



IRMSHN
Hôpital de Bois Guillaume
1, rue de germont
76031 Rouen cedex
02.32.88.92.05

Institut Régional de Médecine du Sport

Note de Synthèse

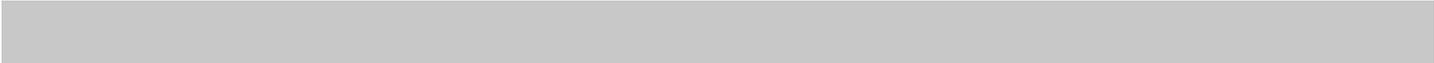


*Bases élémentaires de l'électrostimulation
musculaire pour une approche médicale
des erreurs à ne pas commettre .*

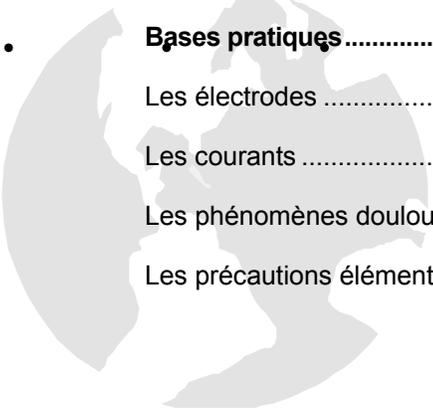
Physique, physiologie, anatomie et attitude pratique au service de l'électrostimulation raisonnée pour une expertise critique des pratiques, de certains usages et des messages irréalistes qui les accompagnent .

Docteur Didier POLIN

05 octobre 2004



Bases physiques	3
Les courants	3
Remarques :	3
Analyse des publications	4
Bases physiologiques	5
Excitabilité.....	5
Recrutement	5
Adaptation.....	7
Bases pratiques	8
Les électrodes	8
Les courants	9
Les phénomènes douloureux	9
Les précautions élémentaires.....	10



I. Bases élémentaires de l'électrostimulation musculaire

Prendre conscience de la complexité de la stimulation musculaire c'est en posséder les bases

Bases physiques

Notre propos n'est pas de refaire un cours sur les types de courants ou les notions de physique, mais de situer, à partir de la littérature scientifique, les paramètres minimums considérés comme nécessaires à une pratique efficace et non dangereuse de l'électrostimulation.

Les courants

Il existe 2 types de courants, les courants continus ou les courants pulsatiles. Le courant continu peut être direct et monophasique ou alternatif (sinusoïdal), bi phasique. Le courant pulsatile peut être monophasique de polarité constante ou bi phasique, compensé. Les caractéristiques des chocs électriques vont être définis par les paramètres suivants :

- La durée (durée de la phase) en ms ou μ s
- L'amplitude (intensité) en mA
- La fréquence (nombre de chocs générés par seconde : hertz (Hz))

Remarques :

- La somme de la durée des phases (+) et (-) du courant continu alternatif est la période. Il existe une relation inverse entre la durée de la phase et la fréquence des chocs. Plus la phase est longue et plus la fréquence est faible.
- Pour le courant pulsatile monophasique la durée de la phase est égale à la durée du choc. Il existe un intervalle entre les chocs, par conséquent la durée des chocs et la fréquence sont indépendantes.
- Dans le courant pulsatile biphasique la durée du choc est égale à la somme des durées de la phase(+) et de la phase(-). L'indépendance entre la fréquence et la durée des chocs est liée à l'intervalle inter choc
- Les effets de polarités sont minimisés ou éliminés par le courant bi phasique, ce qui réduit les risques de brûlures cutanées.

- Le courant moyen est la quantité de courant qui pénètre les tissus et affecte le type de fibres nerveuses recrutées.
- L'électrostimulation utilisera le courant moyen le plus bas possible pour éviter les dommages tissulaires.

Analyse des publications

Différents types d'expérimentations ont eu lieu. Les études concernant la pathologie, sur muscle atrophié par immobilisation ou muscle dénervé d'un côté et les études plus rares sur les muscles sains de l'autre côté.

Il ressort de l'analyse des différentes publications que trois grandes catégories de courant ont été étudiées et utilisées au cours des travaux sur l'électrostimulation.

Le courant alternatif sinusoïdal utilisé par de nombreux auteurs, précurseurs de l'électrostimulation et de la musculation par stimulation électrique :

- . Kotz (URSS - 1970)
- . Portmann (Canada - 1980)
- . Wit, Kopanski, Klepacki et Jaszczuk (Pologne – 1985)

pour lequel il faut pouvoir faire varier au moins trois paramètres :

- . l'amplitude ou modulation d'amplitude
- . la fréquence ou modulation de fréquence
- . la durée de passage

Le courant d'impulsions alternatives symétriques où les caractéristiques de l'impulsion sont :

- . sa durée brève
- . sa forme (rectangulaire, triangulaire, exponentielle...)
- . sa modulation (en amplitude, en fréquence, en durée)

Il pourrait mimer l'activation progressive des unités motrices comme c'est le cas au cours d'une contraction volontaire.

Le courant de simples impulsions monophasiques de polarité constante et de faible fréquence, où la durée du choc est égale à la durée de la phase, a été classiquement le plus utilisé dans les études expérimentales et surtout chez l'animal.

Bases physiologiques

Les cellules nerveuses, les récepteurs sensoriels et les fibres musculaires sont excitables. Nous nous efforcerons de mieux appréhender les effets de la stimulation électrique à partir des données suivantes :

1. Excitabilité
2. Recrutement
3. Adaptation

Excitabilité

L'excitabilité correspond à un état de la cellule permettant ou non au cours d'une stimulation l'apparition de potentiel d'action. De cette façon, pour atteindre le seuil d'excitation d'une fibre (nerveuse et/ou musculaire) le courant doit avoir une certaine intensité (intensité liminaire) dont la valeur dépend de la durée de passage du courant et de sa vitesse d'installation. Le front de montée du choc est un paramètre dépendant de la forme de l'onde (rectangulaire, exponentiel, ...). Il correspond au temps entre le début et l'amplitude maximale du choc. Ainsi, le seuil est l'indice de facilité à laquelle une fibre peut être excitée. En d'autres termes l'excitabilité diminue quand le seuil augmente (et inversement). Il existe en plus un facteur limitant du nombre d'influx générés par le nerf ; c'est la période réfractaire absolue.

Les auteurs sont unanimes, lors de la stimulation électrique le muscle est excité indirectement (par le nerf moteur et/ou la plaque motrice). Ainsi, pour un couple nerf/muscle sain, en raison de la capacitance de chaque fibre nerveuse, une certaine durée de phase doit être dépassée pour déclencher un potentiel d'action, puis une secousse musculaire.

En fait, chaque tissu a une courbe intensité-durée spécifique dépendant de la capacitance du tissu cible et de sa profondeur. Nous pouvons voir par exemple que les fibres A β sont plus facilement excitables (capacitance basse) et peuvent émettre des potentiels d'action avec des stimulations de faible durée (de l'ordre de la microseconde). De leur côté les fibres C sont stimulés autour de la ms et le tissu musculaire réagit pour des durées de stimulation proche de 300ms. Il est important à ce niveau de rappeler deux définitions: la rhéobase¹ et la chronaxie²

De la même façon, les individus ne réagiront pas tous à l'identique. Les sportifs entraînés ont une « excitabilité » plus marquée que les sédentaires. En fonction de la fatigue ou de l'activité une même personne présentera des variations d'excitabilité importante d'un jour à l'autre. Enfin, les muscles selon leur fonction, tonique ou phasique, auront une excitabilité différente.

Recrutement

Au sein d'un muscle les fibres sont organisées sur un plan anatomique en faisceau, mais sur le plan physiologique on parlera d'unité fonctionnelle ou d'unité motrice.

Une unité motrice est l'ensemble des fibres musculaires innervées par un même nerf moteur (motoneurone). Ces fibres répondent donc simultanément et de la même façon au cours d'une stimulation. Il a été ainsi trouvé des unités motrices lentes (slow pour les anglo-saxons) et

¹ La rhéobase: intensité minimale pour déclencher une réponse tissulaire au cours d'une impulsion infinie

² La chronaxie: durée d'impulsion déclenchant une réponse tissulaire pour une intensité = 2 x la rhéobase

rapides (fast). De part leurs propriétés contractiles d'une part et les caractéristiques de leur motoneurones d'autre part, les différents types d'unités motrices sont donc sollicitées (recrutées) différemment.

Unités motrices rapides et lentes

Elles sont en réalité de trois sortes :

* lentes ou slow(ST); constituées de fibres musculaires rouges à métabolisme oxydatif, peu fatigables (type I), avec un petit motoneurone (petit volume cellulaire et faible diamètre) à vitesse de conduction la plus lente.

* rapides et résistantes à la fatigue ou fast(FTA); constituées de fibres musculaires blanches à métabolisme anaérobie, plus fatigables, mais encore très capillarisées (type IIA), avec des motoneurones plus importants, à vitesse de conduction plus rapide

* rapides et fatigables ou fast (FTB) ; ce sont les unités motrices constituées des fibres musculaires (type IIB) les plus rapides, les plus grosses, avec les motoneurones les plus importants et l'environnement le moins bien capillarisé.

Ordre de recrutement et synchronisation pendant une contraction volontaire

Henneman et ses collaborateurs en 1965 ont montré, à partir d'expérience sur les animaux, que les différentes unités motrices étaient mises en jeu lors d'une contraction volontaire selon des séquences reproductibles et rigides.

En effet, les grandes Unités Motrices dites rapides sont activées après les plus petites dites lentes. Il y a en quelque sorte un passage obligé par les fibres lentes même sur des mouvements explosifs ou balistiques. Ce phénomène appelé « principe de la taille » a été étudié par différents auteurs depuis Hennemann et ne semble pas modifié par l'entraînement, ni par l'immobilisation prolongée.

En fait, l'ordre de recrutement est déterminé par le système nerveux central. C'est la règle de coordination. La force générée par les unités motrices est plus importante avec des potentiels d'action qui arrivent à haute fréquence qu'avec un potentiel d'action isolé. Le SNC peut de cette façon moduler la force développée par le muscle. Autrement dit, un même niveau de force peut être obtenu soit par le recrutement d'un petit nombre d'unités motrices déchargeant à haute fréquence, soit par le recrutement d'un grand nombre d'unités activées à des fréquences plus basses. Ainsi le recrutement d'une part et la variation de la fréquence de décharge d'autre part des unités motrices permettent de réguler la force musculaire.

La fréquence de décharge des motoneurones est généralement comprise entre 8 et 35Hz. Au-delà de ces fréquences, permettant d'obtenir le tétanos par fusion des secousses musculaire, la force (tétanique) n'augmente plus, c'est le recrutement d'autres unités motrices, à des fréquences différentes qui permet d'augmenter la force. Lors des mouvements volontaires les motoneurones sont peu ou pas synchrones. Ils agissent de façon asynchrone. La synchronisation d'unités motrices se rencontre parfois à des niveaux de force élevés, avec apparition de fatigue musculaire et/ou de désordres neurologiques.

Lorsqu'un muscle est activé artificiellement par stimulation électrique l'ordre de recrutement des fibres nerveuses et par conséquent des unités motrices est modifié. La coordination et la modulation organisées par le SNC de façon physiologique n'existe plus.

Il convient d'analyser les différents paramètres pouvant influencer et modifier le recrutement :

- L'excitabilité des axones est proportionnelle à leur diamètre. Les grosses unités motrices seront donc activées avant les plus petites. L'ordre de recrutement sera inverse de celui d'une activation volontaire physiologique.
- La situation des électrodes au niveau cutané peut entraîner une réponse réflexe qui va inverser l'ordre de recrutement.
- La distance séparant l'axone de l'électrode favorise l'excitation des axones les plus proches de la surface. Les fibres lentes sont plus concentrées en profondeur du corps musculaire. La proportion des fibres rapides étant plus importante en superficie.
- Des différences entre les sujets peuvent apparaître, selon la composition de leur muscle, de leur entraînement...

Il reste à préciser que :

- la durée des secousses musculaires varie selon le type de fibres et parfois des auteurs(!)
- la fréquence maximale de la dépolarisation de la fibre musculaire est inférieure à celle de l'axone
- la latence au niveau de la plaque motrice est environ de 0,8ms
- si la fréquence des stimulations est trop élevée et ne tient pas compte des périodes réfractaires absolues, la fatigue peut s'aggraver et l'effet recherché peut être annihilé.

Adaptation

Les particularités physiologiques humaines sont avant tout d'être adaptables et modulables à plus ou moins long terme aux stimulations imposées. A ce sujet, il est classique de parler de plasticité neuronale et de transition musculaire. Les effets de l'entraînement ou du désentraînement sont connus et peuvent faire varier la distribution des fibres (rapides ou lentes) au sein des muscles. L'influence du nerf sur le muscle par son contrôle de la structure et des propriétés physiologiques est également bien connue. Ces éléments ont été souvent éprouvés lors d'expérimentation utilisant l'électro-myo-stimulation après dénervation.

Le phénomène d'accommodation aux stimuli se rencontre pour les membranes de faible capacitance qui ne peuvent pas stocker de charges. Il est important d'avoir un front de montée rapide dans ces cas, seule garantie d'atteindre le seuil.

Ainsi, des expérimentations chez l'animal ont montré qu'un muscle soumis à une stimulation chronique (plusieurs heures par jour pendant plusieurs semaines) adapte ses propriétés contractiles à la fréquence utilisée pendant l'expérimentation. La stimulation à fréquence élevée (> 40 Hz) d'un muscle lent permet de le transformer en muscle rapide. Inversement, pour des fréquences de stimulation basse (< 10 Hz), un muscle rapide peut évoluer en muscle lent. De telles transformations n'ont jamais été démontrées chez l'homme. Il faut préciser que les temps de stimulation dans les expérimentations humaines sont beaucoup plus courts. Des travaux sur des muscles dénervés et électrostimulés confirment que les secousses musculaires ont toujours des caractéristiques proches de celles des muscles rapides.

Si de nombreuses études ont été réalisées chez l'homme, elle n'ont pas toujours les critères de recevabilité scientifique nécessaires pour être utilisées ou acceptées sans réserve. Néanmoins, à maintes reprises, les effets de l'électrostimulation ont été prouvés, en particulier sur les possibilités d'accroissement de la force musculaire. Si globalement, les études s'accordent pour l'efficacité de l'électrostimulation dans la lutte contre l'amyotrophie, rares sont celles qui ont étudié l'effet de la stimulation électrique chez des individus présentant un système neuromusculaire indemne.

Devant le peu d'études concernant l'adaptation des différents types de fibres, il convient d'être extrêmement prudent dans l'interprétation des résultats.

Bases pratiques

Au cours de l'électrostimulation, l'efficacité, la forme et l'importance de la réponse musculaire sont influencées par des paramètres physiques et physiologiques que nous venons d'évoquer. Il reste des éléments techniques et pratiques directement liés aux précédents que nous allons aborder maintenant sous couvert des bases physiques et physiologiques.

1. les électrodes
2. les courants
3. les phénomènes douloureux
4. les précautions élémentaires

Les électrodes

Sur le muscle sain et innervé, la stimulation percutanée sollicite les terminaisons nerveuses directement et de cette façon les fibres musculaires indirectement. Nous l'avons vu, les fibres nerveuses sont plus excitables que les fibres musculaires, leur rhéobase et leur chronaxie étant inférieures. Il est nécessaire d'aborder les particularités des électrodes :

Le type des électrodes est variable de la plaque métallique recouverte d'un tissu ou d'une éponge humidifiée au matériau caoutchouc ou élastomère. Les électrodes en aluminium ou en inox nécessitent en plus de l'humidification un système de fixation par sangles pas toujours facile à utiliser. Les nouveaux matériaux (élastomères) sont moins nocifs pour la peau, plus faciles d'utilisation, ils nécessitent moins d'entretien et s'adaptent mieux aux surfaces. La conduction est favorisée par l'utilisation d'un gel. Il participe selon ses qualités au maintien en place des électrodes. La faible épaisseur des électrodes est un gage supplémentaire d'adaptation aux variations de la forme du muscle au cours des contractions.

La localisation des électrodes. Idéalement, la proximité du point moteur est souhaitable afin d'optimiser la stimulation. Le point moteur est défini comme la projection au niveau de la peau de la zone d'entrée du nerf. En fonction des composantes anatomiques et physiologiques certains muscles présentent plusieurs points moteurs.

La localisation relative des électrodes dépend de la profondeur de l'effet excitomoteur recherché. Plus les électrodes sont proches, plus l'effet sera superficiel.

La taille des électrodes

Les avis sont partagés.

Au cours des stimulations par courant monophasique certains auteurs (en majorité) préconisent une cathode (-) plus petite que l'anode (+) pour mieux focaliser la stimulation sur le point moteur. D'autres proposent d'utiliser deux électrodes de grande taille pour recouvrir le plus largement possible le muscle à stimuler.

Dans le cadre des courants d'impulsions symétriques biphasiques, il n'y a pas de raison d'avoir des électrodes de taille différente .

La notion importante semble être la densité de courant ou intensité par unité de surface. Si le courant traverse une surface de membrane réduite, l'effet local de variation de potentiel sera plus important. Ce qui est donc plus en faveur de focalisation sur le point moteur par une électrode de petite taille.

Les courants

Chaque choc doit présenter 3 facteurs minimum pour déclencher une réponse du tissu stimulé :

- ⇒ le stimulus doit avoir une amplitude (intensité) suffisamment importante pour atteindre le seuil d'excitabilité du tissu
- ⇒ la vitesse du changement de voltage (front de montée) doit être suffisamment rapide pour que le tissu ne puisse pas s'accommoder
- ⇒ la durée du stimulus (de la phase) doit être suffisamment longue pour dépasser la capacitance du tissu et entraîner un potentiel d'action.

Type de courant	Forme de l'impulsion	Durée de l'impulsion	Fréquence de l'impulsion	Amplitude de l'impulsion	Rapport travail /repos
courant alternatif sinusoïdal	Sinusoïdale	de 40 à 100µs	2500 à 10000 modulé entre : 50 et 100 Hz		Stim. : 4 à 10 s Repos : 10 à 50
courant d'impulsions alternatives symétriques	Rectangulaire	de 40 à 1200µs	de 10 à 200 Hz	60 à 140 mA	Stim. : 1 à 10 s Repos : 4 à 20

Tableau : Types et caractéristiques des courants. Les courants doivent respecter certaines valeurs que nous retrouvons dans la littérature et que nous résumons dans le tableau ci-dessus

Les phénomènes douloureux

La douleur est une sensation subjective, déplaisante qui apparaît dans une région donnée de l'organisme. Elle représente un mécanisme de défense, véritable information vis-à-vis de stimuli potentiellement dangereux. Il existe un système propre de récepteurs périphériques

(nocicepteurs) et de structures nerveuses centrales. Les douleurs sont à distinguer et à classer en fonction de :

- ⇒ la durée du courant d'impulsion
- ⇒ la fréquence des courants
- ⇒ l'intensité du courant

Il semble que la durée de 400 μ s soit le seuil tolérable. Cependant, sur des muscles peu entraînés, des durées plus faibles, avec des fréquences trop rapides, peuvent engendrer des sensations d'inconfort voir des douleurs. A partir d'une intensité supérieure à 300mA, les sensations d'inconfort sont décrites. Pour des intensités supra liminaires, la contraction musculaire peut se traduire par une crampe, avec des courbatures dans les heures qui suivent.

Il faut pouvoir adapter les différents paramètres et en particulier penser qu'une installation trop brusque du courant (rectangulaire) peut être douloureuse. Il est possible de réduire cette sensation en utilisant des fronts de montée progressifs. Le risque est alors non plus la douleur, mais l'inefficacité du courant si la pente est trop douce. Cela est lié au phénomène d'accommodation de la membrane, correspondant à une élévation de son seuil. Il est nécessaire parfois d'utiliser des intensités supérieures.

Les précautions élémentaires

Tout d'abord, il faut noter la maigre littérature concernant les effets de l'entraînement par électrostimulation. Ensuite, il est important de préciser que nombre d'études réalisées, le sont sur l'animal (lapin, chat, chien, mouton et rat). Enfin, les effets de la stimulation des muscles dénervés restent jusqu'à présent controversés puisqu'il n'a pas été montré d'amélioration de la régénération axonale lors de stimulation classique au cours de séances de rééducation.

Il ressort de l'analyse des connaissances actuelles, que les effets de l'électrostimulation chez l'homme présentant un système neuromusculaire intact, peuvent apporter un bénéfice à l'entraînement des plus grandes unités motrices (rapides ou fast). Il faut d'emblée pondérer ce bénéfice par :

- ⇒ l'ordre de recrutement inverse des unités motrices lors de la contraction volontaire
- ⇒ la différence entre stimulation localisée et geste sportif précis coordonné
- ⇒ les modes de contractions (isométriques, concentriques, excentriques, pliométriques...) des activités sportives
- ⇒ les risques de fatigue, la stimulation concernant à priori les fibres les plus fatigables
- ⇒ les modalités de contrôle du SNC...

L'électrostimulation ne peut être considérée comme un moyen de substitution de l'entraînement ou de l'activité physique, mais comme un complément éventuel aux méthodes classiques d'entraînement.

Le plus important est avant tout de ne pas envisager de stimuler un sujet fatigué, à fortiori malade ou encore blessé. Il paraît nécessaire de pratiquer un bilan médical minimum avant tout programme d'électrostimulation, comme il est réalisé avant toute pratique sportive de compétition.

Une fois l'état général vérifié, il est nécessaire de s'assurer du bon état des muscles du sujet. Différents tests ou protocoles sont préconisés, nous ne les développerons pas ici .

Bibliographie

Non exhaustive

1. Chan KM, Doherty TJ, Brown WF
Contractile properties of human motor units in health, aging and disease
Muscle Nerve 2001 sep ; 24(9) 1113-1133

2. *Vandervoort AA*
Aging of the human neuromuscular system
Muscle Nerve 2002 ; 25 (1)17-25
3. *Hill CA, Thompson NW, Ruell PA, Thom JM, White MJ*
Sarcoplasmic reticulum function and muscle contractile character following fatiguing exercise in humans
Journal of Physiology 2001 mar. ; 531(Pt3):871-878
4. *Lee SC, Becker CN, Binder-Macleod SA*
Activation of human quadriceps femoris muscle during dynamic contractions: effects of load on fatigue
Journal Applied of Physiology 2001; 94:1670-1674
5. *Gallagher D, Ruts E, Visser M, Heska S, Baumgartner RN, Wang J, et al.*
Weight stability masks sarcopenia in elderly men and women
American Journal Physiology Endocrinology Metabolic 2000; 279 E 366-375
6. *Kent-Braun JA, Neg AV, Young K*
Skeletal muscle contractile and non contractile components in young and older women and men.
Journal Applied of Physiology 2000; 90:2070-2074
7. *Seki K, Tanigushi Y, Narusawa M,*
Alterations in contractile properties of human skeletal muscle induced by joint immobilization
Journal of Physiology 2001 feb. ; 530(Pt3):521-532
8. *Raastad T, Hallen J*
Recovery of skeletal muscle contractility after high and moderate intensity strength exercise
European Journal of Applied Physiology 2000 jun; 82(3): 206-214
9. *Binder-Macleod SA, Russ DW*
Effects of activation frequency and force on low-frequency fatigue in human skeletal muscle
Journal Applied of Physiology 1999 apr; 86(4):1337-1346
10. *Kell RT, Bell G, Quinney A*
Musculoskeletal fitness, health outcomes and quality of life
Sports Medicine 2001; 31(12): 863-873
11. *Westertrep KR, Meijer EP*

- Physical activity and parameters of aging: a physiological perspective*
Journal of Gerontology 2001 oct; 56 spec N°2(2): 7-12
12. Di Pietro L
Physical activity in aging: changes in patterns and their relationship to health and function
Journal of Gerontology 2001 oct; 56 spec N°2(2): 13-22
13. Vrijens J
L'entraînement raisonné du sportif
Editions De Boeck Université
14. Platonov VN
L'entraînement sportif. Théorie et méthodologie
Activité Physiques et Sports-Recherche et Formation Edition Revue EPS
15. Magyarosy I, Schnizer W
Muscle training by Electrostimulation
Fortschr Med 1990 mar; 108(7):121-124
16. Maffiuletti NA, Cometti G, Amiridis IG, Martin A, Pousson M, Chatard JC
The effects of electromyostimulation training and basketball practice on muscle strength and jumping ability
International Journal of Sports Medecine 2000 aug;21(6):437-443
17. Gfolher M, Luger P
Cycling by means of fonctionnal electrical stimulation
IEEE Trans Rehabil Eng 2000 jun ;8(2):233-243
18. Kaada B
Improvement of physical performance by transcutaneous nerve stimulation in athletes
Acupuncture Electrotherapy Research 1984; 9(3):165-180
19. Pichon F, Chatard JC, Martin a, Cometti G
Electrical stimulation and swimming performance
Medecine sciences Sports Exercice 1995; 27(12):1671-1676
20. Thépaut-Mathieu C
Le point sur l'électro-stimulation et l'entraînement
Les entretiens de l'INSEP
21. Christou EA, Carlton LG

Old adults exhibit greater motor output variability than young adults only during rapid discrete isometric contractions
Journal of gerontology 2001dec; 56(12):B524-532

22. Schmidt RF, Dudel J, Jänig W, Zimmermann M
Neuro-physiologie
Editions Magnard-Le François
23. Buser P, Imbert M
Neurophysiologie fonctionnelle II
Editions Hermann Paris
24. Spring H, Kunz HR, Schneider W, Tritschler T, Unold E
R.Gym La force – théorie et pratique
Edition Masson Paris (1991)
25. Latash MI
Bases neurophysiologiques du mouvement
Editions De Boeck Université
26. Solomonow M
External control of the neuromuscular system
Trans.Biomed.Eng. 1984,31:752-763
27. Moreno-Aranda J, Sereig A,
Electrical parameters for over the skin muscle stimulation
J.Biomechanics, 1981,14:579-585
28. Desmedt J.E., Hainault K.
Kinetics of myofilaments activation in potentiated contractions: staircase phenomenon in human muscle.
Nature, 1968,214:529-532