le déplacement linéaire du grand trochanter entre deux configurations corporelles identiques, la fréquence du pas ($F = 1/T$) et le ratio de marche ($RM = L/F$ (Sekiya *et al.*, 1996)). Pour comparer les résultats entre eux, la durée du cycle locomoteur est normalisée sur la base de 100 unités.

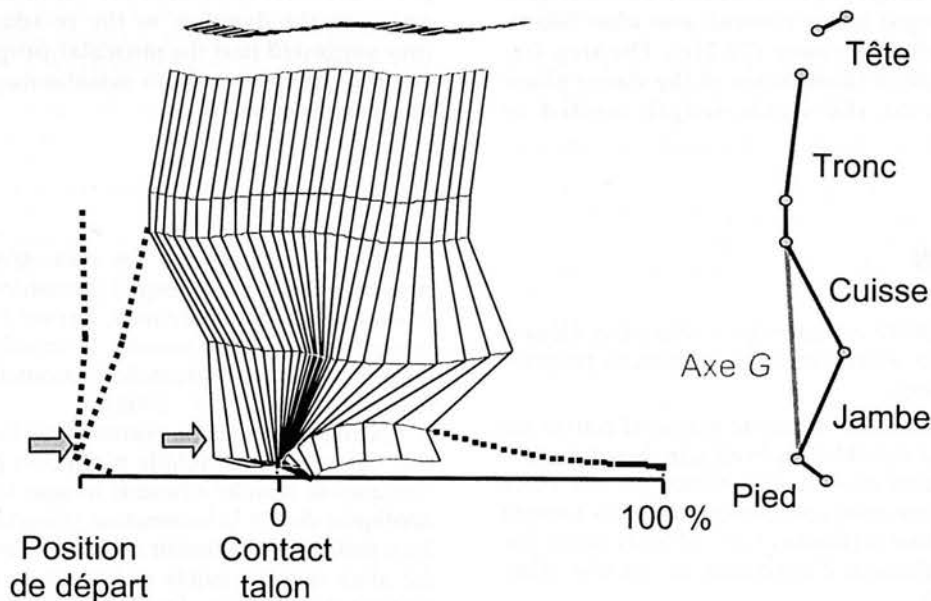


FIG. 1. — Illustration schématique de la géométrie corporelle. Le corps est modélisé comme une chaîne inter-connectée de segments rigides identifiés par des marqueurs. L'axe G est le segment virtuel joignant le grand trochanter à la malléole. À gauche, les diagrammes bâtons représentés débutent 100 ms avant l'acquisition du cycle étudié (de 0 à 100 %). Les flèches pointent le site (bilatéral) des vibrations musculaires.

RÉSULTATS

Les différents paramètres locomoteurs (moyenne + Ec) du premier cycle complet de la jambe droite sont reportés figure 2. La fréquence du pas est significativement augmentée durant les répétitions post-vibratoires en comparaison des cycles témoins (t-test, $P < 0,001$). Le ratio de marche est un indice heuristique de la marche. Il représente la relation entre l'amplitude et la fréquence du pas et reste remarquablement constant entre les cycles, les répétitions, les jours et les sujets (Sekiya *et al.*, 1998). La fréquence locomotrice est augmentée alors que la longueur de l'enjambée tend à diminuer durant les répétitions post-vibratoires ($1,25 \pm 0,07$ m et $1,23 \pm 0,07$ m pour les moyennes NOR et POST, respectivement). En conséquence, le ratio de marche diminue significativement durant les cycles post-vibratoires (t-test, $P = 0,001$).

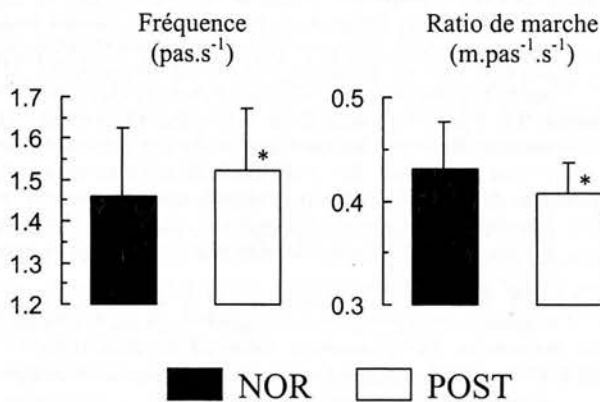


FIG. 2. – Paramètres locomoteurs. La fréquence du pas (nombre de pas par seconde) et l'index de marche (L/F) sont respectivement reportés à gauche et à droite suivant les conditions NOR et POST. Les différences significatives sont indiquées. * $P < 0,001$.

Les durées moyennes (+ Ec) respectives des phases d'appui et d'oscillation du cycle analysé sont décrites figure 3. La durée de la phase d'oscillation (à droite) est inchangée alors que la durée de la phase d'appui (à

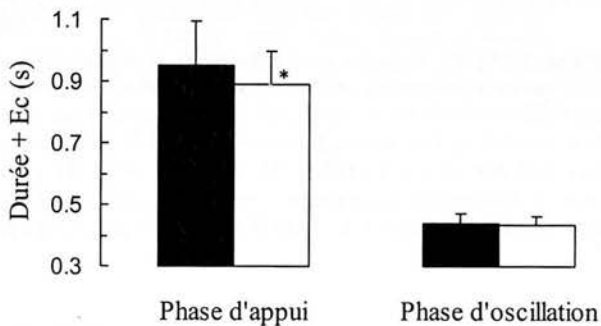


FIG. 3. – Durée moyenne (+ Ec) des phases d'appui et d'oscillation en fonction des deux conditions (conventions similaires à celles de la Fig. 2). Les différences significatives sont indiquées. * $P < 0,01$.

gauche) diminue significativement durant les répétitions POST (t-test, $P = 0,005$).

La figure 4 illustre la dynamique du phénomène post-vibratoire à travers l'évolution temporelle de la durée relative de la phase d'appui (moyenne des six sujets). Au fil des répétitions, la durée de la phase d'appui en pourcentage relatif de la durée totale du cycle locomoteur tend à retrouver la valeur témoin moyenne. Cette évolution exponentielle est typique de la cinétique des courbes post-vibratoires (voir Wierzbicka *et al.*, 1998).

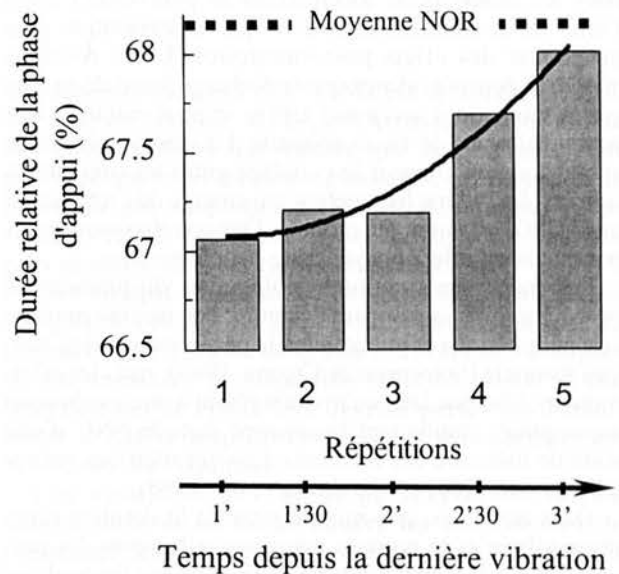


FIG. 4. – Evolution temporelle de la durée relative de la phase d'appui (% du cycle) durant les répétitions post-vibratoires (l'échelle temporelle est reportée en bas). Chaque barre représente la moyenne de la durée des six sujets en fonction de la répétition (du temps séparant du dernier essai vibré). Le niveau témoin moyen est indiqué par la ligne pointillée.

DISCUSSION

Les résultats présentés montrent que lorsque la locomotion est exécutée après l'application bilatérale de vibrations au niveau des muscles du mollet, le rythme locomoteur est augmenté (diminution de la durée de la phase d'appui). La longueur tend au contraire à diminuer. Ces deux aspects participent à la modification du ratio de marche entre l'amplitude du pas et la fréquence de marche. Ce ratio est indépendant de la vitesse, remarquablement constant chez les sujets sains (Sekiya *et al.*, 1996), et donc révélateur de troubles pathologiques du comportement locomoteur (Sekiya *et al.*, 1998). Ce ratio étant modifié, l'augmentation de fréquence doit donc être perçue comme un effet direct du post-effet vibratoire plutôt qu'à une modification intentionnelle, i.e. modulation volontaire de la vitesse.

Les théories neurophysiologiques envisagent l'implémentation de réseaux nerveux localisés au niveau de la

moelle épinière, les générateurs centraux de « patterns » (CPGs), spécialement dévolus au maintien du rythme de marche et à la production des « patterns » musculaires locomoteurs (Grillner, 1981 ; Rossignol, 1996). Or les afférences proprioceptives pourraient entretenir l'activité alternée de ce système locomoteur spinal.

En effet, Gurfinkel *et al.* (1998) ont élégamment démontré que la vibration continue d'un ou plusieurs muscles, *soleus* inclus, d'une jambe suspendue, provoquait l'induction de « patterns » EMG et de mouvements segmentaires similaires à ceux enregistrés durant la marche normale. De plus, les mouvements locomoteurs se poursuivent après l'arrêt de la stimulation, preuve que la stimulation peut provoquer des effets post-vibratoires. Leurs résultats apportent donc l'évidence que la décharge fusoriale induite par la vibration à accès aux CPGs, et peut entraîner leur activité alternée de façon adéquate. La vibration continue aurait donc pu changer le couplage entre les oscillateurs spinaux. Le rythme locomoteur qui émerge de l'interaction inter-CPGs en aurait été modifié. Des corrélats neuronaux pourraient en effet appuyés cette hypothèse.

Les fondements neurophysiologiques du phénomène post-vibratoire sont encore débattus ; son origine pourrait être périphérique et imputable à la persévération de l'activité fusoriale (Schieppati & Crenna, 1984), mais les effets moteurs à longue latence invitent plutôt à une explication supraspinale impliquant l'existence dans le SNC d'une sorte de mémoire des dernières activités motrices vécues (Bove *et al.*, 2001 ; Wierzbicka *et al.*, 1998).

Dans notre cas, une minute séparait la dernière répétition vibrée et le premier essai post-vibratoire. La persévération (de courte latence) de la décharge fusoriale ne pourrait donc expliquer les effets observés. De plus, comment la décharge fusoriale en extinction pourrait-elle affecter la fréquence du pas lorsque la vibration appliquée durant la marche laisse le rythme locomoteur inchangé (Courtine *et al.*, 2001a) ? En revanche, l'entrée tonique et soutenue induite par la vibration aurait pu modifier les poids aux jonctions synaptiques suivant les lois de plasticité, et ainsi changer la dynamique du système locomoteur spinale, i.e. le couplage entre les CPGs. La cinétique du processus de ré-adaptation stimule cet aspect. En effet, l'évolution temporelle de la durée relative de la phase d'appui suit une courbe exponentielle ramenant les valeurs post-vibratoires au niveau normal lors des dernières répétitions. Cette occurrence pourrait témoigner du re-calibrage fonctionnel progressif du « pattern » locomoteur, c'est-à-dire du recouvrement des propriétés initiales du système locomoteur spinal.

CONCLUSION

Les résultats de cette étude suggèrent que l'entrée proprioceptive musculaire pourrait jouer un rôle important dans le maintien et l'entretien du rythme locomoteur. Ils démontrent en outre que les effets de la perturbation du message fusorial la par vibration sont rémanents et en partie différents de l'effet intrinsèque de la stimulation vibratoire.

BIBLIOGRAPHIE

- Bove M., Diverio M., Pozzo T. & Schieppati M., Neck muscle vibration disrupts steering of locomotion. *J. Appl. Physiol.*, 2001, 91 (2), 581-588.
- Burke D., Hagbarth K. E., Lofstedt L. & Wallin B. G., The responses of human muscle spindle endings to vibration during isometric contraction. *J. Physiol.*, 1976, 261 (3), 695-711.
- Courtine G., Bove M., Pozzo T. & Schieppati M., Lateral neck muscle vibration induces rotation of human stepping-in-place, in *Control of Posture and Gait*, J. Duysens, B.C.M. Smits-Engelsman and H. Kingma, Editors, sous presse.
- Courtine G., Pozzo T., Lucas B. & Schieppati M., Continuous bilateral Achilles' tendon vibration is not detrimental to human walk. *Brain Res. Bull.*, 2001, 55 (2), sous presse.
- Grillner S., Control of locomotion in biped, tetrapod and fish, in *Handbook of physiology, The nervous system II B*. Edition, Editor. 1981, Bethesda MD. *American physiological physiology*, 1179-1236.
- Gurfinkel V. S., Levik Y. S., Kazennikov O. V. & Selionov V. A., Locomotor-like movements evoked by leg muscle vibration in humans. *Eur. J. Neurosci.*, 1998, 10 (5), 1608-1612.
- Roll J. P., Vedel J. P. & Ribot E., Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man : a microneurographic study. *Exp. Brain Res.*, 1989, 76 (1), 213-222.
- Rossignol S., Neural control of stereotypic limb movement, in *Handbook of physiology. Exercise : regulation and integration of multiple systems*. 1996, Bethesda, MD. *Am. Physiol. Sci.*, 173-216.
- Schieppati M. & Crenna P., Prom activity to rest : gating of excitatory autogenetic afferences from the relaxing muscle in man. *Exp. Brain Res.*, 1984, 56 (3), 448-57.
- Sekiya N. & Nagasaki H., Reproducibility of the walking patterns of normal young adults : test-retest reliability of the walk ratio (step-length/step-rate). *Gait Posture*, 1998, 7 (3), 225-227.
- Sekiya N., Nagasaki H., Ito H. & Furuna T., The invariant relation between step length and step rate during free walking. *Human movement science*, 1996, 30, 241-257.
- Wierzbicka M. M., Gilhodes J. C. & Roll J. P., Vibration-induced postural posteffects. *J. Neurophysiol.*, 1998, 79 (1), 143-150.