

Le système nerveux central est-il capable d'intégrer une information artificielle linguale pour compenser une altération proprioceptive de la cheville induite par une fatigue musculaire ?

Boisgontier M, Chenu O, Payan Y, Vuillerme N

Laboratoire TIMC IMAG, UMR-UJF-CNRS 5525

RESUME

L'objectif de ce travail est de déterminer si et dans quelle mesure le système nerveux central (SNC) est capable d'intégrer une information artificielle linguale pour compenser une altération proprioceptive de la cheville induite par une fatigue musculaire. Pour ce faire, deux études évaluant respectivement le sens de la position et le sens de la force au niveau de la cheville ont été menées. Dans la première étude, 11 sujets ont participé à une tâche de positionnement comparé actif de la cheville dans 2 conditions « Non fatigue » et « Fatigue » des fléchisseurs plantaires et 2 conditions « Non biofeedback » et « Biofeedback ». Dans la seconde étude, 11 autres sujets ont participé à une tâche de force comparée dans les mêmes conditions expérimentales. Les résultats obtenus dans ces deux études montrent des erreurs absolues supérieures en condition Fatigue comparativement à la condition Non fatigue. Cependant, cet effet est supprimé lorsque l'information artificielle linguale est disponible. Dans leur ensemble, ces résultats suggèrent que le SNC est capable d'intégrer une information artificielle linguale pour compenser les effets délétères de la fatigue musculaire sur le sens de la position et le sens de la force au niveau de la cheville.

INTRODUCTION

Dans les situations extrêmes comme dans les activités de la vie quotidienne l'individu doit s'adapter à son environnement. De sa capacité à s'adapter va dépendre sa sécurité et son autonomie. Il est donc important de s'intéresser aux mécanismes qui entrent en jeu dans les

processus d'adaptation. Pour que l'individu puisse s'adapter à une situation de façon efficace il faut en premier lieu que la situation à laquelle il est confronté soit perçue de la façon la plus conforme possible à la réalité. La qualité des représentations de la réalité que le sujet se fait dépend tout d'abord de la disponibilité des informations et de la précision de leur recueil par les récepteurs sensoriels du corps. Mais cette qualité de représentation de la réalité dépend également de l'intégration, par le système nerveux central (SNC), des informations recueillies. Ce processus d'intégration consiste en une fusion des informations accédant au SNC et vise à produire des perceptions qui rendent compte de la réalité le plus précisément et le plus conformément possible. C'est sur ces perceptions que l'organisme va se baser pour faire le choix du programme efférent qui permettra de s'adapter efficacement à la situation.

Dans certains contextes, traumatiques (Bressel et al., 2004 ; Halasi et al., 2005), pathologiques (van Deursen et Simoneau, 1999) et/ou résultants du vieillissement physiologique (Verschueren et al., 2002 ; Madhavan et Shields, 2005), la perception proprioceptive peut être altérée de manière durable ou permanente. Selon les cas, la diminution concomitante des capacités d'adaptation du sujet peuvent alors porter atteinte aux performances, à la stabilité posturale, à la sécurité et à l'autonomie du sujet. C'est pourquoi aujourd'hui, un intérêt croissant est porté aux processus proprioceptifs dans les domaines de la recherche fondamentale et de la recherche appliquée. Dans ce cadre, la production d'un état de fatigue musculaire chez de jeunes sujets sains permet de produire une altération proprioceptive, mais de façon transitoire cette fois-ci. Ce procédé permet de constituer un modèle d'étude des altérations proprioceptives chroniques.

Lorsque la performance du système proprioceptif se dégrade, elle n'entraîne dans un premier temps pas de déficit d'adaptation à l'environnement. Pour expliquer cela, Oie et al. (2002) ont avancé l'hypothèse selon laquelle l'altération du système proprioceptif serait compensée par un processus de repondération sensorielle réalisée au niveau du SNC. Ces

auteurs formulent cette hypothèse de la façon suivante : lorsqu'une information sensorielle est perdue ou dégradée, la contribution relative des afférences sensorielles disponibles serait repondérée de façon adaptée en augmentant la contribution des modalités sensorielles rapportant l'information la plus précise et la plus fiable. Cependant, dans certaines conditions, il n'existe pas d'autre modalité sensorielle disponible que celle dégradée. L'organisme adopte alors une autre stratégie pour s'adapter à la situation. Il augmente la marge d'erreur acceptée et autorise donc une action moins précise qui peut s'avérer, dans certaines situations, être dangereuse. Dans ce contexte, si le SNC parvient à intégrer une information artificielle qui puisse faire jouer le système de repondération sensorielle afin d'empêcher la dégradation de la performance, la situation de danger serait évitée.

Dans ce cadre de la proprioception, de récentes études ont mis en évidence les effets délétères de la fatigue musculaire sur les sens de la position (Forestier et al., 2002) et de la force (Vuillerme et Boisgontier, 2008) au niveau de la cheville d'une part, et ont montré d'autre part l'amélioration de cette acuité proprioceptive par un dispositif de suppléance perceptive en condition de non fatigue (Vuillerme et al., 2006). Dans la continuité de ce précédent travail, l'objectif de notre étude est d'évaluer si et dans quelle mesure le SNC est capable d'intégrer une information artificielle linguale pour compenser une altération du sens de la position et du sens de la force induite par une fatigue musculaire au niveau de la cheville. Pour ce faire, deux études qui évaluent respectivement le sens de la position et le sens de la force au niveau de la cheville ont été menées. Dans la première étude, 11 sujets ont participé à une tâche de positionnement comparé actif de l'articulation de la cheville dans 2 conditions « Non fatigue » et « Fatigue » des fléchisseurs plantaires et 2 conditions « Non biofeedback » et « Biofeedback ». Dans la seconde étude, 11 autres sujets ont participé à une tâche de force comparée dans les mêmes conditions expérimentales.

METHODES

Population

Vingt-deux jeunes adultes masculins droitiers (âge : 23.3 ± 3.2 ans ; taille : 180.1 ± 6.5 cm ; poids : 72.5 ± 8.7 kg) ont volontairement participé à cette étude. Onze (âge : 21.5 ± 2.4 ans ; taille : 180.2 ± 6.4 cm ; poids : 70.5 ± 8.5 kg) ont participé à l'expérience 1 et onze (âge : 25.1 ± 2.9 ans ; taille : 180.0 ± 7.0 cm ; poids : 74.5 ± 8.8 kg) à l'expérience 2.

Dispositif de mesure du sens de la position au niveau de la cheville

Dans cette étude, le mouvement des chevilles est réalisé dans le plan sagittal avec un axe de rotation des pédales aligné verticalement avec l'axe de flexion/extension des chevilles. Deux potentiomètres linéaires de précision sont fixés au niveau de cet axe et présentent une résistance proportionnelle aux angulations des pédales. Un bouton poussoir placé dans la main droite du sujet lui permet d'enregistrer le positionnement des chevilles quand il estime avoir atteint l'angulation cible. Les signaux du potentiomètre et du bouton poussoir sont échantillonnés à 100Hz (12 bit A/D conversion) pour être traités et stockés à l'aide du système d'acquisition de données Labview 5.1. Un plan opaque est placé au dessus des cuisses des sujets de manière à assurer l'absence d'informations visuelles relatives au positionnement des chevilles au cours du protocole expérimentale qui s'effectue les yeux fermés. Cinq essais sont réalisés pour chacune des conditions.

Dispositif de mesure du sens de la force au niveau de la cheville

Pour mesurer la force des muscles fléchisseurs plantaires de la cheville, une nappe de pression (Orthotest – Vista Medical Ltd) est placée sur un plan incliné à 20° par rapport au sol (*Figure 2*). Les talons du sujet sont positionnés à la jonction entre le sol et la nappe de pression. La surface de cette nappe de pression est de $122,5 \text{ cm}^2$ et elle est composée de 1024

(32x32) capteurs de 63mm² de surface chacun. Chaque capteur de la nappe de pression est calibré dans une fourchette de 0 à 30 PSI. La fréquence d'acquisition des données est de 5 Hz. Un bouton poussoir placé dans la main droite du sujet lui permet d'enregistrer la force produite sous chaque pied quand il estime avoir atteint la force cible. Un plan opaque est placé au dessus des cuisses des sujets de manière à assurer l'absence d'informations visuelles au cours du protocole expérimentale qui s'effectue les yeux fermés. Cinq essais sont réalisés pour chacune des conditions.

Dispositif de suppléance perceptive

Le dispositif de suppléance perceptive par électrostimulation linguale ou « Tongue Display Unit » (TDU) est constitué d'une matrice de 36 électrodes (6x6) collées sur une bande plastique et commandées par un système électronique externe. Le sujet positionne la matrice sur la face supérieure de sa langue puis la maintient à cet endroit, bouche fermée. La conductivité offerte par la salive permet au TDU de fonctionner sous un voltage de sortie de 5 à 15V et un courant de 0,4 à 4 mA pour stimuler les récepteurs linguaux. La stimulation induite par l'activation d'une électrode produit chez le sujet une perception de « picotement » à la surface de la langue. Pour les deux études de cette recherche, la fréquence de stimulation était fixée à 50 HZ et l'intensité de la stimulation est étalonnée en fonction de la sensibilité du sujet.

Tâches et procédures expérimentales

Etude 1 : Sens de la position

Les sujets en position assise, genoux fléchis à 110° ont les pieds maintenus sur les pédales par des bandes auto-agrippantes. Le pied gauche référent du sujet est positionné à 10° de flexion plantaire par l'expérimentateur. Cette angulation est maintenue passivement lors

des sessions expérimentales grâce à un support pour que les sujets n'aient à exercer aucune force pour maintenir la position (Figure 1). Ceci permet d'éviter de mettre en jeu les informations en lien au sens de la force provenant des muscles de la cheville de référence. Sans vision des membres inférieurs, la tâche consiste à placer activement le pied droit à la même angulation que le pied gauche référent. Lorsque le sujet estime avoir atteint la position cible (i.e. le pied droit est aligné avec le pied gauche), il presse le bouton poussoir afin d'enregistrer la position. Les sujets n'ont pas de retour sur leur performance et le temps maximal imparti pour réaliser la tâche de positionnement comparé est de 10 secondes. Cette tâche est réalisée dans quatre conditions expérimentales pour un total de 20 essais (5 essais x 4 conditions) : Non fatigue - Non biofeedback ; Non fatigue – Biofeedback ; Fatigue - Non biofeedback ; Fatigue – Biofeedback. L'ordre de présentation des conditions Biofeedback et Non biofeedback est randomisé.

Insérer la FIGURE 1 ici

Le codage de la position angulaire de la cheville sur le TDU est le suivant (Figure 2) : un positionnement identique des deux chevilles se traduit par une absence de stimulation (A) ; une erreur de positionnement dans le sens de la flexion plantaire se traduit par une stimulation de la partie antérieure de la langue (B) ; une erreur de positionnement dans le sens de la flexion dorsale se traduit par une stimulation de la partie postérieure de la langue (C).

Insérer la FIGURE 2 ici

Etude 2 : Sens de la force

Les sujets en position assise, genoux fléchis à 110° ont les pieds posés sur la nappe de pression (Figure 3). Le sujet produit une force de référence correspondant à 150 N ±10 N avec le pied gauche en se basant sur les indications orales émises par l'expérimentateur. Le sujet doit reproduire la même pression avec le pied droit et actionner le bouton poussoir quand il estime que la force produite est identique pour les deux pieds. Les sujets ne sont pas informés de leur performance et le temps maximal imparti pour réaliser la tâche de force comparée est de 10 secondes. Cette tâche est réalisée dans quatre conditions expérimentales pour un total de 20 essais (5 essais x 4 conditions) : Non fatigue - Non biofeedback ; Non fatigue – Biofeedback ; Fatigue - Non biofeedback ; Fatigue – Biofeedback. L'ordre de présentation des conditions Biofeedback et Non biofeedback est randomisé.

Insérer la FIGURE 3 ici

Le codage de la force recueillie par la nappe de pression sur le TDU est le suivant (Figure 4): une force identique exercée par les deux chevilles se traduit par une absence de stimulation (A) ; une force exercée trop importante se traduit par une stimulation de la partie antérieure de la langue (B) ; une force exercée trop faible se traduit par une stimulation de la partie postérieure de la langue (C).

Insérer la FIGURE 4 ici

Description de l'exercice fatigant

Pour la condition Fatigue, les sujets sont soumis à un exercice fatigant des principaux muscles fléchisseurs plantaires de la cheville droite, c'est à dire des muscles gastrocnémiens latéral et médial ainsi que du muscle soléaire. Pour ce faire, le sujet en appui monopodal, l'avant-pied sur une cale de 3 cm, doit monter sur la pointe du pied puis revenir poser le talon au sol à un rythme de 40 montées par minute jusqu'à ce que le mouvement ne puisse plus être effectué au rythme imposé. Les sujets sont encouragés verbalement afin d'atteindre un niveau de fatigue maximum. Ce protocole est réalisé avant chaque condition Fatigue dans chacune des deux études.

Le recueil des données (i.e. les tâches de positionnements comparés et de forces comparées) commence immédiatement après la fin de ce protocole de fatigue. L'exercice fatigant et la tâche expérimentale sont proches l'une de l'autre (2 m) afin de minimiser la possibilité de récupération entre l'exercice de fatigue et la prise de mesure. La durée de la tâche expérimentale réalisée après le protocole de fatigue est courte (< 1min).

Le niveau de fatigue musculaire (9.1 ± 0.6 dans l'étude 1 ; 7.5 ± 1.0 dans l'étude 2) est mesuré après chaque protocole fatiguant à l'aide de l'échelle visuelle analogique (Borg, 1990).

Analyse des données

La variable dépendante utilisée pour évaluer les performances dans les tâches de positionnement comparé et de force comparée est l'erreur absolue calculée selon la formule :

$$\text{Erreur absolue} = \frac{\sum_{i=1}^n |x_i|}{n}$$

(avec x_i : erreur commise à l'essai i et n : nombre total d'essais réalisés pour le test).

L'erreur absolue représente la valeur absolue de la différence entre la position de la cheville droite et la position de la cheville gauche de référence. C'est une mesure de la précision globale (ou d'ampleur) du positionnement. La diminution de cette erreur indique une amélioration de la précision (Schmidt, 1988).

Analyse statistique

Des analyses de variances (ANOVAs) 2 Biofeedbacks (Non biofeedback *versus* Biofeedback) x 2 Fatigues (Non fatigue *versus* Fatigue) ont été effectuées afin de comparer les résultats obtenus dans les 4 conditions expérimentales : (1) Non biofeedback – Non Fatigue ; (2) Non biofeedback – Fatigue ; (3) Biofeedback – Non Fatigue et (4) Biofeedback - Fatigue. Le seuil de significativité a été fixé à $p < 0.05$.

RESULTATS

Etude 1 : Sens de la position

L'ANOVA montre deux effets simples Biofeedback ($F(1,10) = 15.91, p < 0.01$) et Fatigue ($F(1,10) = 11.49, p < 0.01$), ainsi qu'une interaction Biofeedback x Fatigue ($F(1,10) = 6.76, p < 0.05$) (Figure 5). La décomposition de cette interaction en effets simples (test de Scheffé) montre qu'en condition Non biofeedback, les erreurs absolues observées en condition Fatigue sont significativement supérieures à celles observées en condition Non fatigue ($p < 0.05$). Cette décomposition montre également qu'en condition Biofeedback, les erreurs absolues observées en condition Fatigue ne sont pas significativement différentes de celles observées en condition

Non fatigue ($p>0.05$). En d'autres termes, la disponibilité du Biofeedback permet de supprimer l'effet Fatigue observé en condition Non biofeedback.

Insérer la FIGURE 5 ici

Etude 2 : Sens de la force

L'ANOVA montre deux effets simples Biofeedback ($F(1,10) = 34.13, p<0.001$) et Fatigue ($F(1,10)=6.37, p<0.05$), ainsi qu'une interaction Biofeedback x Fatigue ($F(1,10)=7.46, p<0.05$) (Figure 6). La décomposition de cette interaction en effets simples (test de Scheffé) montre qu'en condition Non biofeedback, les erreurs absolues observées en condition Fatigue sont significativement supérieures à celles observées en condition Non fatigue ($p<0.05$). Cette décomposition montre également qu'en condition Biofeedback, les erreurs absolues observées en condition Fatigue ne sont pas significativement différentes de celles observées en condition Non fatigue ($p>0.05$). En d'autres termes, la disponibilité du Biofeedback permet de supprimer l'effet Fatigue observé en condition Non biofeedback.

Insérer la FIGURE 6 ici

DISCUSSION

De récentes études ont mis en évidence, d'une part les effets délétères de la fatigue musculaire sur le sens de la position (Forestier et al., 2002) et sur le sens de la force

(Vuillerme et Boisgontier, 2008) au niveau de la cheville, et d'autre part une amélioration de l'acuité proprioceptive par un système de suppléance perceptive en condition de non fatigue (Vuillerme et al., 2006). Dans ce contexte, l'objectif de ce travail était de déterminer si et dans quelle mesure le SNC est capable d'intégrer une information artificielle linguale pour compenser une altération du sens de la position et du sens de la force induite par un exercice musculaire fatigant des fléchisseurs plantaires de la cheville.

Pour ce faire, deux études évaluant respectivement le sens de la position et le sens de la force au niveau de la cheville ont été menées. Dans la première étude, 11 sujets ont été soumis à une tâche de positionnement comparé actif de l'articulation de la cheville dans 2 conditions « Non fatigue » et « Fatigue » des fléchisseurs plantaires et 2 conditions « Non biofeedback » et « Biofeedback ». Dans la seconde étude, 11 autres sujets ont participé à une tâche de force comparée dans les mêmes conditions expérimentales.

Les résultats obtenus dans ces deux études montrent d'une part, qu'en l'absence de suppléance perceptive linguale (condition Non biofeedback), la fatigue musculaire induit des performances du sens de la position et du sens de la force moins précises. Cela se traduit par une augmentation des erreurs absolues. Les hypothèses qui peuvent être formulées pour expliquer ces résultats en accord avec ceux de Forestier et al. (2002) sont une altération du signal provenant des fuseaux neuromusculaires (Forestier et al., 2002) et/ou du sens de l'effort (Proske, 2005) induite par la fatigue musculaire.

D'autre part, en l'absence de fatigue des muscles fléchisseurs plantaires de la cheville (condition Non fatigue), nous observons une plus grande précision des performances du sens de la position et du sens de la force lorsque la suppléance perceptive linguale est disponible (condition Biofeedback). Cela se traduit par une diminution des erreurs absolues. Ces résultats en accord avec ceux observés par Vuillerme et al. (2006) pour le sens de la position au niveau de la cheville confirment le fait qu'en conditions proprioceptives non altérées, le SNC est

capable d'intégrer une information artificielle linguale pour améliorer le sens de la position et le sens de la force au niveau de la cheville.

Enfin, la mise à disposition de l'information artificielle linguale permet aux sujets de supprimer les effets délétères de la fatigue musculaire sur le sens de la position et le sens de la force comme l'indiquent les interactions Biofeedback x Fatigue. Ces résultats suggèrent une augmentation de la contribution de l'information artificielle linguale pour le sens de la position et le sens de la force en condition de fatigue musculaire de la cheville. Nous pouvons en effet interpréter ces résultats en considérant l'hypothèse de repondération sensorielle formulée par Oie et al. (2002). Selon cette hypothèse, lorsqu'une information sensorielle est perdue ou dégradée (comme c'était le cas pour les signaux proprioceptifs de la cheville dans la condition Fatigue), la contribution relative des afférences sensorielles disponibles serait repondérée de façon adaptée en augmentant la contribution des modalités sensorielles rapportant l'information la plus précise et la plus fiable (comme c'était le cas quand l'information délivrée par l'intermédiaire du TDU était rendue disponible dans la condition Biofeedback). Bien que la tâche expérimentale soit différente, cette interprétation est en accord avec les résultats précédents mettant en évidence les capacités du SNC à compenser les effets de la fatigue musculaire sur le contrôle de la posture en position érigée bipodale. Il a en effet été observé que la vision (Vuillerme et al., 2001) ainsi que des informations somesthésiques (Vuillerme et Nougier, 2003) pouvaient compenser les perturbations posturales induites par une fatigue musculaire.

Si les résultats de nos deux études, qui soutiennent l'hypothèse d'une repondération des informations sensorielles en fonction de l'état du système musculaire du sujet sain, sont intéressants, il reste à évaluer si cette information artificielle délivrée par le TDU peut permettre aux individus de compenser une altération proprioceptive lorsque celle-ci n'est pas transitoire (fatigue) mais permanente (pathologie, personnes âgées).

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Borg G (1990) Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion. *Scand J Work Environ Health*, 16 Suppl 1 : 55-58.
- Bressel E, Larsen BT, McNair PJ, Cronin J (2004) Ankle joint proprioception and passive mechanical properties of the calf muscles after an Achilles tendon rupture: a comparison with matched controls. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19 : 284-291.
- Forestier N, Teasdale N, Nougier V (2002) Alteration of the position sense at the ankle induced by muscular fatigue in humans. *Med Sci Sports Exerc*, 34 : 117-122.
- Halasi T, Kynsburg A, Tallay A, Berkes I (2005) Changes in joint position sense after surgically treated chronic lateral ankle instability. *Br J Sports Med*, 39 : 818-824.
- Madhavan S, Shields RK (2005) Influence of age on dynamic position sense: evidence using a sequential movement task. *Exp Brain Res*, 164 : 18-28.
- Oie KS, Kiemel T, Jeka JJ (2002) Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture. *Brain Res Cogn Brain Res*, 14 : 164-176.
- Proske U (2005) What is the role of muscle receptors in proprioception? *Muscle Nerve*, 31 : 780-787.
- Schmidt RA (1988) Motor control and learning: A behavioral emphasis. 2nd ed. Human Kinetics, Champaign, IL, pp 28-30.
- van Deursen RW, Simoneau GG (1999) Foot and ankle sensory neuropathy, proprioception, and postural stability. *J Orthop Sports Phys Ther*, 29 : 718-726.
- Verschueren SM, Brumagne S, Swinnen SP, Cordo PJ (2002) The effect of aging on dynamic position sense at the ankle. *Behav Brain Res*, 136 : 593-603.
- Vuillerme N, Boisgontier M (2008) Muscle fatigue degrades force sense at the ankle joint. *Gait Posture*, 28 : 521-524.

- Vuillerme N, Chenu O, Demongeot J, Payan Y (2006) Improving human ankle joint position sense using an artificial tongue-placed tactile biofeedback. *Neurosci Lett*, 405 : 19-23.
- Vuillerme N, Nougier V (2003) Effect of light finger touch on postural sway after lower-limb muscular fatigue. *Arch Phys Med Rehabil*, 84 : 1560-1563.
- Vuillerme N, Nougier V, Prieur JM (2001) Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans? *Neurosci Lett*, 308 : 103-106.

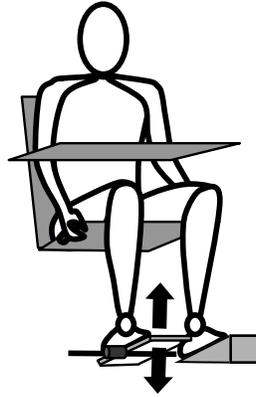


Figure 1 : Dispositif de mesure du sens de la position au niveau de la cheville (potentiomètres linéaires de précision).

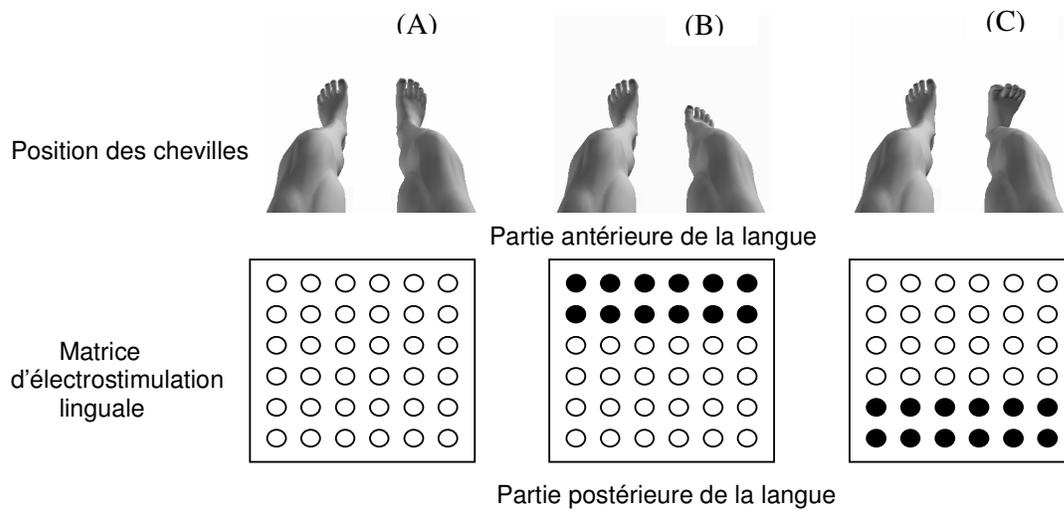


Figure 2 : Codage sur le TDU de la position angulaire de la cheville. Les cercles noirs correspondent aux électrodes activées et les cercles blancs aux électrodes inactives de la matrice d'électrostimulation linguale.

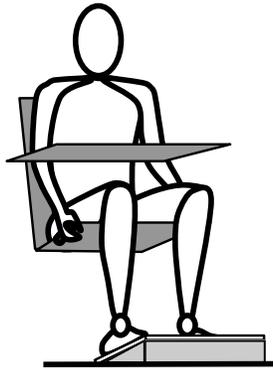


Figure 3 : Dispositif de mesure du sens de la force au niveau de la cheville (nappe de pression).

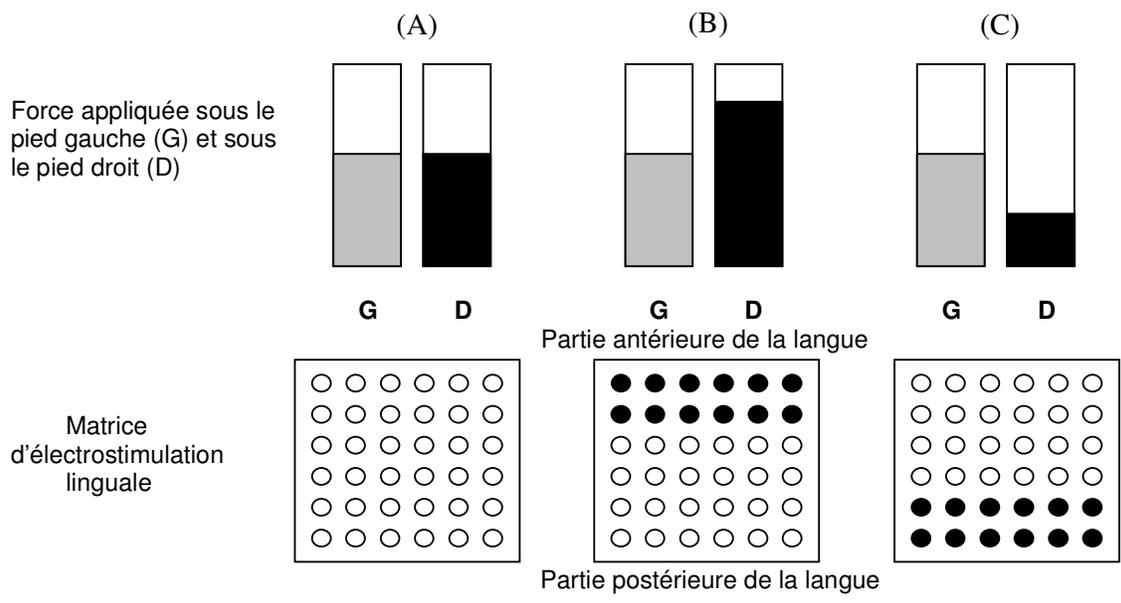


Figure 4 : Codage sur le TDU de la force appliquée par les chevilles. Les cercles noirs correspondent aux électrodes activées et les cercles blancs aux électrodes inactives de la matrice d'électrostimulation linguale. Les rectangles gris correspondent à la force de référence appliquée sous le pied gauche. Les rectangles noirs correspondent la force appliquée sous le pied droit.

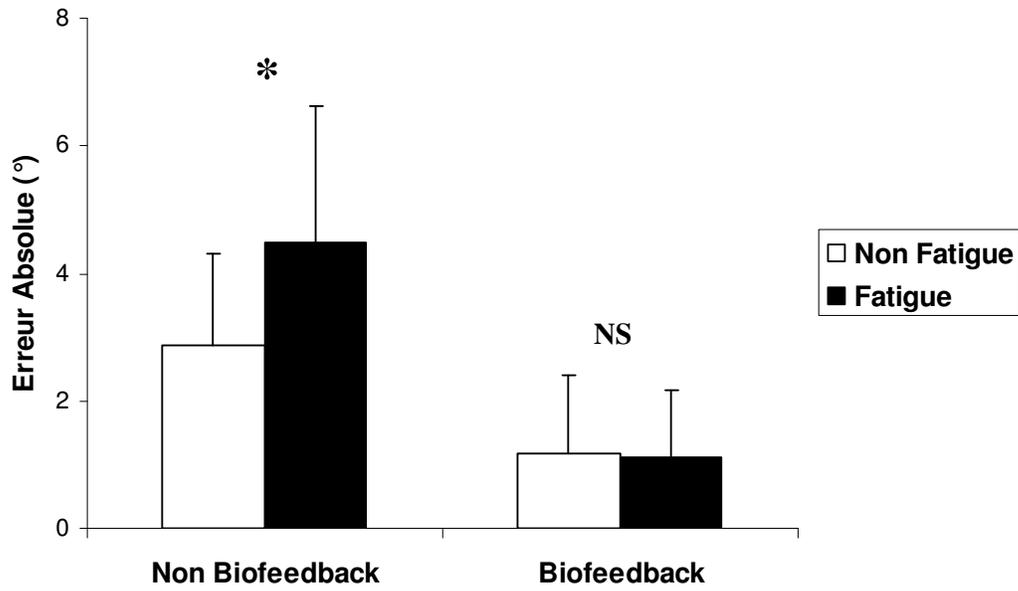


Figure 5 : Moyennes et écart types des erreurs absolues en degrés (°) mesurées pour la tâche de positionnement comparé dans les 2 conditions de Non fatigue et Fatigue et les 2 conditions de Non biofeedback et Biofeedback (NS : $p > 0.05$; * : $p < 0.05$).

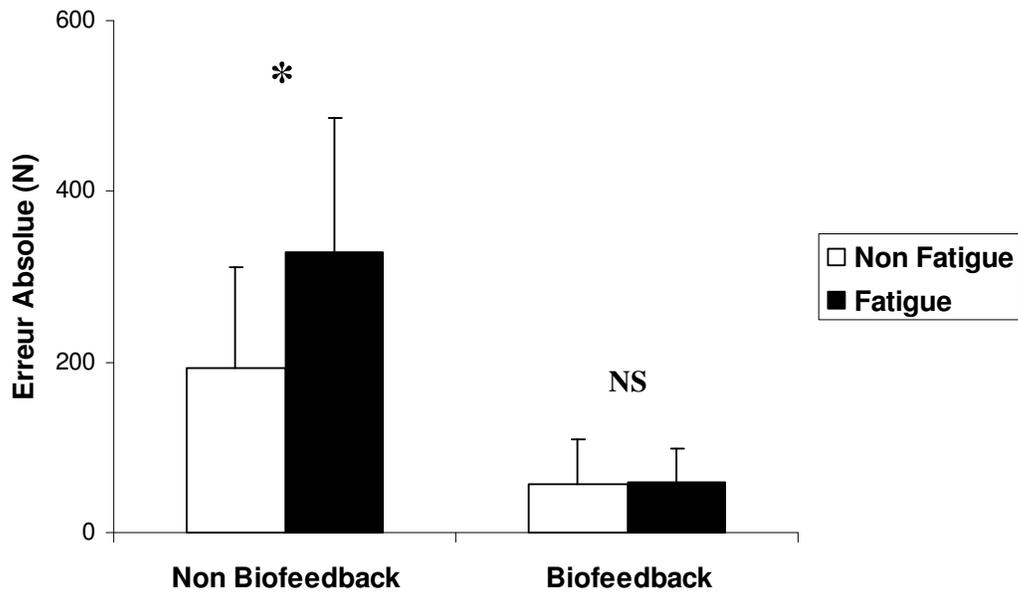


Figure 6 : Moyennes et écart types des erreurs absolues en Newtons (N) mesurées pour la tâche de force comparée dans les 2 conditions de Non fatigue et Fatigue et les 2 conditions de Non biofeedback et Biofeedback (NS : $p > 0.05$; * : $p < 0.05$).