

Institut Régional de Médecine du Sport

Note de Synthèse sur l'efficacité des appareils Sport-Elec

BODY BEAUTIFUL NOUVEAU

MULTISPORT PRO NOUVEAU

FREEACTION

MULTISPORT PRO PRECISION

GLOBAL STIM

ULTRANOMADE

FARMADOLOR

BODY CONTROL SYSTEM

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	10
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 (sinusoidal), 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 biphasique, 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.

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

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 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 sollicités (recrutés) 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 100 μ s	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 1200 μ s	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

Docteur Didier POLIN

didier.polin@wanadoo.fr

Centre Régional de Médecine du Sport

CIU de BOIS GUILLAUME

Téi : 02.32.88.92.18.

Directeur de l'Institut Régional de Médecine du Sport**Praticien Hospitalier - Médecin du sport**

10 ans d'expérience hospitalière et de terrain,

Formation universitaire: Thèse de doctorat (Rouen - décembre 1989)

- Certificat d'Etude Spécialisée de biologie et médecine du sport (Rouen - juin 1988)
- Diplôme Inter Universitaire de médecine manuelle appliquée au rachis et aux membres (Rouen - juin 95)
- Maîtrise de Neurophysiologie (Rouen - juin 1995)
- DEA : Physiologie et Mécanique de l'entraînement (Rennes - Poitiers - Nantes juin 96)

Expérience professionnelle**Activité hospitalière, en Centre de soins et Centre de prévention :**

- Physiologie respiratoire et sportive, Service du Professeur PASQUIS vacataire depuis 1989
- Centre Régional de Médecine du Sport depuis Avril 1992
- Neurophysiologie, Service du Professeur WEBER vacataire de 1996 à 1998
- Praticien Hospitalier Contractuel au CHU de Rouen depuis janvier 2000
- Directeur de l'Institut Régional de Médecine du sport depuis janvier 2001

Médecin des Equipes de France :

- de Football au Bataillon de Joinville de 1990 à 1991
- de hockey sur glace de 1993 à 1995
- d'athlétisme de 1997 à 2001

Médecin d' Equipes Régionales et Locales :

- Rouen Hockey Club de 1988 à 1990
- SPORouen Basket depuis 1992
- Rouen Hockey Elite depuis 1997
- Rugby Club de Rouen depuis 1998

Activité d'Enseignement et de recherche**Enseignement**

- Capacité de biologie et médecine du sport depuis 1990
- Brevet d'état (1^{er} et 2nd degré, BEGDA, métiers de la forme...) depuis 1991
- 1^{ère} et 3^{ème} année de kinésithérapie depuis 1991
- DEUG et Licence STAPS de 1996 à 1999

Recherche

- INSERM : Contrat Normalisé d'Etudes Pilotes en recherche clinique (CNEP) 1994
- Groupe de Recherche sur le Handicap Locomoteur (GRHAL) depuis 1994
- Coordinateur et /ou investigateur d'études multi-centriques depuis 1996
- Publications des Services du CHU depuis 1989
- Directeur de thèse de Doctorat depuis 1991

Connaissance du milieu sportif et de l'organisation du sport en France**Niveau international** (Couverture médicale et accompagnement de sportifs ou d'équipes en compétitions internationales):

- Jeux Olympiques de LILLEHAMMER 94 et de SYDNEY 2000
- Championnats du Monde de CANAZEI 94, de BERCY 97 et de SEVILLE 99
- Jeux de la Francophonie MADAGASCAR 97 et Championnats d'Europe de BUDAPEST 98

Niveau national

- Membre de la Commission Médicale Nationale des Sports de Glace de 1993 à 1995
- Membre de la Commission Médicale Nationale de Basket-Ball de 1995 à 1997
- Membre de la Commission Médicale Nationale d'Athlétisme depuis 1993
- Nommé Expert de la Commission Médicale de la Fédération Française de Basket Ball depuis 2001

Niveau régional

- Président de la Commission Médicale du Comité Régional Olympique et Sportif depuis 1992
- Président de la Commission Médicale de la ligue d'Athlétisme de 1992 à 2001
- Président de la Commission Médicale de la ligue de Basket-Ball depuis 1993,
- Membre de la Commission Médicale ligue de : Gymnastique depuis 1997 et de Tennis depuis 1996
- Membre de la Commission de Travail Régional sur le projet de construction « Médecine du sport »
- Chargé par le président de la CME du CHU, de suivre le dossier médecine du sport au CHU

BASES ELECTROPHYSIOLOGIQUES

La fonction physiologique de toute fibre sensitive ou motrice se traduit par la variation du potentiel de repos. Ce potentiel de repos est à -70 mV, la fibre au repos étant polarisée positivement à l'extérieur et négativement à l'intérieur; une fibre excitée est au contraire chargée négativement à l'extérieur et positivement à l'intérieur.

La réalisation d'un influx moteur va suivre la loi du "tout ou rien", c'est à dire que l'influx devra avoir une variation minima de 100 mV pour dépolariser la fibre, le potentiel de fibre passant à $+30$ mV. La vitesse de dépolarisation varie en fonction de la structure de la fibre de 15 à 120 mètres par seconde.

La fibre revient ensuite à son état initial en passant par une période d'hyperpolarisation réfractaire absolue de 1 ms pendant laquelle elle n'est plus excitable et une période réfractaire relative pouvant durer jusqu'à 15 ms et pendant laquelle la fibre n'est excitable que par un nouvel influx plus intense que le précédent.

En tenant compte de la période réfractaire, on calcule qu'un nerf ne peut pas transmettre des influx supérieurs à 100 Hz pour un nerf moteur et 1000 Hz pour un nerf sensitif.

Les fibres sont classées en plusieurs types principaux:

F aa fibres nerveuses motrices ,

F fibres la sensitivo-proprioceptives des fuseaux musculaires, 80 à 120 m/s

F fibres lb sensitivo-proprioceptives des organes de Golgi tendineux

F ab fibres sensibles de grand diamètre, myélinisées, très rapides, afférentes des récepteurs de la peau, inhibitrices, 60 m/s

F ag fibres motrices efférentes des fuseaux musculaires

F ad fibres sensibles de petit diamètre, myélinisées, moins rapides que ab , nociceptives, provoquant une douleur rapide, fulgurante à type de piqûre, afférentes des récepteurs sensitifs de la peau pour la chaleur, le froid, la douleur, 15 à 25 m/s

F B fibres végétatives pré-ganglionnaires, 3 à 15 m/s

F C fibres sensibles de petit diamètre, non myélinisées, encore moins rapides, nociceptives provoquant une douleur tenace à type de brûlure.

F différents types d'autres fibres (post-ganglionnaires, fibres afférentes du nerf grand sympathique, fibres sensibles de la peau, fibres des racines postérieures)

Les fibres motrices sont classées en trois types principaux:

- rapides
- intermédiaires
- lentes

F Les fibres motrices rapides sont sollicitées par la stimulation électrique avant les fibres sensibles ab .

F Plus le diamètre d'une fibre est grand, plus vite elle est dépolarisée.

F En pratique les fibres sensibles sont excitées par des influx pouvant aller jusqu'à 300 Hz de fréquence et les fibres musculaires par des influx de 120 Hz de fréquence maximum.

Actions des différentes fréquences

Récapitulatif des caractéristiques des fréquences par type de fibre motrice:

	TETANISATION	NON TETANISATION
LENTES:	12-20 Hz	<10 Hz
+ INTERMEDIAIRES:	24-40 Hz	<20 Hz
+ RAPIDES:	50-100 Hz	<40 Hz

Plus la fréquence de téτανisation sera haute, plus la stimulation sera puissante, car elle permettra de recruter d'avantage de fibres.

Ce calcul prouve que les courants de moyennes fréquences sont inutiles, puisque toutes les impulsions supérieures à 100 Hz par seconde ne servent à rien en stimulation motrice.

En outre, les appareils d'électrothérapie modernes disposent du réglage de la largeur d'impulsion, et garantissent ainsi un confort de stimulation sans égal tout en travaillant avec des fréquences basses; ces possibilités rendent aujourd'hui les courants de moyennes fréquences obsolètes dans la plupart des traitements.

Un certain nombre de fibres ou phénomènes sont stimulés par des courants à fréquences très basses inférieures à 20 Hz.

F C'est le cas des libérations d'endorphines qui se situent à 4 Hz et de tous les neuro-médiateurs ou morphino-mimétiques qui se libèrent dans des fréquences spécifiques jusqu'à 15 Hz,

F des processus de décontraction maximum qui se produisent à 3 Hz

F de la stimulation des corps musculaires lisses de la tunique veineuse entre 1 et 2 Hz avec une impulsion très large du fait d'une grande chronaxie (fibres lisses).

F Au delà de 20 Hz avec une énergie (produit de la largeur d'impulsion par l'intensité) minimale pour ne pas provoquer d'excitation des fibres motrices, on rentre dans le domaine de l'inhibition

sensitive vibratoire (**I.S.V.**). Il s'agit du recrutement des fibres $\alpha\beta$ du Gate Control System entre 20 et 150 Hz. Avec une énergie suffisante pour recruter les fibres motrices, ces dernières se téτανisent.

I. Revendications et élaboration des programmes ESM utilisés par SPORT-ELEC

- a. Tout d'abord il faut préciser que ces programmes sont à utiliser sur des muscles sains. Aucune revendication ne concerne les muscles dénervés. Seules des atrophies non neurogènes peuvent être traitées.
- b. Est aussi exclue des programmes toute utilisation de courant galvanique. L'IONTOPHORESE est donc exclue.
- c. Tous les programmes SPORT-ELEC sont réalisés en utilisant des courants biphasiques symétriques afin de réduire le risque de brûlures cutanées.
- d. L'utilisation des courants biphasiques symétriques permet l'égalité des surfaces des électrodes, chacune d'entre elles étant alternativement de polarité + et -. L'utilisation au niveau du placement des électrodes s'en trouve facilitée, celles-ci étant placées directement sur le muscle à stimuler sans se préoccuper de leur polarité.
- e. La limitation des paramètres de sortie est très en deçà des valeurs indiquées dans la norme EN60601-2-10, mais permet néanmoins d'être très efficace sur l'ensemble des programmes.
- f. Les électro simulateurs SE sont munis d'autotests dès la mise sous tension, capables de détecter des défauts majeurs tels que :
 - Un dépassement de l'énergie de sortie
 - L'émission d'une composante continue
 - La déconnexion de la charge
 - Le contrôle de l'alimentation
- g. L'ensemble des paramètres constituant les programmes ne sont pas accessibles par l'utilisateur évitant ainsi tout risque d'erreur.
- h. Les contractions sont de type ISOMETRIQUE

Conclusions : Les ESM SE sont conçus pour assurer avec efficacité, simplicité d'emploi et une sécurité maximale à l'exécution d'un ensemble de programmes couvrant la majorité des applications en ESM sur des muscles sains dans les domaines grand public et médical. Les ESM SE sont conformes aux règles générales et particulières des normes EN60601-1 et EN60601-2-10 sur les appareils électromédicaux.

Dans la gamme des ESM S.E le BODY BEAUTIFUL et le BODY CONTROL SYSTEM portent sur des Revendications d'ordre esthétiques touchant le "REMODELAGE CORPOREL".

Ces applications visent particulièrement : l'abdomen , les bras , les fessiers et les cuisses.

Ces revendications ont fait l'objet d'une évaluation clinique portant sur 58 sujets durant 28 jours.

Cette étude clinique met en évidence l'efficacité des courants biphasiques de fréquence 70Hz, 60Hz, et 50Hz, dans ce type d'applications .

Voir le rapport v02_12.06.2013 du Centre de Recherche Clinique : MEDCIN INSTITUTO da PELE Ltda.



MEDCIN INSTITUTO DA PELE

pesquisa clínica
e conceitos em
dermatologia

**EN0291-13 - ÉTUDE CLINIQUE REALISÉE AFIN D'ÉVALUER
L'EFFICACITÉ D'UN APPAREIL D'ÉLECTROSTIMULATION POUR LE
REMODELAGE CORPOREL**

RAPPORT FINAL

PRODUIT:

ELECTROSTIMULATEUR BODY CONTROL SYSTEM

PROTOCOLE :

EN0291-13 - ÉTUDE CLINIQUE REALISÉE AFIN D'ÉVALUER L'EFFICACITÉ D'UN APPAREIL
D'ÉLECTROSTIMULATION POUR LE REMODELAGE CORPOREL L. - v02_12.06.2013

CENTRE DE RECHERCHE CLINIQUE:

Medcin Instituto da Pele Ltda.
Av. Dr. Carlos de Moraes Barros, 304
Vila Campesina - Osasco - SP
CEP: 06023-000

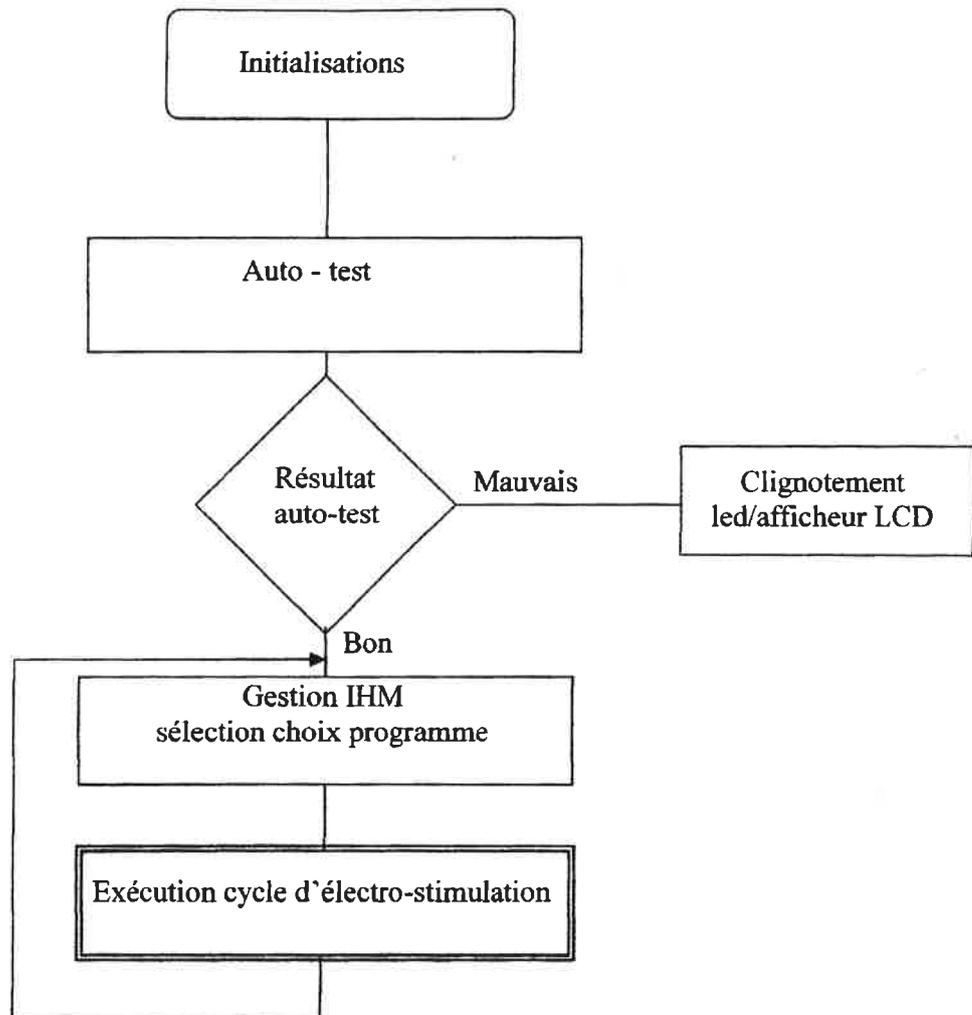
SOCIÉTÉ COMMANDITAIRE:

Polimport Comercio e Exportação Ltda.
Rua Bento Branco de Andrade Filho, 344
Jardim Dom Bosco - São Paulo - SP
CEP: 04757-000

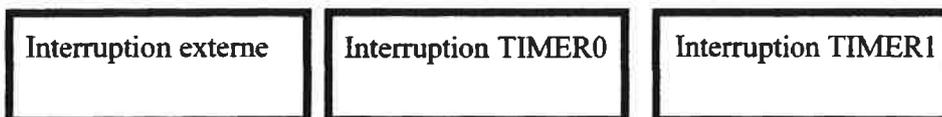
Version v01_25.11.2013

Av. Dr. Carlos de Moraes Barros, 304
CEP 06023-000 - Osasco - SP
Tel. 11 3683-5357 - Fax 11 3681.1334
www.medcnonline.com.br

3.4 Structure générale du programme :



Routines d'interruptions

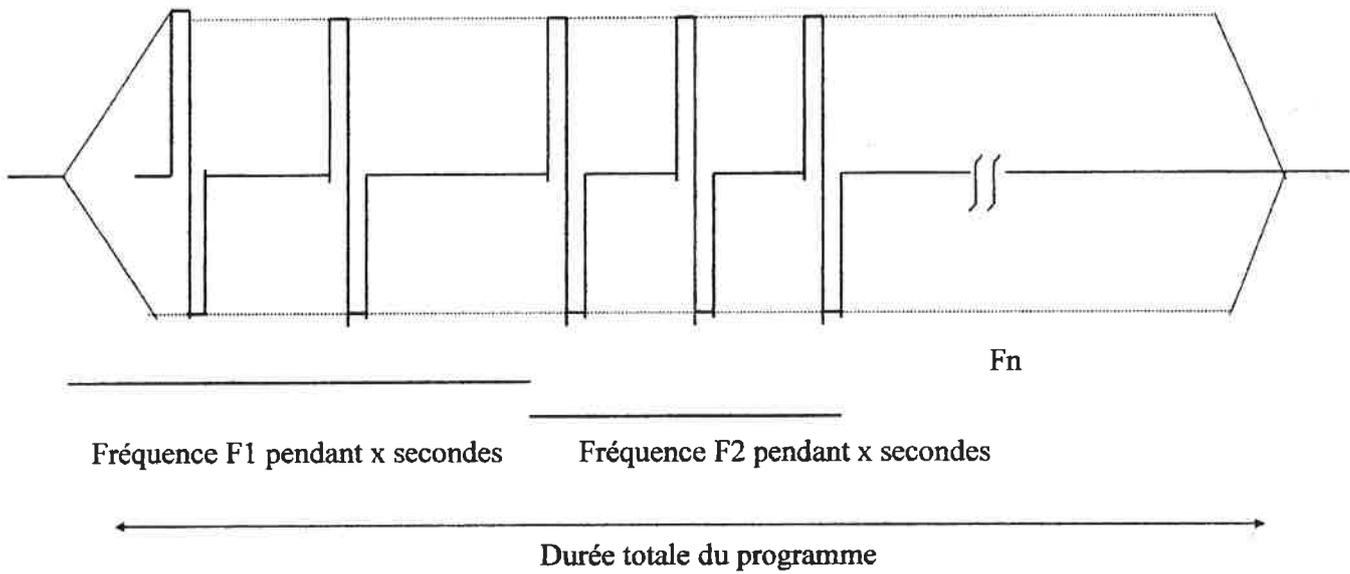


6 DEFINITIONS DES PROGRAMMES

Il existe 3 types de programmes qui définissent les fréquences et l'enchaînement des fréquences.

6.1 Définition signal pour programme 4 (wobulation) :

a) Forme du signal :



$$F2 = F1 + x \text{ Hz}$$

$$F_n = F_{n-1} + x \text{ Hz}$$

Après F_n on a de nouveau $F1$ à F_n

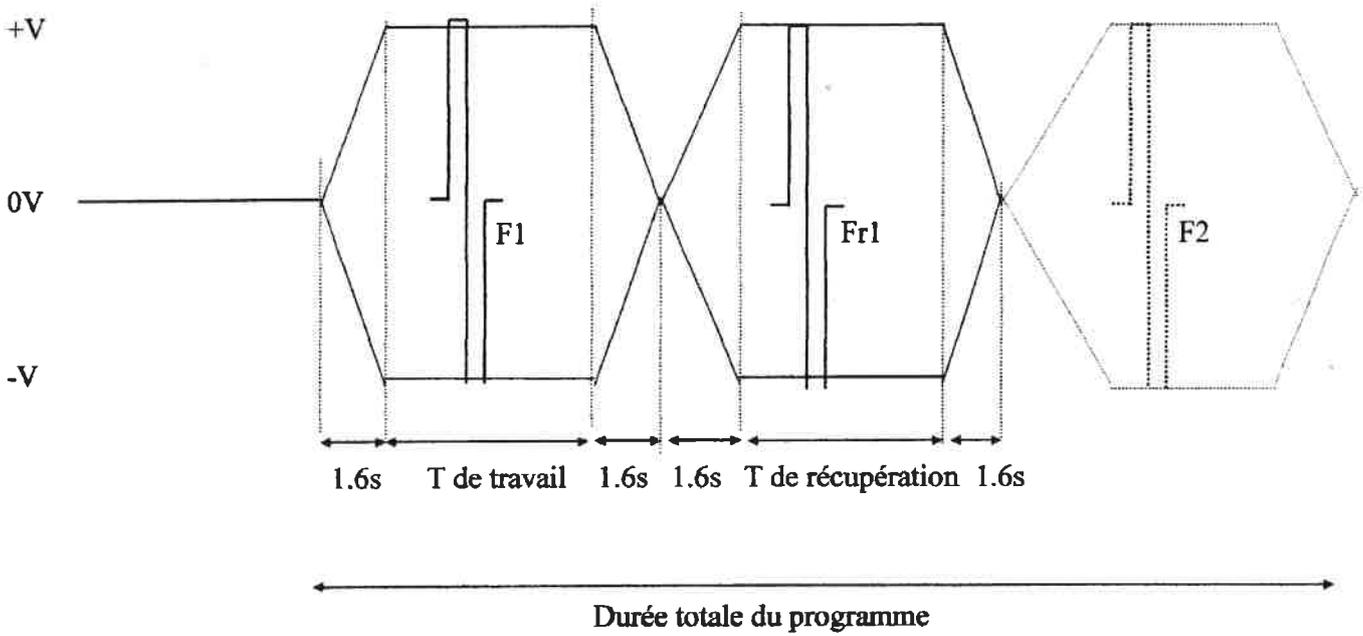
$F1$: fréquence de début de la wobulation.

F_n : fréquence de fin de la wobulation.

Le pas de la wobulation = durée de chaque fréquence.

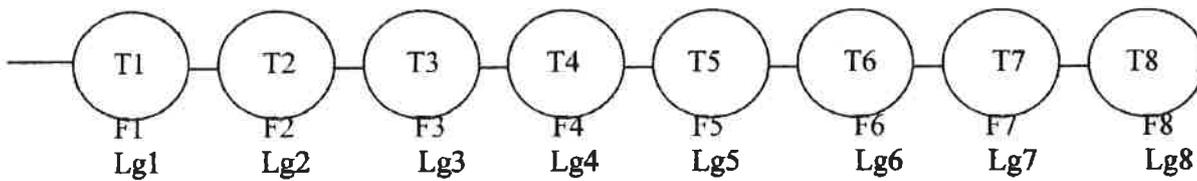
6.2 Définition signal pour programmes

a) forme du signal :



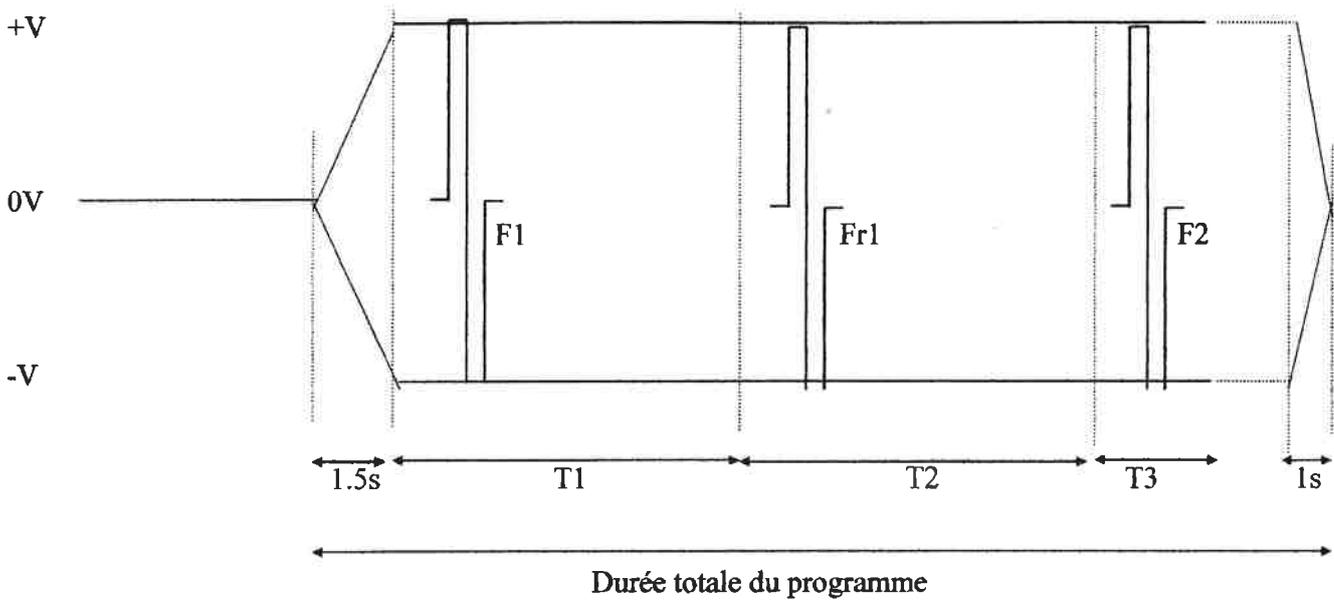
NB: Les temps de montées et descentes sont à +/- 30%

b) Paramètres cycle:

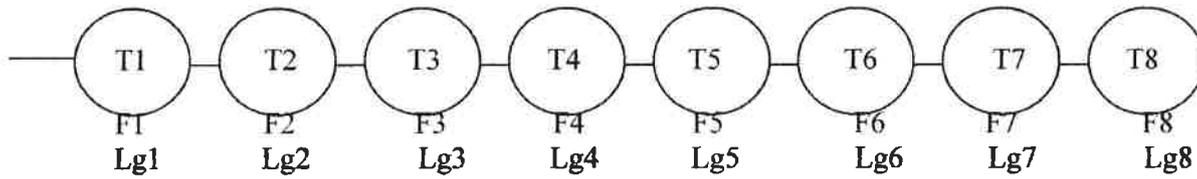


6.3 Définition signaux pour programmes

a) forme du signal :



b) Paramètres cycle :



Objet:

N°7 pour répondre

Pour répondre à l'ensemble des besoins les plus courants dans le domaine SPORT et SANTE les PROG des ESM S.E, couvrent la gamme des paramètres suivant :

- Fréquence de 0.25 Hz à 160 Hz
- Largeur d'impulsion de 70 µs à 360 µs
- Phase d'échauffement et récupération
- Les programmes b, c, d, e, f, et g sont entrelacés de phases de récupération active entre chaque phase de travail. Le but est de diminuer les risques de fatigue et de crampe.
- Les programmes b, c, d, e, f, et g commencent par une phase d'échauffement facultative.
- Les programmes b, c, d, e, f, et g se terminent par une phase de récupération.
- Les programmes b, c, d, e, f, g, i, j, et k ont pour les phases de travail des niveaux de chronaxie différents pour les membres supérieurs et membres inférieurs.
- Il est possible aussi de faire travailler en alterné deux groupes musculaires

. Ces paramètres ont pour but de mettre en activité les fibres musculaires et les fibres sensitives selon le schéma de Howson.

A. Les trois types de fibres visés au niveau musculaire sont :

a. Les fibres lentes (Type I)

fibre rouge de contraction lente 12 à 20 Hz
très résistante à la fatigue

b. Les fibres intermédiaires (Type II a)

Hz
l'activité intermédiaire

- fibre de contraction rapide 25 à 50

- résistance à

c. Les fibres rapides (Type II b)

Hz
mais de courte durée

- fibre blanche de contraction rapide 50 à 100

- développent une grande puissance

B. Les fibres conduisant la douleur

- Les fibres ad sont responsables d'une douleur aiguë, bien localisée (douleur rapide). TENS
- Les fibres C sont responsables d'une douleur type brûlure, mal localisée, diffuse et puissante (douleur lente). ENDORPHINIQUE

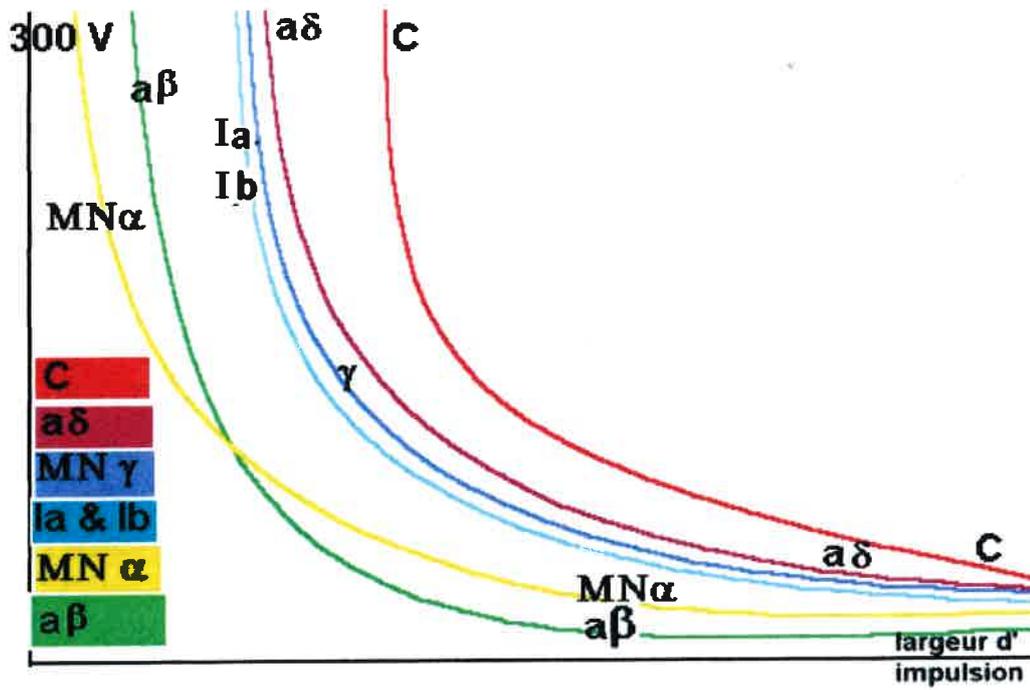


schéma de Howson

- fibres aβ : fibres sensibles à action antalgique
- fibres aδ : fibres sensibles rapides à action nociceptive
- fibres c: fibres sensibles lentes à action nociceptive
- MN α : Moto-neurone α
- MN γ : Moto-neurone gamma
- Ia : fibre sensitivo-proprioceptive du fuseau neuro-musculaire
- Ib : fibre sensitivo-proprioceptive des organes de Golgi tendineux

Objet:

N°9 les PROG S.E

Les programmes SE prétendent aux revendications suivantes au niveau du travail musculaire

- a. Réparation cutanée ->
- b. Récupération du volume musculaire -> Fibre I
- c. Renforcement musculaire -> Fibre II b
- d. Résistance musculaire -> Fibres II a et II b
- e. Endurance musculaire -> Fibre I
- f. Entretien musculaire -> Fibres I et II m
- g. Force explosive musculaire -> Fibres TVG ou II m
- h. Récupération musculaire ->
- i. Massage musculaire -> scan de fréquence 3 à 10 Hz
- j. Myorelaxant musculaire -> effet de tonolyse relaxant 0.35 Hz à 3 Hz
- k. Récupération active musculaire ->
- l. Tens -> Fibre ad
- m. Endorphinique -> Fibre C
- n. Vascularisation ->

LES PROGRAMMES



PROGRAMMES SPORT

Pg 01 PRÉPARATION CUTANÉE



Baisse l'impédance de la barrière cutanée. Prépare la peau à la diffusion des courants émis par les programmes.

Durée : 2 min de phase active

Pg 02 RÉCUPÉRATION DU VOLUME MUSCULAIRE



Ce programme permet de prévenir et de lutter contre la perte de volume musculaire généralement due au non usage d'un membre ou suite à une période d'immobilisation.

Durée : 40 min de phase active + 6 min de récupération

Pg 03 RENFORCEMENT DU VOLUME MUSCULAIRE



Ce programme ne peut s'appliquer que sur des muscles ayant un volume normal. PG04 et PG05 permettent de développer la force musculaire.

Durée : 20 min de phase active + 6 min de récupération

Pg 04 RÉSISTANCE MUSCULAIRE



La gamme des fréquences de stimulation vise à augmenter la capacité à soutenir des efforts musculaires importants.

Durée : 30 min de phase active + 6 min de récupération

Pg 05 ENDURANCE MUSCULAIRE



Après l'acquisition par PG04 à soutenir des efforts importants, le programme PG05 permet de soutenir dans la durée des efforts musculaires de forte intensité en stimulant au maximum les fibres lentes.

Durée : 40 min de phase active

Pg 06 ENTRETIEN MUSCULAIRE



Ce programme permet de conserver les acquis au niveau de l'endurance, de la résistance et du volume musculaire.

Durée : 30 min de phase active + 6 min de récupération

Pg 07 FORCE EXPLOSIVE



Ce programme s'inscrit logiquement dans la continuité de PG03 et PG04. Il permet d'atteindre la force maximale d'un muscle en stimulant les fibres de très grande vitesse. L'intensité de la contraction doit être maximale.

Durée : 30 min de phase active + 6 min de récupération

Pg 08 RÉCUPÉRATION



Ce programme, grâce au balayage des fréquences entre 0,5 et 8 Hz, permet aux muscles de récupérer plus rapidement par des effets relaxants, myoélectriques et à l'augmentation du débit sanguin.

Durée : 20 min de phase active



PROGRAMMES SANTÉ

Pg 09 MASSAGE



Ce programme est constitué de fréquences variant progressivement de 3 à 10 Hz pour un effet massant optimal.

Durée : 20 min de phase active

Pg 10 MYORELAXANT



Ce programme grâce au balayage des fréquences de 0,25 à 3,5 Hz permet aux muscles de se relaxer plus rapidement.

Durée : 20 min de phase active

Pg 11 RÉCUPÉRATION ACTIVE



Ce programme doit être utilisé immédiatement après avoir effectué des efforts intenses. L'ensemble des fréquences générées par PG11 permet de maintenir un travail musculaire après effort, favorise l'augmentation du débit sanguin et la libération d'endorphines. Chacune de ces séquences de fréquence est alternée avec un effet relaxant.

Durée : 20 min de phase active

Pg 12 TENS



Programme antalgique par neurostimulation électrique, variation progressive des fréquences. Les électrodes doivent être placées sur le site douloureux.

Durée : 20 min de phase active

Pg 13 ENDORPHINIQUE



Ce programme permet de soulager efficacement les tensions musculaires.

Durée : 20 min de phase active

Pg 14 VASCULARISATION



Ce programme permet de soulager la sensation de jambes lourdes.

Durée : 26 min de phase active

PG01 PREPARATION CUTANEE

2' - SPORT



DUREE
2'

PG02 RECUPERATION DU VOLUME MUSCULAIRE 46' - SPORT



DUREE
8'

DUREE
40'

REPETITION
80x

DUREE
40'

REPETITION
80x

DUREE
6'

PG03 RENFORCEMENT MUSCULAIRE 26' - SPORT



DUREE
4'

REPETITION
2x

DUREE
20'

REPETITION
50x

DUREE
20'

REPETITION
50x

DUREE
6'

PG04 RESISTANCE MUSCULAIRE 36' - SPORT



DUREE
8'

DUREE
30'

REPETITION
30x

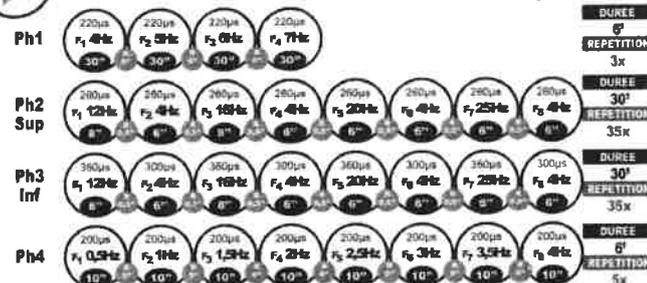
DUREE
30'

REPETITION
30x

DUREE
6'

REPETITION
5x

PG05 ENDURANCE MUSCULAIRE 36' - SPORT



DUREE
8'

REPETITION
3x

DUREE
30'

REPETITION
35x

DUREE
30'

REPETITION
35x

DUREE
6'

REPETITION
5x

PG06 ENTRETIEN MUSCULAIRE 36' - SPORT



DUREE
8'

DUREE
30'

REPETITION
36x

DUREE
30'

REPETITION
36x

DUREE
6'

REPETITION
5x

PG07 FORCE EXPLOSIVE

36' - SPORT



DUREE
8'

REPETITION
4x

DUREE
30'

REPETITION
25x

DUREE
30'

REPETITION
25x

DUREE
6'

REPETITION
5x

PG RECUPERATION ACTIVE 30' - SPORT



DUREE
30'

REPETITION
12x

DUREE
30'

REPETITION
12x

PG09 MASSAGE 20' - SANTE



DUREE
20'

REPETITION
200x

PG10 MYORELAXANT 20' - SANTE



DUREE
20'

REPETITION
10x

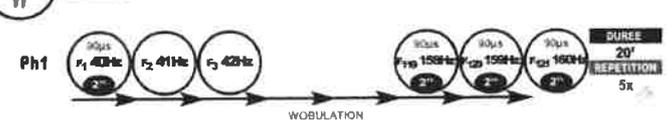
PG11 RECUPERATION 20' - SANTE



DUREE
20'

REPETITION
12x

PG12 TENS 20' - SANTE



DUREE
20'

REPETITION
5x

PG13 ENDORPHINIQUE 20' - SANTE



DUREE
20'

PG14 VASCULARISATION 26' - SANTE



Les temps entourés (00) ne tiennent pas compte de la Ph1.
(Programmes 02 à 08)

PHASE : C'est le laps de temps de diffusion d'un courant.
Une phase est composée d'une largeur d'impulsion, d'une fréquence et d'une durée.

⊖ = Temps de récupération / Recovery period / Erholungszeit / Tempo de recupero / Tiempo de recuperación / Recuperationstijd

Avec repos entre chaque changement de fréquence/largeur d'impulsion

Sans repos

Wobulation : chaque F dure x secondes - F2 = F1 + x Hz, puis Fn = Fn-1 + x Hz

FX Fréquence X (Hz)

LgX Largeur d'impulsion X (µs)

TX Durée phase X (s)

Multisport PRO

Descriptif des programmes

Programme	Phase programme	F1	Lg1	T1	F2	Lg2	T2	F3	Lg3	T3	F4	Lg4	T4	F5	Lg5	T5	F6	Lg6	T6	F7	Lg7	T7	F8	Lg8	T8	Durée (min)	
1 Préparation	Phase 1	80	100	40	90	120	40	100	80	20	110	70	20													2	
	Echauffement	5	180	120	6	180	120	7	180	120																6	
2 Récupération du volume	Muscles sup.	30	220	10	4	180	10	35	220	10	4	180	10													40	
	Muscles inf.	30	350	10	4	250	10	35	350	10	4	250	10													40	
3 Renforcement	Récupération	0,5	200	120	1	200	60	2	200	60	3	200	60	4	200	60										6	
	Echauffement	16	260	30	18	260	30	20	260	30	22	260	30													4	
	Muscles sup.	70	280	4	3	220	8	85	280	4	3	220	8													20	
	Muscles inf.	70	360	4	3	260	8	85	360	4	3	260	8													20	
4 Resistance	Récupération	0,5	200	120	1	200	60	2	200	60	3	200	60	4	200	60										6	
	Echauffement	5	180	120	6	180	120	7	180	120																6	
5 Endurance	Muscles sup.	50	220	8	3	200	8	60	220	8	3	200	8	70	200	6	6	200	8	80	200	6	6	200	8	30	
	Muscles inf.	50	350	8	3	260	8	60	350	8	3	260	8	70	350	6	6	260	8	80	350	6	6	260	8	30	
6 Entretien	Récupération	0,5	200	10	1	200	10	1,5	200	10	2	200	10	2,5	200	10	3	200	10	3,5	200	10	4	200	10	6	
	Echauffement	4	220	30	5	220	30	6	220	30	7	220	30													6	
7 Force explosive	Muscles sup.	12	260	8	4	260	6	16	260	8	4	260	6	20	260	6	4	260	6	80	350	6	6	260	8	30	
	Muscles inf.	12	360	8	4	300	6	16	360	8	4	300	6	20	360	6	4	300	6	25	360	6	4	300	6	30	
8 Recupération	Récupération	0,5	200	10	1	200	10	1,5	200	10	2	200	10	2,5	200	10	3	200	10	3,5	200	10	4	200	10	6	
	Echauffement	4	200	30	5	200	30	6	200	30	7	200	30	8	200	20										8	
9 Massage	Muscles sup.	90	220	6	8	260	4	35	260	8	8	260	4	70	260	6	8	260	6	100	260	4	8	260	8	30	
	Muscles inf.	20	360	10	8	300	4	35	360	8	8	300	4	70	360	6	8	300	6	100	360	4	8	300	8	30	
10 Myorelaxant	Phase 1	1	220	10	2	220	10	3	220	10	4	220	10	5	220	10	6	220	10	7	220	10	8	220	10	6	
	Echauffement	4	200	30	5	200	30	6	200	30	7	200	30	8	200	20										8	
11 Recupération active	Muscles sup.	90	220	6	8	260	20	100	220	4	8	260	20	110	220	3	8	260	20							30	
	Muscles inf.	90	320	6	8	280	20	100	320	4	8	280	20	110	320	3	8	280	20							30	
12 Tens	Récupération	0,5	200	10	1	200	10	1,5	200	10	2	200	10	2,5	200	10	3	200	10	3,5	200	10	4	200	10	6	
	Echauffement	0,5	220	30	1	220	20	2	220	20	3	220	10	4	220	10	6	220	10	8	220	10	8	220	10	20	
13 Endorphinique	Muscles sup.	0,5	360	30	1	360	20	2	360	10	3	360	10	4	360	10	6	360	10	8	360	10	8	360	10	20	
	Muscles inf.	220	µs	Variation de la fréquence de 3Hz à 10Hz par palier de 0,5Hz/0,4s => Durée d'une wobulation : 6 secondes																							20
14 Vascularisation	Muscles sup.	360	µs	Variation de la fréquence de 3Hz à 10Hz par palier de 0,5Hz/0,4s => Durée d'une wobulation : 6 secondes																							20
	Muscles inf.	0,25	260	20	0,5	260	20	1	260	20	1,5	260	15	2	260	15	2,5	260	10	3	260	10	3,5	260	10	20	
15 Recupération active	Muscles sup.	0,25	360	20	0,5	360	20	1	360	20	1,5	360	15	2	360	15	2,5	360	10	3	360	10	3,5	360	10	20	
	Muscles inf.	2	260	10	0,5	260	30	4	260	10	0,5	260	30	8	260	10	0,5	260	30	16	260	6	0,5	260	30	30	
16 Tens	Muscles sup.	2	360	10	0,5	360	30	4	360	10	0,5	360	30	8	360	10	0,5	360	30	16	360	6	0,5	360	30	30	
	Muscles inf.	90	µs	Variation de la fréquence de 40Hz à 160Hz par palier de 25/Hz => Durée d'une wobulation : 240 secondes																							20
17 Endorphinique	Phase 1	5	300																							20	
	Phase 1	7	300	20	6	300	20																			26	

x5 répétitions

PROGRAMMES SANTE S.E sur la DOULEUR

Ces programmes sont présents dans toute la gamme des ESM S.E :

FREE ACTION, MULTISPORT PRO, BODY BEAUTIFUL et GLOBALSTIM (Prog TENS et ENDORPHINIQUE).

Le "SUDOLORIS" est le seul ESM a avoir 1 seul Prog qui est uniquement dédié à la neurostimulation cutanée "TENS".

Le SUDOLORIS a fait l'objet d'un rapport d'étude portant sur 80 volontaires inscrits au service universitaire des activités physiques et sportives.

Les douleurs musculaires et plus précisément celles au niveau du quadriceps ont été choisi pour cette étude.

Ce rapport démontre l'efficacité du Prog TENS , voir le rapport d' étude de Madame Héloïse BAILLET de l'université d ROUEN.

Rapport d'étude Sport-elec

PROTOCOLE D'ETUDE EFFECTUE SUR LE PRODUIT SUDOLORIS

Héloïse BAILLET

UNIVERSITE DE ROUEN | ENTREPRISE SPORT-ELEC

Partie rédactionnelle du rapport d'activité

Nom d'usage : LEROY

Prénom : DAVID

NUMEN : 21S0009399DWJ

Synthèse de la carrière :

Présentation de la carrière faisant apparaître les éléments jugés les plus significatifs (rubrique limitée à 6000 caractères, blancs non compris, soit environ 2 pages) :

Après avoir obtenu mon baccalauréat en 1988, je me suis engagé dans des études de médecine à l'Université de ROUEN. Malgré deux années de PCEM 1, je n'ai pas obtenu le concours. Reçu-collé, j'ai rallié la deuxième de **DEUG B (Biochimie)**. J'ai ensuite enchaîné avec une licence de **Biologie et Génétique Appliquées (BGA), option génétique humaine, Université Denis Diderot (Paris)** puis, en 1993, une **Maîtrise de Biologie et Génétique Appliquées (BGA), option génétique humaine, Universités Denis Diderot (Paris) et Copenhague (Danemark)**. En effet, j'ai eu l'opportunité d'effectuer un stage ERASMUS de 8 mois au sein du service de Médecine Légale de l'Hôpital Central de Copenhague dirigé par Monsieur le Professeur Nørby. Ce stage "Mitochondrial DNA mutations in Danish patients with Leber Hereditary Optic Neuropathy (LHON)" a donné lieu à un article dans la revue *Clinical Genetics* et à une conférence Internationale.

J'ai ensuite intégré et obtenu le **D.E.A. de Biologie cellulaire, option signaux et régulation, Universités de Rouen et Caen** avec un stage au sein de l'Unité INSERM 295 (Physiopathologie et génétique rénale et pulmonaire) sous la direction du Docteur Sesboué "Une méthode simple et sensible dans la détection des mutations de l'ADN : le polymorphisme de conformation du simple brin (SSCP)" et "Etude des gènes de deux inhibiteurs de protéase par polymorphisme de conformation de l'ADN simple brin (SSCP)".

Ayant retardé au maximum mon départ sous les couleurs, j'ai été tenu d'effectuer mon service militaire dans le camp militaire 12^{ème} RA d'Oberhoffen sur Moder (Bas Rhin). Je me suis ensuite réorienté vers une troisième année de **licence STAPS à l'Université de Rouen** obtenue en 1996. Cette année m'a également permis de rencontrer nombre de personnes intéressées par mon profil « scientifique et sportif » pour une poursuite en doctorat que j'ai engagée sous la co-direction du Professeur Delamarche (UFR STAPS de l'Université de Rennes II) et du Professeur Weber (Chef du service de Neurophysiologie du CHU de ROUEN). J'ai soutenu ma **thèse à l'Université de Rennes II** le 11 janvier 2000 "Etude de l'influence de la pratique sportive sur la marche. Comparaison des variables spatio-temporelles et cinématiques de la locomotion de sujets sportifs et non sportifs." avec la mention Très Honorable.

Après avoir été ATER pendant deux ans de 1998 à 2000, j'ai été recruté en tant que **Maître de Conférences** à l'Université de ROUEN au sein de l'UFR STAPS et du laboratoire CETAPS (EA3832). J'ai mis, peu à peu un terme à mes travaux de recherche sur les transformations de l'activité locomotrice (surtout la marche) avec la pratique intensive et régulière d'une activité physique, pour intégrer une équipe de recherche et ne plus me consacrer qu'à la perception en relation avec la posture et le contrôle moteur chez l'Homme.

Dans le cadre de mon activité pédagogique, j'enseigne et suis responsable des enseignements en physiologie générale, système nerveux, et myologie en **première année de STAPS**, système endocrinien en **deuxième année**, psychophysiologie (2011) en **troisième année**. J'interviens dans des enseignements méthodologiques liés à la recherche en **master 1 et 2**, ainsi que sur des cours de biomécaniques et de contrôle moteur, tant en CM (60%) qu'en TD (40%).

J'ai été responsable la **maîtrise STAPS** de 2000 à 2003, puis responsable de la **licence STAPS** de 2008 à 2012 dont j'étais le **président du jury de délibération**. J'ai également été **Coresponsable de l'élaboration des maquettes** (Licence-Master-Doctorat) à l'UFR STAPS pour le CQD 2008-2011, ainsi que **Coresponsable de la spécialité « Enseignement Primaire, Humanités et Culture Scientifique » du Master Formation Enseignement Cultures Médiations** (2008-2013). J'ai occupé la fonction de **Directeur des Etudes de l'UFR STAPS** sur l'ensemble de la Formation (Licence, Masters). Impliqué dans les réformes de masterisation des concours de l'Education Nationale, j'ai été **Coresponsable de la spécialité « Enseignement Primaire, Humanités et Culture Scientifique » du Master Formation Enseignement**

Cultures Médiations » (2008-2013) (première réforme) et suis actuellement Président du jury de délibération du Master MEEF second degré (2013-)

Mon implication administrative s'est tout d'abord formalisée au sein de l'UFR STAPS. J'ai ainsi été élu au Conseil de Gestion de 2004 à 2012, au Conseil Scientifique (2002-) et à la CCSE restreinte (2010-). J'ai par la suite été **Vice-Doyen en charge des Enseignements et des Formations (2007-2012)** de l'UFR STAPS de Rouen puis élu **Directeur de l'UFR STAPS (2013-) de l'Université de ROUEN** en charge du département des **formations STAPS et du Service Commun SUAPS**.

J'ai occupé la fonction de **Président de la Commission Scientifique et Pédagogique de l'IUFM de Haute Normandie (2010-2013)**. A ce titre, je siégeais au **Conseil d'Ecole de l'IUFM de Haute-Normandie**. Depuis la création de l'ESPE de Haute Normandie, je suis **Membre nommé du Conseil d'Ecole de l'ESPE (2013-)**.

Au sein des conseils centraux de l'Université de Rouen, je suis un membre élu **du CEVU (2012-2013)** devenu **CFVU (2013-)**, donc depuis 2014, du **Conseil Académique de l'Université**. Je siège également, en tant qu' élu, au sein de la **Commission des Moyens (2013)** devenue **Commission des Finances (2014)**, ainsi qu'au **Conseil d'Administration de la Maison De l'Université (2008-)**.

Au niveau national, j'ai effectué des évaluations de formations de licence STAPS et Psychologie pour l'AERES (2008-). Depuis que je suis directeur de l'UFR STAPS, je me suis investi dans la **Conférence des Directeurs et Doyens STAPS (C3D)** en étant d'abord élu au sein du **Conseil d'Administration, Chargé de mission « Relations Internationales »**. En juin 2015, j'occupe la fonction de **Secrétaire Général de la C3D**. Depuis mai 2016, j'ai été élu **Vice-Président de l'université de Rouen Normandie en charge de la formation et de la vie universitaire (CFVU)**.

Activité scientifique :

1. *Présentation des thématiques de recherche : grands axes de recherches et apport dans le ou les domaines concernés (la rubrique 1 est limitée à 6000 caractères, blancs non compris, soit environ 2 pages) :*

Recruté en Septembre 2000 au sein du laboratoire CETAPS (EA3832), j'ai mis, peu à peu un terme à mes travaux de recherche sur les transformations de l'activité locomotrice (surtout la marche) avec la pratique intensive et régulière d'une activité physique, pour intégrer une équipe de recherche et ne plus me consacrer qu'à la perception en relation avec la posture et le contrôle moteur chez l'Homme. Mes recherches actuelles s'organisent selon un axe principal : **La Perception visuelle et le contrôle moteur** : Mes travaux consistent, d'une part, à explorer les **coordinations motrices** en relation avec l'expertise dans le cadre d'activités telles que le jonglage, la gymnastique, le tennis et le hockey sur gazon. Il s'agit d'un thème fédérateur de l'axe 2 du laboratoire CETAPS, objet d'un contrat dans le cadre du CPER. C'est dans ce cadre qu'a été menée une partie des travaux des étudiants de master 2 et de thèse que j'ai co-encadrés. Ainsi Eric Gillet (Qualifié en 74^{ème} section, Thèse réalisée sous ma direction à 80% et soutenue en décembre 2006) a, pour une part, étudié le comportement de joueurs de tennis experts face à des serveurs. De même Lauriane Mezara, dans le cadre de son Master 2 (soutenu en juin 2007) a abordé ce contrôle moteur chez des gardiens de hand-ball.

Le **comportement moteur de sujets sains et atteints de handicap** est également le point central des thèses de Doctorat d'Héloïse Baillet, et de Clare Doyle. Madame Baillet est bénéficiaire d'une allocation ministérielle, et a commencé son doctorat en Septembre 2014 sous mon co-encadrement (50%) et sous la codirection des professeurs Thouvarecq (Université de Rouen) et Benguigui (Université de Caen). Il s'agit ici, d'évaluer d'étudier la dépense énergétique et les coordinations posturales de l'Homme (sujets sains, patients atteints de handicap) évoluant sur un cheval mécanique. L'utilisation de chevaux mécaniques provient des travaux du kinésithérapeute Peteris Klavins dans les années 90. Dans un premier temps cet outil a montré son intérêt dans l'entraînement des cavaliers de haut niveau (programme Persival), permettant de travailler leur posture. Et ce n'est que dans un second temps qu'il fut utilisé à des fins de rééducation. Cette thèse a pour objectif d'analyser l'activité du participant (en terme énergétique et de coordination motrice) sur cet appareil mais également de définir les conditions de son utilisation chez des participants atteints de lésions cérébrales. La finalité de cette thèse permettra de comprendre le

Héloïse BAILLET

Née le 14 mars 1990 à Rouen
Nationalité Française
50 rue verte, 76000 Rouen, France
Téléphone : 06.72.91.63.58
Adresse de messagerie : heloise.baillet1@univ-rouen.fr



Descriptions

Actuellement étudiante en 3^{ème} année de doctorat (allocation ministérielle) au sein du laboratoire CETAPS EA 3832 de l'UFR STAPS de Rouen (Normandie Université) et en collaboration avec le Centre Régional de Médecine Physique et de Réadaptation Les Herbiers (76), j'étudie la dépense énergétique et les coordinations posturales de l'Homme, sain et pathologique, évoluant sur un cheval mécanique. L'objectif étant de mettre en place des protocoles de rééducation adaptés et innovants sur ce dispositif chez des patients cérébrlésés.

Parcours universitaire

Doctorat STAPS (en cours), coordinations posturales, rééducation

[2014-2017]

L'utilisation du cheval mécanique au service de la rééducation posturale chez des patients cérébrlésés. Laboratoire CETAPS (EA 3832), UFR des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS), Normandie Université ; Centre Régional de Médecine Physique et de Réadaptation (CRMPR) Les Herbiers (76)

Licence STAPS Activités Physiques Adaptées et Santé

[2015-2016]

Mention bien, UFR STAPS, Université de Rouen (76).

Master (1 et 2) Evaluation et Optimisation de la Performance

[2012-2014]

Parcours professionnel/recherche, spécialité Activités Physiques Adaptées et Santé (APAS), Mention bien, UFR STAPS, Université de Rouen (76).

Licence STAPS Management du sport

[2009-2012]

Option basket-ball, UFR STAPS, Université de Rouen (76).

Deug STAPS

[2011]

Baccalauréat Scientifique

[2008]

Lycée de la vallée du Cailly, Deville lès Rouen (76).

Formations et stages

Formation à l'utilisation du MetaMax 3B (analyse des échanges gazeux respiratoires)

[septembre 2015]

Cortex, laboratoire CETAPS, Université de Rouen (76).

Formation à l'utilisation du système Smartspeed (cellules photoélectriques)

[décembre 2014]

CressSport, laboratoire CETAPS, Université de Rouen (76).

Stage recherche, étude du comportement de l'Homme sur un cheval mécanique

[février-mai 2014]

CRMPR Les Herbiers, Bois-Guillaume (76).

Stage d'observation, activités physiques adaptées au Maroc

[mars 2014]

Centre Mohammed V des handicapés, Rabat (Maroc).

Stage APAS, enseignant en activités physiques adaptées

[février-avril 2013]

Centre J. Calvé, Berck sur mer (62).

PHYSIOLOGIE DE LA DOULEUR

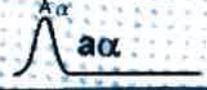
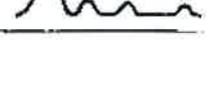
Fibres conduisant la douleur

F Les influx nociceptifs sont véhiculés depuis les différents récepteurs par les petites fibres myélinisées ad et les petites fibres non myélinisées C.

F Les fibres ad sont responsables d'une douleur aiguë à type de piquûre, bien localisée et fugace (douleur rapide).

F Les fibres C sont responsables d'une douleur à type de brûlure, mal localisée, diffuse et persistante (douleur lente).

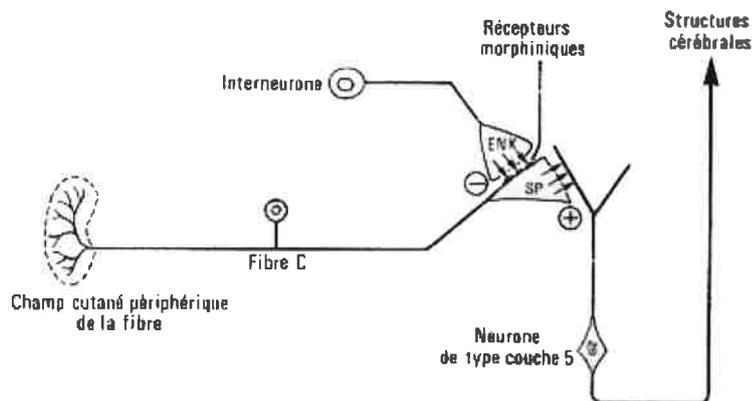
Notons que la réalité est plus complexe. Les fibres ad et C conduisent aussi les modalités somesthésiques classiques: froid, chaud, tact, pression etc...; les fibres ab sont capables de transmettre la douleur dans le cas de stimulations répétitives.

INTENSITÉ	ENREGISTREMENT	SENSATION	
		Léger	Tact fibres de gros diamètre
		Fort	
		Piquure	Douleur fibres de petit diamètre
		Brûlure	

Libération des neuro-médiateurs antalgiques

On sait maintenant que tous les signaux électriques tendent à générer des neuro-médiateurs dans un but précis. La stimulation électrique, par exemple, libère des molécules d'acétylcholine au niveau de la plaque motrice, molécules qui sont responsables de la contraction des fibres musculaires.

Dans l'organisation de la lutte contre la douleur, on a pu repérer différents neuro-médiateurs comme les endorphines, b -endorphines, enképhalines, met-enképhalines, et différentes molécules morphiniques ou morphino-mimétiques qui sont pris en charge par des récepteurs spécialisés pour intervenir sur la sédation de différentes douleurs dans des systèmes et des architectures très précises. La carte neurologique étant constituée comme une toile d'araignée avec d'innombrables connections synaptiques ou neurones, il est extrêmement difficile de fournir des explications précises et motivées de ces phénomènes, dont beaucoup n'ont pas encore été identifiés, voire même repérés. Il est maintenant évident que la moelle est un lieu de passage obligé pour la quasi totalité de ces phénomènes et que le rachis est le lieu de stimulation le plus approprié à défaut d'autres précisions.



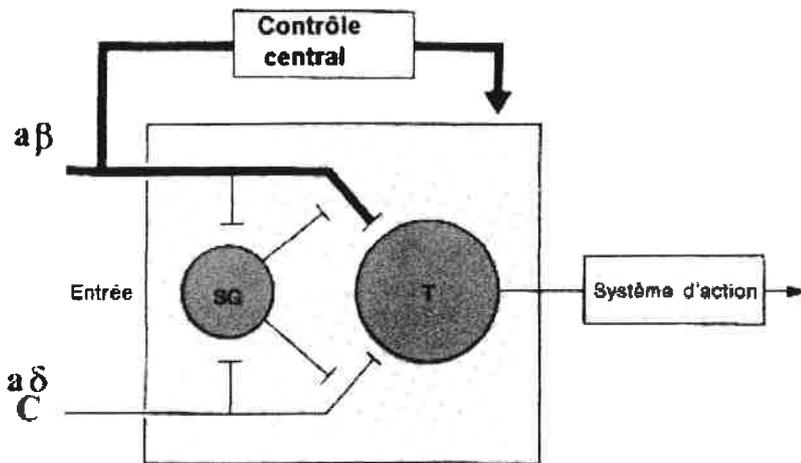
Objet: Gate contrôl

Le gate control system

La théorie du GATE CONTROL de MELZACK et WALL s'appuie sur ce principe. Un des contrôles de la douleur est en effet situé au niveau de la corne postérieure de la moelle épinière où une cellule, la substance gélatineuse de ROLANDO (SGR), se comporte comme un relais électrique; cette cellule est commandée essentiellement par trois types de fibres:

- les fibres $a\beta$, fibres de gros calibre qui déconnectent la transmission SGR vers les centres supérieurs (centre de la prise de conscience de la douleur),
- les fibres $a\delta$ et C, fibres de petit calibre qui connectent la transmission SGR vers les centres supérieurs.

Il est donc évident qu'une impulsion électrique de faible largeur sur une intensité et une fréquence faibles obtiendra le quantum d'énergie nécessaire minimum pour dépolariser les grosses fibres $a\beta$, sans solliciter les plus petites $a\delta$ et c qui réclament un quantum supérieur; une telle stimulation aura donc une action antalgique.



Intégration au niveau médullaire

Les fibres périphériques véhiculent les signaux nociceptifs jusqu'à la moelle par les racines dorsales. A ce stade vont s'élaborer les réflexes nociceptifs moteurs et sympathiques et le filtrage de la sensation douloureuse vers les centres supérieurs.

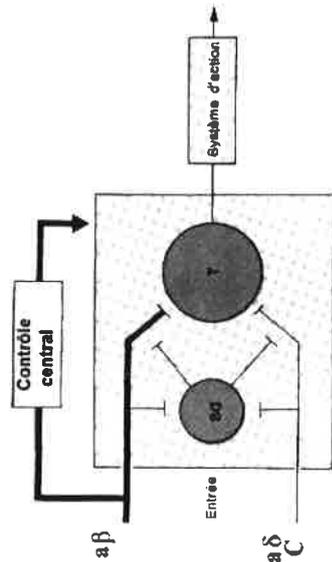
Les voies supérieures sont multiples avec des caractéristiques différentes, mais ne nous intéressent pas ici du fait de l'impossibilité d'intervenir à ce niveau en électrothérapie de manière sélective.

Contrôles des messages nociceptifs

Les contrôles sont nombreux et complexes. On peut facilement imaginer la carte des relations, synapses, inter-neurons etc... comme une toile d'araignée dont la moelle serait le centre.

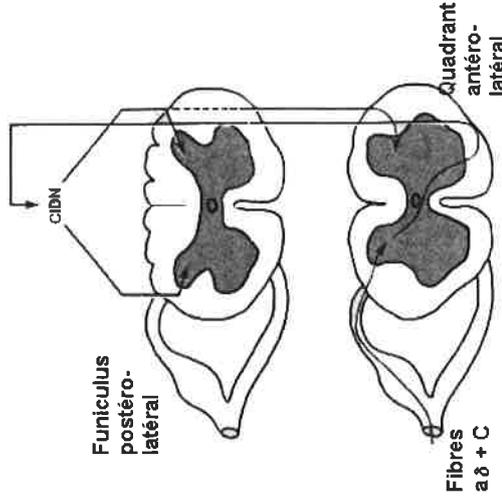
Contrôle segmentaire excitateur

Les fibres de petit diamètre myélinisées (ad) et non myélinisées (C) sont essentiellement responsables de ce contrôle en provoquant une inhibition des fibres ab. Rappelons que les décharges continues des fibres ab interviennent sur le degré de filtration de la substance gélatineuse de Rolando.



Contrôle segmentaire inhibiteur

Contrôles Inhibiteurs Diffus -C.I.D.N. -



Les fibres de gros diamètre myélinisées déchargent continuellement des influx vers une cellule de la corne postérieure dite substance gélatineuse de Rolando (S.G.R.). Cette cellule convenablement excitée filtre les influx nociceptifs à destination des voies supérieures. Une baisse de l'activité des fibres de gros diamètre du fait d'une amputation (douleur de déafférentation, ou du fait d'une surexcitation des fibres nociceptives, baisse le niveau de filtration de la SGR et a donc un effet hyperalgésique. A l'inverse une suractivité des fibres de gros diamètre a un effet antalgique.

Contrôle supra-segmentaire excitateur

Ce mécanisme est encore peu élucidé. On note surtout une excitation des messages nociceptifs du fait des sentiments, de l'éducation, du milieu social, de l'appréhension etc...

Contrôle supra-segmentaire inhibiteur

Ce mécanisme est mis en jeu par le cortex, par le tronc cérébral etc...

La stimulation électrique de la substance grise periaqueducale est aussi puissante que l'infiltration de 30 mg/kg de morphine.

Il existe plusieurs voies de contrôle supra-segmentaire, permettant d'expliquer des phénomènes surprenants. Notons par exemple, la voie croisée antéro-latérale expliquant le contrôle des sensations d'un site du corps par une action sur le site de côté opposé.

Bibliographie

LES MUSCLES – Florence Peterson - Elizabeth Mc Creary – Patricia Geise Provance

LA DOULEUR – Marc Schwob

ELECTROTHERAPIE – J.Dumoulin – G. de Bisschop – Cl.Aaron

Electrotherapie-t.verson@free.fr

LES NEURONES LES SYNAPSES et les FIBRES MUSCULAIRES – Emile Godaux