

à moduler son activité corticale, en temps réel, afin d'obtenir une amélioration sur une performance cognitive ou motrice [1]. Concernant l'amélioration des performances motrices, trois types d'applications peuvent être décrites dans la littérature (deux médicales, une non médicale). La première application médicale est sur le « trouble hyperkinétique » de l'enfant, appelé désormais trouble déficit de l'attention avec/sans hyperactivité (TDAH). Il s'agit du champ de recherche clinique qui bénéficie du plus grand nombre d'études d'efficacité, bien que le niveau de preuve reste très débattu [1]. Les raisons de ce débat d'ordre méthodologique tant sur les schémas d'études (études randomisées contrôlées en double aveugle ou non) que sur le protocole de neurofeedback lui-même (signal cérébral ciblé, traitement du signal, type de feedback, etc.) sont à discuter. La deuxième application médicale est l'accident vasculaire cérébral avec déficit moteur. Suite à l'utilisation d'interfaces cerveau ordinateur pour la réadaptation motrice afin d'apprendre à contrôler une orthèse mécanique externe, il a été proposé d'utiliser le neurofeedback comme stratégie de rééducation pour favoriser la récupération des performances motrices. L'étude qui confirme l'efficacité du neurofeedback dans cette indication est exemplaire car il s'agit de la seule étude contrôlée randomisée en double aveugle montrant une supériorité du neurofeedback sur un neurofeedback placebo dans le domaine des applications médicales [2]. Enfin, la troisième application sont les performances motrices chez les sujets sains, particulièrement dans le domaine de la créativité artistique et des performances sportives [3]. Ces trois domaines d'applications permettent de discuter les mécanismes neurophysiologiques d'action du neurofeedback sur les performances motrices.

Mots clés Neurofeedback ; Activité motrice ; Performance athlétique

Déclaration de liens d'intérêts Les auteurs déclarent ne pas avoir de liens d'intérêts.

Références

- [1] Micoulaud-Franchi JA, McGonigal A, Lopez R, Daudet C, Kotwas I, Bartolomei F. Electroencephalographic neurofeedback: level of evidence in mental and brain disorders and suggestions for good clinical practice. *Neurophysiol Clin* 2015;45:423–33.
- [2] Ramos-Murguialday A, Broetz D, Rea M, Laer L, Yilmaz O, Brasil FL, et al. Brain-machine interface in chronic stroke rehabilitation: a controlled study. *Ann Neurol* 2013;74:100–8.
- [3] Gruzelier JH. EEG-neurofeedback for optimising performance. Creativity, the performing arts and ecological validity. *Neurosci Biobehav Rev* 2014;44:142–58.

<http://dx.doi.org/10.1016/j.neucli.2017.05.065>

65.

Nerf interosseux antébrachial postérieur : élaboration de normes de laboratoire

Christophe Milants^{a,*}, Karim Benmouna^{a,b}, François-Charles Wang^{b,c}

^a Service de médecine physique et réadaptation fonctionnelle, université de Liège, CHU de Liège, 4000 Liège, Belgique

^b Service de médecine de l'appareil locomoteur et traumatologie du sport, CHU de Liège, Belgique

^c Département de neurophysiologie clinique, CHU de Liège, Belgique

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : cmilants@chu.ulg.ac.be (C. Milants)

Le syndrome du nerf interosseux antébrachial postérieur (NIAP), décrit pour la première fois par Agnew en 1863 [1], consiste en une neuropathie motrice pure du NIAP au niveau du coude. Le tableau clinique est caractérisé par une faiblesse des muscles extenseurs des doigts et abducteur du pouce. Le site de compression le plus souvent reconnu est l'arcade proximale du chef superfi-

ciel du muscle supinateur, décrite en 1908 par Fröhse et Frankel [2]. En 1996, Seror décrit une technique électrophysiologique originale d'évaluation de la conduction du NIAP, permettant d'évaluer de façon sensible, spécifique et reproductible sa conduction afin d'identifier la neuropathie du NIAP [3]. L'objectif de ce travail est l'élaboration des normes de laboratoire sur la différence de latence entre la réponse distale motrice du muscle extensor ulnaris carpi (EUC) et du muscle brachioradialis (BR) (LDM EUC-BR) après stimulation du nerf radial au bras et la comparaison droite/gauche de ce paramètre (D/G d). Nous avons réalisé des enregistrements de surface des réponses distales motrices de l'EUC (active au milieu de l'avant-bras ; référence sur la styloïde cubitale) et du BR (active à 1 cm sous le pli du coude ; référence sur la styloïde cubitale) évoquées après stimulation percutanée du nerf radial au bras. Dans notre échantillon de 30 volontaires sains (âge : 40 ± 16 ans ; taille $168 \pm 9,8$ cm), nous avons enregistré les résultats suivants : LDM EUC-BR droit : $1,0 \pm 0,32$ ms, gauche : $1,0 \pm 0,31$ ms, D/G d : $0,2 \pm 0,18$. Nous avons fixé la limite supérieure de la normale à la valeur moyenne + 1,65 écart-type pour atteindre une valeur de risque d'erreur égale à 5 %. Notre travail a permis d'établir une valeur seuil de 1,5 ms pour la LDM EUC-BR tant à gauche qu'à droite et de 0,5 ms concernant la D/G d.

Mots clés Nerf interosseux antébrachial postérieur ; Norme ; Neuropathie

Déclaration de liens d'intérêts Les auteurs déclarent ne pas avoir de liens d'intérêts.

Références

- [1] Agnew DH. Bursal tumor producing loss of power of forearm. *Am J Med Sci* 1863;46:404–5.
- [2] Fröhse F, Frankel M. Die Muskeln des menschlichen Armes. *Handb Der Anat Des Menschen* 1908;1.
- [3] Seror P. Posterior interosseous nerve conduction. A new method of evaluation. *Am J Phys Med Rehabil* 1996;75:35–9.

<http://dx.doi.org/10.1016/j.neucli.2017.05.066>

66.

Réflexe T et neuropathies

Elisabeth Molinier^{*}, Pascal Auzou
CHR Orléans La Source, Orléans, France

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : molinier.elisabeth@gmail.com (E. Molinier)

Le réflexe T constitue une mesure non invasive de la conduction proximale, moins utilisée que les ondes F. Étude prospective incluant 92 patients avec suspicion de neuropathie distale symétrique (NDS) adressés pour un ENMG. Pour 30 d'entre eux, l'évaluation clinique et ENMG étaient normales et il n'existait pas de cause potentielle de NDS (G0), 62 présentaient une NDS (G3). Les latences du réflexe T, les paramètres de l'onde F sur le nerf tibial gauche et la vitesse mesurée sur le nerf tibial gauche ont été comparés dans les 2 groupes. Les ondes F du nerf tibial gauche étaient analysables pour 19 patients dans G0 et 30 dans G3, la latence du réflexe T achilléen gauche était disponible respectivement pour 25 et 28 patients et la vitesse sur le nerf tibial gauche pour 30 et 61 patients. Les patients de G3 étaient plus âgés en moyenne que ceux de G1 (50 ans versus $68 p < 0,01$), et plus grands (165 cm versus $170 p = 0,04$). Les latences du réflexe T achilléen et rotulien de façon bilatérale étaient significativement allongées dans G3 par rapport à G1 (achilléen gauche : 35 m/s versus $40 p < 0,01$) de même que la latence minimum de l'onde F (48 m/s versus $55 p < 0,01$). La vitesse du nerf tibial gauche était plus basse pour G3 (44 versus 38 m/s, $p < 0,01$). L'aire sous les courbes ROC pour la latence du réflexe T achilléen gauche, la latence minimum de l'onde F tibiale gauche et la vitesse du nerf tibial était similaire ($> 0,8$). La taille était corrélée à la latence du réflexe T. Le réflexe T est altéré dans les NDS, avec une sensibilité et une spécificité semblant similaires à la mesure des ondes F ou à la vitesse du nerf tibial, et une tolérance clinique meilleure.

