

## RÉSUMÉ

L'électrostimulation connaît, ces dernières années, un certain engouement dans les milieux du sport de haut niveau. Cette méthode artificielle d'entraînement permet en effet de développer la force et l'endurance musculaires. Néanmoins, la douleur associée à la stimulation percutanée des muscles peut conduire le sujet à ne pas tolérer une stimulation suffisamment intense pour obtenir une adaptation musculaire conséquente. Il convient dès lors, d'optimiser les différents paramètres en relation avec la stimulation afin de produire une contraction la plus forte possible tout en occasionnant un minimum de gêne pour le sujet. Dans ce contexte, l'utilisation d'un courant alternatif de moyenne fréquence (2500 à 10000 Hz) modulé en basse fréquence (50 à 100 Hz) et appliqué au point moteur du muscle semble être le meilleur compromis. Lors d'une contraction volontaire, l'ordre de recrutement des différents types d'unités motrices (UM) du muscle suit une séquence extrêmement rigide quelle que soit la vitesse à laquelle se fait la contraction. Ce sont, en effet, les UM développant le moins de force qui sont recrutées avant celles qui produisent les forces les plus importantes. Bien que des éléments morphologiques propres à chaque sujet peuvent quelque peu influencer l'ordre de recrutement des UM, différents arguments permettent néanmoins de penser que sous électrostimulation cette séquence est modifiée et même inversée par rapport à celle enregistrée lors de contractions volontaires. La maigre littérature concernant les effets de l'entraînement par électrostimulation sur les différents types de fibres musculaires ne permet pas actuellement de savoir si l'un d'entre eux présente une capacité d'adaptation préférentielle.

**Mots-clefs.** Electrostimulation - Unité motrice - Adaptation musculaire.

## INTRODUCTION

Depuis les expériences de Galvani au 18<sup>ème</sup> siècle, nous savons qu'il est possible de provoquer une contraction musculaire au moyen d'un courant électrique en stimulant le muscle, soit directement, soit par l'intermédiaire de son nerf moteur. Il a fallu néanmoins attendre les expériences de Duchenne de Boulogne (1867) pour voir son utilisation chez l'homme dans un but d'exploration fonctionnelle. Depuis lors, l'électrostimulation est très largement appliquée dans le cadre des programmes de réhabilitation et, plus récemment, cette technique a même été introduite dans les milieux sportifs dans le but de développer la force et l'endurance de muscles sains. C'est un Soviétique du nom de Kots (1971) qui serait le premier à avoir utilisé cette méthode d'entraînement chez des athlètes de compétition. Il ressort de ses publications que des gains en force relativement importants (de 38 à 50% selon le groupe musculaire choisi) peuvent être obtenus après seulement 19 jours de stimulation. Ces résultats, particulièrement intéressants dans le cadre du sport de haut niveau, ont suscité ces dernières années un intérêt tout particulier de la part des chercheurs et des entraîneurs pour l'électrostimulation.

Le but de la présente revue est de rappeler les principes généraux de l'électrostimulation musculaire. Nous évoquerons également, en rapport avec nos connaissances actuelles, les aspects de la mise en jeu et de l'adaptation des différents types de fibres lors de cette activation artificielle.

## **PRINCIPES DE BASE DE L'ÉLECTROSTIMULATION MUSCULAIRE**

La particularité des cellules nerveuses et musculaires est qu'elles sont excitables. Cette propriété leur permet de répondre à un stimulus électrique par la genèse d'une activité électrique de membrane appelée " potentiel d'action ". Lorsque celui-ci est déclenché au niveau d'une cellule nerveuse ou de son prolongement (axone), il se propage très rapidement le long de leur membrane. Après avoir franchi la jonction neuro-musculaire, il parcourt la membrane des cellules musculaires. Par l'intermédiaire d'invaginations membranaires, l'excitation est alors transmise en profondeur de la cellule musculaire et provoque le déclenchement de la contraction.

Différents paramètres sont en réalité susceptibles d'influencer l'efficacité et la forme de la réponse musculaire, nous allons les envisager successivement.

### **Localisation de la stimulation et type d'électrode :**

Lorsqu'une stimulation percutanée est appliquée au niveau d'un muscle normalement innervé, les fibres musculaires ne sont pas stimulées directement mais bien par l'intermédiaire de leurs terminaisons nerveuses. En effet, il est bien connu que les fibres nerveuses sont plus excitables que les fibres musculaires. Les premières présentent une rhéobase et une chronaxie inférieures aux dernières. Cela signifie qu'il faut une intensité moindre de stimulation pour provoquer la contraction musculaire. D'autre part, pour une intensité de stimulation donnée, la force développée est plus importante lorsque le stimulus est appliqué au "point moteur". Celui-ci se définit comme étant la projection au niveau de la peau, de la zone d'innervation du muscle (Desmedt, 1958). A cet endroit, les fibres musculaires sont activées par l'intermédiaire de leur axone moteur. Certains muscles présentent plusieurs points moteurs (Walthard et Tchicaloff, 1961) qui peuvent être très facilement localisés en déplaçant l'électrode de stimulation (cathode ou électrode négative) sur le muscle. L'anode (électrode positive) est placée, quant à elle, soit sur l'une des extrémités du muscle (stimulation bipolaire), soit à un autre endroit du corps (stimulation monopolaire).

Les électrodes habituellement utilisées en électrostimulation sont de divers types. Cela va de la plaque métallique recouverte d'un tissu humidifié aux électrodes en élastomère (caoutchouc carboné). Ces dernières présentent l'avantage d'être moins nocives pour la peau. En ce qui concerne la taille des électrodes, les avis sont partagés. La majorité des auteurs préconisent l'utilisation d'une cathode plus petite que l'anode. Le seuil d'excitation est en effet inférieur si la cathode est de petite dimension dans la mesure où elle permet de mieux focaliser l'effet excito-moteur sur le point moteur considéré. L'anode de plus grande dimension permet ensuite au courant de diffuser sans effet (Bouman et Shaffer, 1956; Hugon, 1973). Certains auteurs proposent cependant l'utilisation de deux électrodes de grande taille afin de recouvrir la plus grande partie du muscle à stimuler (Portmann, 1984). Enfin, la localisation relative des deux électrodes dépend de la profondeur de l'effet excite-moteur recherché. Plus les électrodes seront proches l'une de l'autre sur le même versant de membre, plus l'influence électrique restera superficielle.

### **Type et forme du stimulus électrique :**

On a l'habitude de distinguer deux grands types de courant électrique: continu et alternatif. Le premier se caractérise par le fait qu'il ne présente qu'une seule polarité (courant monophasique ou unidirectionnel) tandis que le second présente la particularité d'une inversion régulière de sa polarité (courant biphasique ou bidirectionnel). L'intérêt de ce dernier est qu'il permet d'éviter la polarisation des électrodes et par conséquent de maintenir l'efficacité de la stimulation à un meilleur niveau. Ces courants mono ou biphasiques peuvent également prendre des formes très différentes. La forme qui a été la plus utilisée en électrophysiologie est le stimulus rectangulaire. Il se caractérise par une installation et une interruption quasi instantanée du courant; l'intensité se maintenant à un niveau constant pendant toute

la durée du stimulus électrique. Si le courant rectangulaire nécessite la moins grande intensité de stimulation pour déclencher une excitation nerveuse ou musculaire, son installation brusque engendre des sensations douloureuses. Afin de réduire cette sensation désagréable, on utilise en pratique des courants dont la pente d'installation est progressive. Celle-ci peut prendre différentes formes (linéaire, sinusoïdale...). L'avantage de ces courants progressifs réside dans l'atténuation du phénomène douloureux. L'inconvénient est que l'excitation devient de moins en moins efficace lorsque la pente d'installation du courant s'adoucit et qu'il nécessite donc une intensité de stimulation supérieure. Pour des pentes d'installation trop douces l'excitation peut même devenir impossible suite au phénomène d'accommodation de la membrane (Kayser, 1969). Celui-ci correspond en réalité à une élévation du seuil d'excitation de la membrane.

### **Durée et intensité du stimulus électrique :**

La durée du stimulus électrique est un autre paramètre déterminant en rapport avec l'efficacité de la stimulation. En effet, il existe une relation inverse entre la durée et l'intensité minimale du stimulus électrique nécessaire au déclenchement de l'excitation. Celle-ci se présente sous la forme d'une hyperbole équilatère et il apparaît clairement d'après la figure i que, pour des durées de stimulation très courtes (< à 0,1 ms), l'intensité nécessaire s'accroît fortement. De plus, Si la durée du stimulus est trop courte, certaines fibres nerveuses ne répondent plus à l'excitation et ne sont donc plus mises en jeu. Dans ces conditions ce sont les fibres nerveuses de plus petit diamètre et celles qui sont les plus éloignées de l'électrode de stimulation qui ne sont plus recrutées (Solomonow, 1984). Une durée de stimulus comprise entre 0,2 ms et 1 ms est habituellement choisie en stimulation percutanée.

### **Fréquence de répétition du stimulus :**

Lorsqu'un muscle est activé par l'intermédiaire de son nerf moteur en réponse à une stimulation isolée, il déclenche une réponse mécanique que l'on appelle: secousse (twitch en anglais). L'augmentation progressive de l'intensité du courant provoque un recrutement progressif des cellules musculaires: c'est le phénomène de sommation spatiale. La force maximale développée lors d'une secousse ne représente cependant en moyenne que 10 à 20% de la force intrinsèque du muscle. Pour atteindre son potentiel de force maximal, il faut stimuler le muscle de manière répétitive afin de déclencher une "contraction tétanique". Dans ces conditions, les secousses successives fusionnent les unes avec les autres: c'est le phénomène de sommation temporelle. En fonction des caractéristiques de la cinétique contractile du muscle (lent ou rapide), la fréquence de stimulation nécessaire pour atteindre cette force maximale sera quelque peu différente. Plus le muscle est rapide plus la fréquence de stimulation sera élevée. En général, chez l'homme, la force maximale des muscles squelettiques est obtenue pour des fréquences de stimulation comprises entre 50 et 120 Hz.

Il est cependant bien connu que des fréquences de stimulation supérieures à 2 000 Hz présentent l'avantage de minimiser la douleur et les sensations désagréables inhérentes à l'électrostimulation (Morno-Aranda et Seireg, 1981a). En revanche, l'effet excite-moteur est moins efficace pour une fréquence élevée et ne permet donc pas de développer la force maximale du muscle (Moreno-Aranda et Seireg, 1981b). Cela s'explique par le fait que lorsque les stimuli successifs sont trop rapprochés (< à  $\pm 2$  ms), ils tombent dans la période réfractaire de la membrane. Cela signifie que cette dernière est momentanément incapable de répondre à une deuxième excitation et ne peut plus déclencher de contraction musculaire (Desmedt et Hainaut, 1968). Il est également important de souligner que cette période réfractaire s'allonge progressivement avec la période de stimulation.

### **Modulation de fréquence :**

Afin de bénéficier des avantages respectifs de la basse et de la moyenne fréquences, on utilise ce que l'on appelle la modulation de fréquence. Cette méthode consiste à adopter une fréquence de stimulation de base comprise entre 2 500 à 10 000 Hz que l'on interrompt périodiquement par de courtes périodes de repos. La fréquence à laquelle se fait ce découpage détermine la valeur de la basse fréquence. C'est ainsi qu'un cycle, au cours duquel une ouverture du courant de 10 ms alterne avec une période de fermeture de même durée, provoque une répétition du cycle toutes les 20 ms, soit une fréquence de 50 Hz. D'après les études de Moreno-Aranda et Seireg (1981a), la modulation de fréquence idéale serait de l'ordre de 50 à 100 Hz. De plus, le cycle ouverture-fermeture du courant devrait être dans un rapport de 1 pour 5. Une période d'ouverture trop longue n'est pas intéressante puisque la plupart des stimuli tombent dans la période réfractaire de la membrane.

### **Durée des périodes de contraction et de repos :**

Deux modalités de stimulation sont habituellement utilisées, provoquant soit une contraction maintenue, soit des contractions alternatives. La méthode de Kots (1971) consiste à déclencher des contractions de 10 s de durée séparées par des périodes de récupération de 50 s. D'autres auteurs préfèrent utiliser des contractions répétées mais de plus courte durée (de 1 à 2 s) associées à des périodes de repos de quelques secondes (Moreno-Aranda et Seireg, 1981a; Duchateau et Hainaut, 1988). Ces dernières sont utilisées afin de minimiser les effets de la fatigue musculaire. Il semble, d'après les études de Moreno-Aranda et Seireg (1981a), que la récupération subséquente à chaque stimulation doit être 2 à 3 fois plus longue. La question de savoir si la méthode des contractions répétées est supérieure à celle des contractions maintenues reste actuellement ouverte.

Nous fondant sur l'ensemble de ces différents éléments, le protocole présentant le meilleur compromis semble être celui qui utilise une fréquence de stimulation de base relativement élevée (2500 à 10 000 Hz) modulée en basse fréquence (50 à 100 Hz).

## **RECRUTEMENT DES DIFFÉRENTS TYPES D'UM**

Un muscle est constitué d'un très grand nombre de fibres musculaires qui sont rassemblées sous forme d'unités fonctionnelles appelées unités motrices (UM). Chaque UM comprend l'ensemble formé par un motoneurone, son axone, moteur ainsi que des fibres innervées par celui-ci. Au sein d'une même UM, des fibres sont de type homogène. C'est-à-dire qu'elles appartiennent à une même catégorie; soit au type slow twitch (ST), soit au type fast twitch (FT) (Burke et Edgerton, 1975). D'autre part, les fibres appartenant à une même UM répondent toutes simultanément lors d'un stimulus appliqué au niveau de leur motoneurone ou le long de leur axone.

### **Ordre de recrutement pendant une contraction volontaire :**

Depuis les expériences menées chez l'animal par Henneman et ses collaborateurs (1965), nous savons que les UM d'un muscle sont mises en jeu lors d'une contraction volontaire, suivant une séquence rigide. Ce sont, en effet, les petites UM à seuil de recrutement bas (type ST) qui sont activées avant les grandes UM à seuil plus élevé (type Evr) (figure 5). Cet ordre de recrutement en fonction de la taille des UM est habituellement appelé principe de grandeur ou principe de la taille. Celui-ci a été confirmé chez l'homme non seulement pour des contractions lentes (Milner-Brown et coll., 1973) mais également pour des contractions balistiques (Desmedt et Godaux, 1977). Il est d'autre part intéressant de souligner que ce principe n'est pas modifié par l'entraînement (Duchateau et Hainaut, 1981), ni par une période d'immobilisation (Duchateau et Hainaut, 1990).

### **Ordre de recrutement pendant une contraction sous électrostimulation :**

Lorsqu'un muscle est activé artificiellement par la stimulation électrique, l'ordre de recrutement des UM est différent de celui observé dans des conditions naturelles d'activation. En effet, comme nous l'avons vu auparavant, si le système neuromusculaire est intact, l'électrode de stimulation, placée au-dessus du muscle, déclenche l'excitation des fibres musculaires par l'intermédiaire des terminaisons axonales et non pas par les fibres musculaires directement.

### **Différents paramètres influencent l'ordre de recrutement des fibres nerveuses :**

le premier est le diamètre des axones. Nous savons, en effet, que leur excitabilité est proportionnelle à leur diamètre (Blair et Erlanger, 1933; Solomonow, 1984). Cela signifie que les plus grosses UM sont activées avant les plus petites et donc que l'ordre de recrutement des UM est inversé par rapport à une activation volontaire du muscle. Néanmoins, lorsque, comme chez l'homme, les électrodes sont pincées sur le muscle, il convient de tenir compte également d'autres paramètres comme la distance séparant l'électrode de stimulation de l'axone. Dans ces conditions, la stimulation a en effet tendance à favoriser l'excitation des axones les plus proches de l'électrode. Sur la base d'études anatomiques, il a été néanmoins montré que ce sont les UM de gros diamètre qui sont le plus souvent situées superficiellement dans le muscle et donc plus près de l'électrode de stimulation (Lexell et coll., 1983). De plus, l'électrostimulation met en jeu des récepteurs cutanés dont on sait qu'ils favorisent le recrutement des plus grandes UM au détriment des plus petites (Garnett et Stephens, 1981; Kanda et Desmedt, 1983).

Ainsi, il apparaît que l'électrostimulation provoque un recrutement différent de l'activation volontaire (naturelle) et dont la tendance est de recruter préférentiellement les grandes UM par rapport aux plus petites (Solomonow, 1984; Enoka, 1988; Duchateau et Hainaut, 1988). Il convient néanmoins de souligner, que, très récemment, Knaflitz et ses collaborateurs (1990) ont montré que des différences dans le recrutement des UM entre les sujets peuvent apparaître lorsque le muscle jambier antérieur est stimulé au point moteur. En effet, sur une population de 32 personnes, 72% de celle-ci présentait, sous électrostimulation, un ordre de recrutement comparable à celui enregistré lors d'une contraction volontaire tandis que, dans 28% des cas, celui-ci était inversé. La question qui est cependant posée est de savoir si leur méthode expérimentale (analyse spectrale et vitesse de conduction musculaire) est suffisamment discriminante pour suivre le recrutement des différents types d'UM.

## ADAPTATIONS DES FIBRES MUSCULAIRES A L'ELECTROSTIMULATION

Des expérimentations menées chez l'animal ont montré qu'un muscle soumis à une stimulation chronique de très longue durée (de 8 à 24 h par jour pendant plusieurs semaines) adapte spécifiquement ses propriétés contractiles à la fréquence utilisée pendant le programme. C'est ainsi qu'un muscle rapide stimulé à basse fréquence (10 Hz) se transforme en muscle lent (Salmons et Sreter, 1976; Pette et Vrbova, 1985) tandis qu'un muscle lent stimulé à haute fréquence (100 Hz) acquiert des propriétés contractiles comparables à celles d'un muscle rapide (Lomo et coll. 1975). De telles transformations n'ont jamais été enregistrées chez l'homme mais il convient de souligner que les durées de stimulation sont toujours beaucoup plus courtes et que, chez l'animal, le muscle stimulé est très souvent dénervé.

Néanmoins, de nombreuses études réalisées chez l'homme ont montré qu'un programme d'électrostimulation permet d'accroître la force musculaire (pour une revue de la littérature, voir Lloyd et coll., 1986; Enoka, 1988). Si l'électrostimulation s'avère efficace dans la restauration du diamètre et du contenu enzymatique des fibres suite à une atrophie musculaire (Munsat et coll., 1976; Eriksson et Haggmark, 1979; Stanish et coll., 1982), rares sont les travaux qui ont étudié l'effet de la stimulation électrique sur les différents types de fibres chez des individus présentant un système neuromusculaire normal.

Les premiers à avoir abordé cette question sont Eriksson et ses collaborateurs (1981) qui ont étudié les effets de la stimulation électrique intermittente du quadriceps à raison de 4 à 5 séances par semaine pendant 5 semaines. Malgré une augmentation moyenne de 18% de la force maximale du muscle, ils n'ont pas enregistré de modification du diamètre des fibres musculaires, pas plus que du pourcentage de fibres lentes et rapides du muscle. De même, ni l'activité des principaux enzymes des différents processus métaboliques, ni le nombre et la morphologie des mitochondries ne présentaient de modification significative après stimulation. Par contre, une étude plus récente (Cabric et coll., 1987; 1988) utilisant un programme de stimulation plus intense du triceps sural a permis de mettre en évidence une hypertrophie des fibres musculaires. Ces auteurs ont également observé un accroissement du nombre et de la taille des noyaux des cellules musculaires ainsi qu'une augmentation de la fraction mitochondriale. Bien que ces effets aient été constatés pour les deux types de fibres, ils étaient plus importants pour les fibres de type II (FT).

Pour une même durée de stimulation, l'augmentation progressive de l'intensité du courant excite les fibres de gros diamètre avant les fibres de diamètre plus petit. L'ordre de recrutement des UM est donc inversement proportionnel au diamètre de leur axone. (D'après Salomonow, 1984).

Devant le peu d'études concernant l'adaptation relative des différents types de fibres à l'électrostimulation, il convient d'être extrêmement prudent dans l'interprétation des résultats. En effet, en plus des différents paramètres évoqués précédemment et pouvant expliquer les modifications de l'ordre de recrutement des différentes UM, il faut tenir compte de l'intensité de la stimulation. Seule l'utilisation d'une intensité de stimulation maximale mettant en jeu l'ensemble des UM du muscle pourrait répondre à cette question. En effet, une stimulation de faible intensité n'active qu'un nombre réduit d'UM et peut faire croire en un "entraînabilité, plus importante d'un type d'UM par rapport à l'autre en fonction du type d'UM recruté. De plus, il convient d'étudier ces mécanismes d'adaptation sur des périodes de stimulation supérieure à 5-6 semaines dans la mesure où les transformations morphologiques importantes n'apparaissent habituellement qu'après ce délai (Sale, 1988).

## CONCLUSION

Il ressort de cette synthèse de nos connaissances actuelles des effets de l'électrostimulation chez l'homme, présentant un système neuromusculaire intact, que cette méthode peut être intéressante pour l'entraînement des plus grandes UM. Il faut néanmoins se rappeler que, dans ces conditions, l'ordre de recrutement des UM est perturbé par rapport à celui rencontré lors de contractions volontaires. De plus, lors de l'entraînement par électrostimulation, un seul groupe musculaire est mis en activité alors que la plupart des gestes sportifs nécessitent une coordination précise entre non seulement les muscles synergistes mais aussi entre la musculature agoniste et antagoniste. Ces différents arguments permettent de suggérer que l'électrostimulation ne doit pas être considérée comme un moyen de substitution mais éventuellement comme complément aux méthodes classiques d'entraînement.

---

## BIBLIO

- BLAIR (E.), ERLANGER (J.). - A comparison of the characteristics of axons through their individual electrical responses. *AM. J. Physiol.*, 1933,106: 524-564.
- BOUMAN (H.D.) and SHAFFER (K.J.). - Physiological basis of electrical stimulation of human muscle and its clinical application. *Phys. Ther. Rev.*, 1956, 37: 207-223.
- BURKE (R.E) and EDGERTON (V.R.). - Motor unit properties and selective involvement in movement. *Exer. Sport. Soi. Rev.*, New York: Academic Press, 1975, vol. 3:31-81.
- CABRIC (M.), APPELL (H.J.), RESIC (A.). - Effects of electrical stimulation of different frequencies on the myonuclei and fiber size in human muscle. *Jnt. J. Sports Med.*, 1987, 8: 323-326.
- CABRIC (M.), APPELL (H.J.), RESIC (A.). - Fine structural changes in electrostimulated human skeletal muscle. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 1988,57:1-5.
- DESMEDT (J.E.). - Méthodes d'étude de la fonction neuromusculaire chez l'homme. *Acta Neurol Psychiat: Belg.*, 1958, 58: 977-1017.
- DESMEDT (J.E.), GODAUX (E.). - Ballistic contractions in man: characteristic recruitment pattern of single motor units of the tibialis anterior muscle. *J. Physiol. (London)*, 1977, 264: 673-694.
- DESMEDT (J.E.), HAINAUT (K.). - Kinetics of myofilaments activation in potentiated contractions: staircase phenomenon in human muscle. *Nature*, 1968, 217: 529-532.
- DUCHATEAU (J.), HAINAUT (K.). Adaptation du muscle humain et de ses unités motrices à l'exercice. *J. Biophys. et Med. Nucl*, 1981,5:249-253.
- DUCHATEAU (J.), HAINAUT (K.). - Training effects of submaximal electrostimulation in a human muscle. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 1988, 20: 99-104.
- DUCHATEAU (J.), HAINAUT (K.). - Effects of immobilization on contractile properties, recruitment and firing rates of human motor units. *J. Physiol (London)*, 1990,422: 55-65.
- DUCHENNE DE BOULOGNE (G.B.). - Physiologie des mouvements. Paris: Baillière, 1867.
- ENOKA (R.). - Muscle strength and its development: new perspectives. *Sports Medicine*, 1988,6:146-168.
- ERIKSSON (E.) and HAGGMARK CT;). - Comparison of isometric muscle training and electrical stimulation supplementing isometric muscle training in the recovery after major knee ligament surgery. *Am. J. Sport Med.*, 1979,7:169-171.
- ERIKSSON (E.), HAGGMARK (I.), KIESSLING (K.H.) and KARLSSON (J.). - Effect of electrical stimulation on human skeletal muscle. *Int. J. Sports Med.*, 1981, 2:18-22.
- GARNETT (R.), STEPHENS (J.A.). - Changes in the recruitment threshold of motor units produced by cutaneous stimulation in man. *J. Physiol. (London)*, 1981,311:463-473.
- HENNEMAN (E.), SOMJEN (G.), CARPENTER (D.O.). - Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *J. Neurophysiol.*, 1965, 28: 560-580.
- HUGON (M.). - Methodology of the Hoffman reflex in man. In: *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*, J.E. Desmedt (Ed.). Basel: Karger, 1973, vol. 3: 277-293.



- KANDA (K.) and DESMEDT (J.E.). - Cutaneous facilitation Of large motor units and motor control of human precision grip. In: Motor control mechanisms in health and disease, J.E. Desmedt (Ed.). New York: Raven Press, 1983,253-261.
- KAYSER (C.). - Physiologie: système nerveux et muscle. Paris: Flammarion, 1969, p. 1467.
- KNAFLITZ (M.), MERLETTI (R.) and De LUCAS (C.J.). - Inference of motor unit recruitment order in voluntary and electrically elicited contractions. J. Appl. Physiol., 1990, 68:1657-1667.
- KOTS (Y.M.). - Amélioration de la force musculaire par électrostimulation (raduction INSEP). Praktika Fizicheskoy Kultury, 1971, 3 : 64-67.
- LEXELL (J.), HENRIKSSON-LARSEN (K.), SJOSTROM (M.). -Distribution of different fibre types in human skeletal muscles. 2. A study Of cross-sections Of whole m. vastus lateralis. Acta Physiol. Scand., 1983,117:115-122.
- LLOYD CT;), De DOMINICO (G.), STRAUSS (G.R.) and SINGER (K.). - A review of the use of electro-motor stimulation in human muscles. Australian J Physiotherapy, 1986, 32:18-30.
- LOMO CT;), WESTGMRD (R.H.), DAHL (H.A.). - Contractile properties of muscle: control by pattern of muscle activity in the rat. Proc. R. Soc. Lond. B, 1974,187: 99-103.
- MILNER-BROWN (H.S.), STEIN (R.B.), YEMM (R.). - The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. J Physiot. (London>, 1973, 230: 359-370.
- MORENO-ARANDA (J.), SEREIG (A.). - Electrical parameters for over-the-skin muscle stimulation. J. Biomechanics, 1981a, 14:579-585.
- MORENO-ARANDA (J.), SEREIG (A.). - Force response to electrical stimulation of canine skeletal muscles. J. Biomechanics, 1981b, 14: 595-599.
- MUNSAT CT;L), Mac NEAL (D.) and WALTERS (R.). - Effect of nerve stimulation on human muscle. Arch. Neurol., 1976, 33: 608-617
- PETTE (D.) and VRBOVA (G.). - Invited review: Neural control of phenotypic expression in mammalian muscle fibers. Muscle Nerve, 1985,8: 676-689.
- PORTMANN (M.). - Lélectrostimulation. Revue de l'entraîneur,; 1984, avril-juin : 6-7.
- SALE (D.G.).. - Neural adaptation to resistance exercise. Med. Soi. Sports exer., 1988,20: 5135-5145.
- SALMONS (S.), SRETER (FA.). - Significance of impulse activity in the transformation of skeletal muscle type. Nature, 1976, 263:30-34.
- SOLOMONOW (M,). - External control of the neuromuscular system. IEEE Trans. Biomed. Eng., 1984, 31: 752-763.
- STANISH (W.D.), VALIANT (G.A.), BONEN (A.) and BELCASTRO(A.N.). - The effects of immobilization and of electrical stimulation on muscle glycogen and myofibrillar ATPase. Can, J Appl. Spt.Sci., 1982,7:267-271.
- WALTHARD (K.M.) and TCHICALOFF (M.). - Motors points. In: Electrodiagnosis and Electromyography. S Licht (Ed.). Baltimore: Waverly Press, 1961,153-170.
- WYNN PARRY (C.B.). - Strength-duration curves. In: Electrodiagnosis and Electromyography. S. Licht (Ed.). Baltimore: Waverly Press, 1961,241-271.