

**MINISTERE DE LA SANTE
REGION LORRAINE
INSTITUT DE FORMATION EN MASSO-KINESITHERAPIE
DE NANCY**

**L'ELECTROTHERAPIE
A VISEE EXCITO MOTRICE :
PROPOSITION DE
PROTOCOLES D'UTILISATION**

Rapport de travail écrit personnel
présenté par **Ludovic KAMINSKI**
étudiant en 3^{ème} année de kinésithérapie
en vue de l'obtention du diplôme d'état
de masseur-kinésithérapeute
1998-1999.

SOMMAIRE

	Page.
RESUME	
1. INTRODUCTION.....	1
2. COURANTS ET SYSTEME NEUROMUSCULAIRE (11, 31, 43, 45).....	2
2. 1. VUE GÉNÉRALE DE LA PHYSIOLOGIE NEUROMUSCULAIRE.....	3
2. 2. LES DIFFÉRENTS TYPES DE COURANTS EXCITOMOTEURS.....	3
2. 3. LES MODULATIONS (ANNEXE I).....	5
2. 4. LA STIMULATION DU SYSTÈME NEUROMUSCULAIRE.....	5
2. 4. 1. <i>Courant polarisé ou à moyenne nulle ?</i>	5
2. 4. 2. <i>Impédance cutanée et cellulaire (43)</i>	6
2. 4. 3. <i>Valeurs limites des largeur et fréquence d' impulsions.</i>	7
3. L'IMPULSION IDEALE	8
3. 1. STIMULATION EN FONCTION DE LA QUANTITÉ DE COURANT.....	8
3. 2. LA LARGEUR D'IMPULSION IDÉALE.....	8
3. 3. CONCLUSION : LES POINTS COMMUNS DES PROTOCOLES EXCITOMOTEURS.....	9
3. 4. LES CONTRE-INDICATIONS DE L' ÉLECTROTHÉRAPIE À VISÉE EXCITOMOTICE.....	9
4. DISCUSSION SUR LES AUTRES PARAMETRES DE REGLAGE.....	10
4. 1. DISCUSSION SUR LE RECRUTEMENT DIFFÉRENTIEL DES UNITÉS MOTRICES (U.M.) PAR L'ÉLECTROSTIMULATION.....	11
4. 1. 1 <i>Etudes tentant de différencier le recrutement musculaire</i>	11
4. 1. 2 <i>Conclusion</i>	11
4. 2. DISCUSSION SUR LE TURN-OVER DES UNITÉS MOTRICES.....	12
4. 3. DISCUSSION SUR LE RECRUTEMENT DES FIBRES MUSCULAIRES SELON LA FRÉQUENCE DES IMPULSIONS.....	12

4. 4. FRÉQUENCE DE TÉTANISATION MAXIMALE.	14
4. 5. FATIGUE ET DURÉE DE LA SÉANCE.	14
4. 6. LES DIFFÉRENTES CIBLES CONCERNANT LE MUSCLE.	15
4. 6. 1. <i>Le ciblage des fibres lentes (type I)</i>	15
4. 6. 2. <i>Le ciblage des fibres rapides (type IIb)</i>	15
4. 7. DISCUSSION SUR L'INTENSITÉ MINIMALE POUR UN RENFORCEMENT MUSCULAIRE.	16
4. 8. RÉSUMÉ.	16
4. 9. LA STIMULATION D'UN MUSCLE SAIN.	17
5. ELECTROSTIMULATION ET AMYOTROPHIE	18
5. 1. PHYSIOPATHOLOGIE.	18
5. 2. PROTOCOLES.	18
5. 3. CONCLUSION.	19
6. ELECTROSTIMULATION ET SPORT.....	20
6. 1. ELECTROSTIMULATION OU CONTRACTIONS VOLONTAIRES ?.....	20
6. 1. 1. <i>Limites des études</i>	20
6. 1. 2. <i>Comparaison</i>	20
6. 2. QUELQUES EXEMPLES DE L'INFLUENCE SUR LA PERFORMANCE SPORTIVE (9, 54).	21
6. 3. NÉCESSITÉ D'UNE ADAPTATION AU SPORT CONSIDÉRÉ.	22
6. 4. LE TRAVAIL DE MUSCULATION EN FORCE.	22
6. 5. LE TRAVAIL EN ENDURANCE.	22
6. 6. LA RÉCUPÉRATION MUSCULAIRE.	23
6. 7. PERSPECTIVES FUTURES.	23
7. CONCLUSION	24

RESUME

L'intérêt de cette revue bibliographique est de justifier les éléments nécessaires à l'utilisation des courants excito-moteurs.

Ce travail dégage quelques points de discussion sur l'électrothérapie, ainsi que des protocoles reprenant de manière assez large les cas que nous pouvons rencontrer dans notre pratique quotidienne.

Enfin, nous abordons succinctement dans le dernier chapitre les caractéristiques qui, selon nous, devraient être proposées par un stimulateur actuel « haut de gamme ».

1. INTRODUCTION

L'électrothérapie couvre désormais un vaste domaine dans le champ d'application du masseur kinésithérapeute en ce qui concerne les techniques de physiothérapie. De nombreux progrès technologiques amenant entre autres la réduction des risques liés à cette pratique et la facilité des réglages ont conduit à banaliser les excito-moteurs en un phénomène de mode avec l'avènement de différents appareils destinés au grand public. Néanmoins l'utilisateur lambda n'a jamais reçu de formation concernant à la fois l'électrostimulation ainsi que son interaction avec l'organisme. De plus, les notices livrées avec ce genre d'appareils laissent souvent le néophyte sur sa faim parce qu'à trop vouloir simplifier ce problème assez complexe, nous nous privons d'un éventail important de son champ d'application et donc forcément d'une certaine efficacité. C'est là un rôle majeur à jouer pour le kinésithérapeute qui, fort de ses connaissances d'électrophysiologie, est à même de réaliser des montages permettant d'atteindre une efficacité telle, qu'elle puisse se distinguer en tant que soin délivré par un thérapeute, des tentatives de musculation passives commerciales.

Depuis deux décennies, l'usage à la fois de la biopsie musculaire et de l'imagerie par résonance magnétique (IRM) a permis une compréhension plus élaborée de la physiologie musculaire. L'électrothérapie a essayé de suivre cette évolution, modifiant les anciens programmes pour les adapter aux connaissances physiologiques actuelles afin de mimer au mieux le schéma physiologique.

Le but de cette modeste revue de la littérature est d'apporter un complément d'informations sur l'électrostimulation à visée excitomotrice.

Nous aborderons dans un premier temps les différents paramètres du courant, ce qui nous servira de support pour donner les caractéristiques d'une impulsion optimale.

Puis dans un second temps, par la comparaison et la juxtaposition de différentes études, nous proposerons les protocoles qui nous paraîtront les plus adaptés aux pathologies et cas rencontrés.

Enfin, avant d'aborder les différents chapitres, il nous faut garder à l'esprit que le traitement standard n'existe pas en électrothérapie ce qui implique une constante remise en question du thérapeute et de ses techniques.

2. COURANTS ET SYSTEME NEUROMUSCULAIRE (11, 31, 43, 45)

2. 1. Vue générale de la physiologie neuromusculaire.

L'activité musculaire est provoquée par des séries d'influx nerveux. Le caractère continu de la tension résulte alors de l'amortissement par les composantes élastiques du muscle de ces secousses simples anarchiques. Notons que, dans des conditions normales, la fréquence d'émission de l'influx nerveux reste toujours inférieure à la fréquence de fusion des fibres musculaires en téтанos parfait. Les fibres musculaires sont donc, à l'état physiologique, toujours en téтанos imparfait.

2. 2. Les différents types de courants excitomoteurs.

Les courants excitomoteurs sont des courants variables caractérisés par une suite d'impulsions. Ces dernières sont des variations de courte durée d'une grandeur physique avec retour à l'état initial. Une impulsion est caractérisée par son amplitude, par sa largeur d'impulsion (t) et la durée (t_1) de son sommet (ensemble des points dont l'écart est supérieur à 0.9 fois l'amplitude maximale).

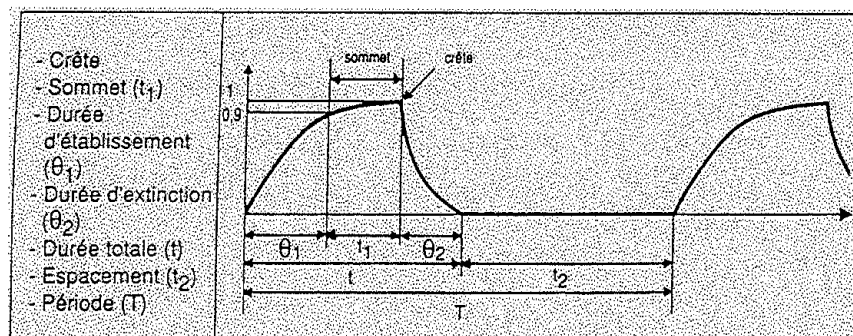


Fig. 1 : caractéristiques d'une impulsion d'après CREPON (11).

Concernant les différentes formes d'impulsions, nous distinguons la forme rectangulaire, la forme rectangulaire à pente progressive, la forme triangulaire, la forme exponentielle (fig.1) et la forme sinusoïdale.

Les impulsions peuvent être uni ou bidirectionnelles, avec un courant polarisé ou à moyenne nulle. Le courant peut être polarisé et les impulsions sont donc forcément asymétriques.

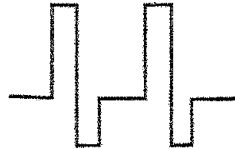


Fig.2 : impulsions polarisées bidirectionnelles.

Pour les courants non polarisés, les impulsions sont forcément à moyenne nulle et biphasiques mais nous en distinguons deux types :

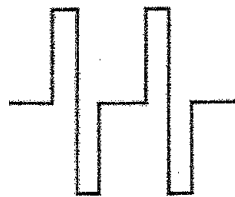


Fig. 3 : impulsions bidirectionnelles symétriques.

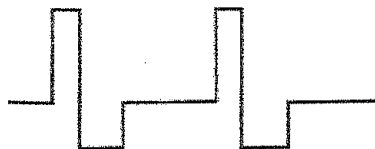


Fig. 4 : impulsions bidirectionnelles asymétriques à moyenne nulle.

Parmi ces courants, citons le B.I.O.P.P.® (bidirectionnel inversé à orientation polaire prédominante) qui offre, selon CREPON (11), un compromis idéal entre les courants polarisés et non polarisés car, tout en limitant le risque de brûlures, il permet de localiser la stimulation sous une électrode.

2. 3. Les modulations (annexe I).

Soumettre un organisme vivant à une stimulation itérative va induire des modifications de sa réponse dans le temps. C'est dans cette optique que la modulation du courant vient s'inscrire dans les paramètres de réglages. Nous en distinguons trois types :

- la modulation de la durée d'impulsion : nous faisons varier la largeur d'impulsion autour de deux valeurs limites.
- la modulation d'amplitude : c'est l'amplitude des impulsions qui varie pendant le train d'impulsions. La courbe déterminant la forme du train d'impulsions s'appelle l'enveloppe.
- la modulation de fréquence (c'est la plus utilisée) : elle joue sur la fréquence des impulsions. C'est le délai entre deux impulsions qui varie suivant des bornes définies par le thérapeute.

Soulignons l'intérêt des courants V.I.F.® qui offrent, de par leur conception, une triple modulation.

2. 4. La stimulation du système neuromusculaire.

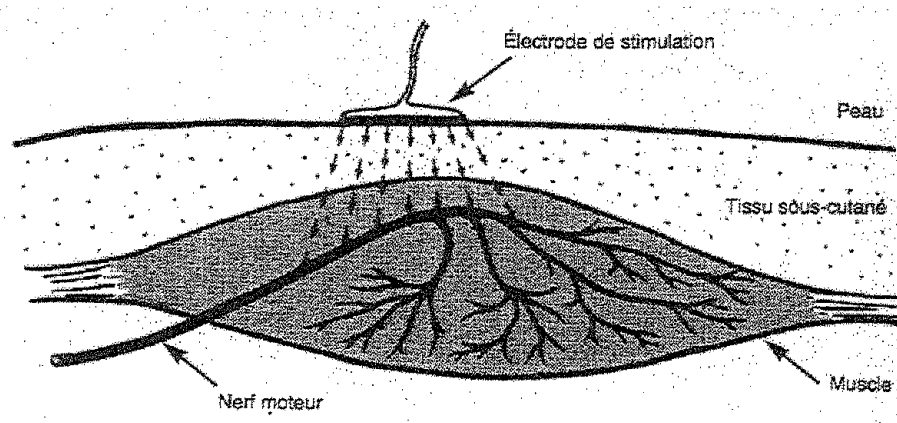


Fig. 5 : représentation des différents tissus traversés.

2. 4. 1. Courant polarisé ou à moyenne nulle ?

La stimulation en courant polarisé va pouvoir être localisée sous la cathode où l'attraction, par les électrodes, des charges positives situées autour des cellules excitables va

faire baisser le potentiel de membrane et déclencher un potentiel d'action. Ces courants présentent tout de même un énorme désavantage : leur passage à travers les tissus va provoquer des ionisations au niveau de l'anode et de la cathode susceptibles d'engendrer des brûlures.

A l'inverse, les courants à moyenne nulle ne provoquent pas ce phénomène car il n'y a pas de flux unidirectionnel du courant.

2. 4. 2. Impédance cutanée et cellulaire (43).

L'isolation de la peau est assurée par deux facteurs : sa structure cornée peu conductrice et la couche grasse située dans l'hypoderme. Le neurone et la fibre musculaire (fig.6) sont modélisables par un circuit parallèle d'une résistance (solution ionique extracellulaire) et de l'autre côté un système associant en série une capacité et une résistance (membrane cellulaire et liquide intracellulaire). D'un point de vue électrique, nous pouvons assimiler ces systèmes à des circuits RC : c'est à dire comprenant une résistance R et une capacité C. L'impédance (Z) de ce système sera donc donnée par la loi : $Z^2 = (R^2 + 1)/(C^2 \cdot \omega^2)$ avec $\omega = 2 \cdot \pi \cdot N$ (la pulsation ω est l'expression en vitesse angulaire de la fréquence du courant).

Nous comprenons donc que plus N augmente, plus ω augmente et plus Z diminue, ce qui peut donc constituer un argument en faveur de l'utilisation des courants de moyenne fréquence.

Concernant les courants de basse fréquence, nous retiendrons qu'en doublant la fréquence, nous divisons l'impédance du système par deux.

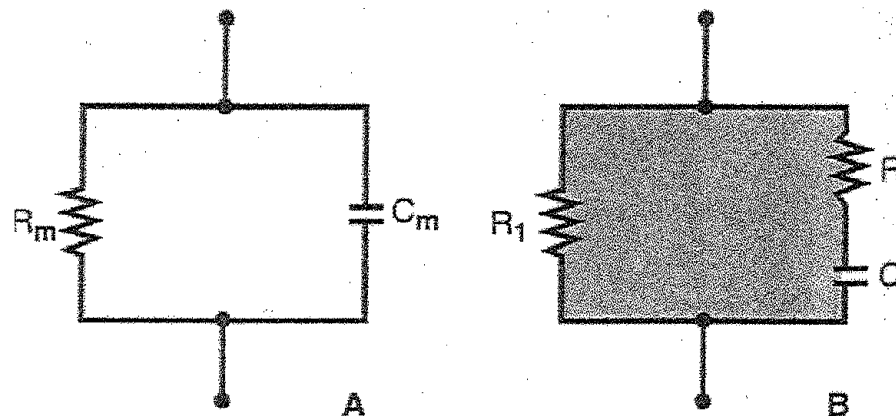


Fig. 6 : modélisation de la membrane (A) et de la cellule (B).

2. 4. 3. Valeurs limites des largeur et fréquence d' impulsions.

La largeur d'impulsion minimale pour permettre les transferts ioniques au niveau de la cellule est de 0.1 ms. Ainsi, les courants dont la fréquence excède : $N=1/T=10000$ Hz n'ont pas de propriétés excito-motrices, tout comme ceux dont les largeurs d'impulsions sont inférieures à 100 μ s.

3. L'IMPULSION IDEALE

3. 1. Stimulation en fonction de la quantité de courant.

Augmenter la quantité de courant engendre trois types de réponses de l'organisme qui interviennent progressivement avec l'augmentation d'intensité : la stimulation sensitive, la stimulation neuromusculaire et la stimulation nociceptive.

Pour un ensemble de cellules (nerf ou muscle), la loi du tout ou rien s'applique à chaque cellule disposée dans l'espace. C'est la distance à l'électrode qui va conditionner le fait que la cellule soit excitée ou pas.

3. 2. La largeur d'impulsion idéale.

La courbe intensité/temps (fig.7) est définie par la loi de Weiss : $I = a/t + b$, avec $b =$ rhéobase (Rh). La chronaxie (Ch) est la durée minimale d'une impulsion d'intensité double de la Rh atteignant le seuil d'excitation.

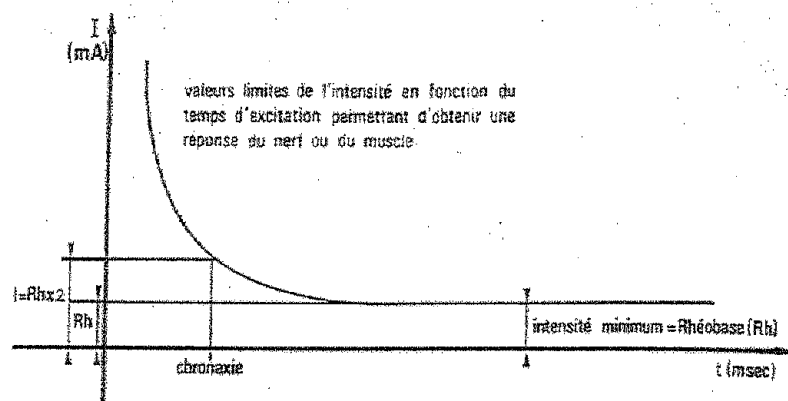


Fig. 7 : courbe intensité/temps.

L'intensité du courant représente le débit du courant. La primitive de la courbe I/t nous montre qu'une quantité minimale de courant traverse le neurone pour une durée égale à la chronaxie. En travaillant avec la Ch (cf. annexe II), nous mettons alors en mouvement le

minimum de charges électriques pour une stimulation. Ainsi plus nous nous éloignons de cette valeur de moindre énergie délivrée, plus nous augmentons la sensation nociceptive.

L'utilisation d'une telle largeur d'impulsion est retrouvée classiquement dans la littérature excepté en ce qui concerne le quadriceps fémoral où des largeurs de 400 μ s semblent plus indiquées (6).

3. 3. Conclusion : les points communs des protocoles excitomoteurs.

Au vu des différents éléments de réponse avancés dans les chapitres 2 et 3, nous pouvons penser que les bases des courants excito moteurs sont posées, et que des paramètres peuvent être avancés pour tout protocole excito-moteur :

- un front raide (en effet, plus nous abaissons cette pente, plus l'efficacité de la stimulation diminue et plus nous devons augmenter l'intensité donc la sensation nociceptive).
- une largeur d'impulsion = chronaxie (c'est la chronaxie qui est le meilleur compromis entre l'intensité et la largeur d'impulsion, car c'est à ce moment que la quantité de charges déplacées est la plus petite pour obtenir la stimulation).
- une moyenne nulle (les courants à moyenne nulle sont souvent plus adaptés du fait de leur innocuité : ils ne provoquent pas d'effets électrolytiques).

3. 4. Les contre-indications de l'électrothérapie à visée excitomotrice.

Bien connues des thérapeutes, elles concernent :

- les muscles dénervés,
- les femmes enceintes,
- les pompes médullaires,
- les pacemakers ainsi que la zone cardiaque.

4. DISCUSSION SUR LES AUTRES PARAMETRES DE REGLAGE

Ce chapitre concerne les points particuliers ou incertains des courants excitomoteurs.

4. 1. Discussion sur le recrutement différentiel des unités motrices (U.M.) par l'électrostimulation.

Physiologiquement au sein d'un muscle, la gradation de la contraction correspond à un recrutement progressif des motoneurones réglé en fonction de leur seuil d'excitabilité. Les petits motoneurones présentant des seuils plus bas que les grands seront donc stimulés préférentiellement (5, 37, 47). Ainsi les fibres de type I (innervés par les motoneurones de petite taille) sont recrutés avant les fibres type II (motoneurones de grande taille).

Sous électrostimulation (E.S.), de nouvelles règles de recrutement sont possibles car la genèse du potentiel d'action ne se fait plus au niveau du corps cellulaire mais au niveau de l'axone (14, 47) car la stimulation est transcutanée. Cette fois-ci, ce sont les fibres de plus gros diamètre qui deviennent les plus excitables (45) d'où l'idée communément répandue que l'inversion de ce recrutement permettrait un ciblage des fibres musculaires de type II par E.S. et donc permettrait un meilleur entraînement en force du muscle.

4. 1. 1 Etudes tentant de différencier le recrutement musculaire.

L'inversion du recrutement a été vérifiée au cours de la stimulation du premier interosseux dorsal : l'observation montre une élévation du seuil d'excitabilité des unités motrices (U.M.) les plus excitables et une baisse des seuils des U.M. les moins excitables (20).

Cela signifie que nous observons effectivement une inversion dans le recrutement musculaire (28). Cependant, les conditions de stimulation en vue d'une augmentation de force impliquent des courants de forte intensité. En conséquence les valeurs sont largement supra liminaires, stimulant du même coup les U.M. les plus et les moins excitables.

Il faut aussi tenir compte (2) que l'intensité du courant décroît rapidement avec l'éloignement à la source et que le champ électrique possède des capacités de diffusion plus ou

moins importantes vu la nature hétérogène du milieu qu'il traverse (1). Ceci amène en guise de conclusion pour ces études que le recrutement différentiel des axones reste peu contrôlable.

La durée d'une secousse élémentaire d'une fibre musculaire de type I est largement supérieure à celle d'une fibre II. C'est sur cette base que le distinguo a tenté d'être fait (19). Les résultats montrent que dans 1/3 des cas environ, le recrutement préférentiel des fibres II a été retrouvé ce qui ne satisfait pas à la théorie de l'inversion. De plus, les facteurs topographiques sont encore avancés pour expliquer les différences de recrutement.

La déplétion glycogénique est le témoin de la sollicitation musculaire, elle peut aussi servir à différencier le travail des différents types de fibres. Une étude a montré que la déplétion glycogénique était identique sur les deux types de fibres en E.S. alors qu'elle siégeait préférentiellement sur les types I en entraînement volontaire (47).

4. 1. 2. Conclusion.

Au vu de ces différentes études, il n'est pas possible d'inverser le recrutement des fibres musculaires en E.S. par rapport à l'ordre physiologique. Un recrutement modifié a été mis en évidence mais celui-ci serait lié à la localisation des fibres dans le champ excitateur.

Nous pouvons penser qu'en E.S., le champ électrique est de manière générale largement supraliminaire à la superficie et stimule donc tous les types de fibres musculaires. Il va s'affaiblir en profondeur car la distance le séparant des électrodes s'accroît. Il sera donc dans certaines régions, supraliminaire pour les fibres de gros diamètre et infraliminaire pour les fibres de petit diamètre. C'est à ce moment que seuls les motoneurones des unités motrices de type II seront stimulées. Ajoutons à cela que la distance axone-électrode n'est pas la seule à régir l'intensité du champ électrique, mais que celle-ci dépend encore de la nature hétérogène du milieu, ce qui induit une topographie spatiale complexe du champ électrique excitateur.

4. 2. Discussion sur le turn-over des unités motrices.

Physiologiquement, il existe une rotation entre les différentes U.M. d'un muscle pour prévenir la fatigue au niveau des fibres stimulées. Ainsi les fibres ayant travaillé laissent la place aux fibres venant de se reposer pour prendre en charge la contraction musculaire.

Sous E.S., cette rotation ne peut se faire car le stimulateur concerne toujours les mêmes axones périphériques. Ceci va être susceptible d'entraîner une fatigue accrue pour les fibres des U.M. stimulées et ce avec un travail musculaire moindre mais ciblé sur certaines fibres. Selon NEIGER (37), deux pensées se distinguent : la synchronisation des U.M. permettrait pour certains d'augmenter la force musculaire et pour d'autres d'améliorer seulement la montée en force.

4. 3. Discussion sur le recrutement des fibres musculaires selon la fréquence des impulsions.

La durée de la secousse musculaire dans le cadre de la stimulation d'une fibre isolée varie en fonction de son type :

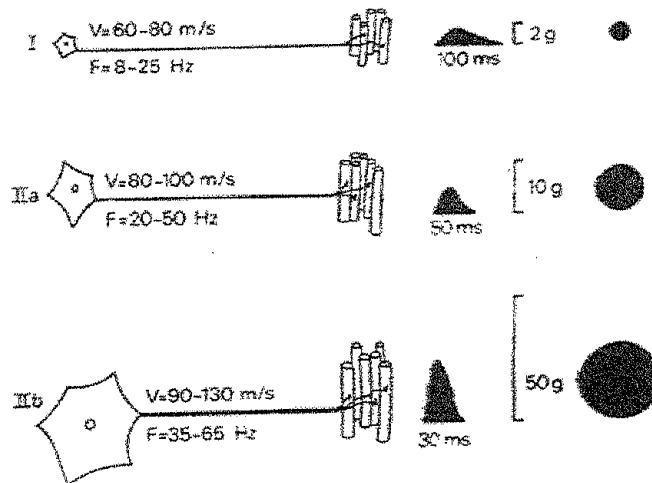


Fig. 8 : les différents types d'unités motrices et de fibres musculaires.

De cela nous retiendrons que les fréquences de téτανisation « idéales » pour les fibres de types I, IIa et IIb sont respectivement de 20, 40 et 65 Hz.

Une étude (47) a tenté de différencier un recrutement préférentiel de tel ou tel type de fibre en fonction de la fréquence en s'appuyant sur la fatigabilité différente des fibres I et II. Sa conclusion est qu'aucun élément expérimental ne permet d'affirmer qu'une stimulation sélective des fibres musculaires puisse être réalisable en faisant varier le paramètre de fréquence. De plus elle avance que la fatigabilité serait à mettre en rapport avec le seul nombre de stimulations reçues.

Si la fréquence ne paraît pas sélectionner un type particulier de fibre, elle peut en revanche sélectionner une téτανisation des seules fibres lentes d'une part (associée à des secousses des fibres de type II) ou de toutes les fibres d'autre part. C'est cette possibilité qui va être exploitée dans les protocoles d'électrothérapie, visant un travail spécifique (endurance ou force pour simplifier), qui s'attacheront à mimer le travail musculaire conventionnel. Bien sûr, la fréquence n'est pas le seul paramètre à régler et c'est son association avec d'autres facteurs qui va rendre le travail plus ciblé donc plus efficace, ce que nous tenterons d'éclaircir par la suite.

Ceci est tout à fait illustré par les études de chirurgie cardiaque (4) où les auteurs, par un protocole d'électrostimulation extrêmement exigeant, réussissent à modifier complètement l'expression phénotypique d'un muscle en accroissant son pool de fibres I. Après une stimulation de 12 à 24 h/j à 15 Hz s'étalant sur plusieurs semaines, ils obtiennent 100% de fibres de type I sur le grand dorsal de l'homme après désinsertion. Ces fibres, lentes mais difficilement fatigables, sont idéales pour la cardiomyoplastie (enroulement d'un muscle autour du myocarde en vue de son assistance).

Même si nos programmes de stimulation sont beaucoup plus raisonnables concernant les paramètres du courant, nous pouvons penser que c'est en mimant le travail musculaire spécifique (endurance pour la cardiomyoplastie mais aussi force) par contraction électroinduite que nous pouvons avoir les résultats escomptés.

4. 4. Fréquence de tétanisation maximale.

Si en augmentant la fréquence, nous augmentons le nombre de fibres se tétanisant, nous augmentons encore la quantité d'énergie délivrée dans le circuit et donc la sensation nociceptive. Il va donc exister un équilibre entre tétanisation et sensation nociceptive.

D'après (43, 50, 51), il apparaît que pour des fréquences comprises entre 50 et 65 Hz, il existe un maximum d'efficacité et de confort. Pourtant, de nombreux protocoles utilisent des fréquences plus élevées notamment chez les sportifs (cf. chap. 6.). Certains s'accordent à ne pas dépasser 150 Hz car nous observons une baisse de la force musculaire. Une étude (32) prône une utilisation de la fréquence jusqu'à 105-120 Hz afin de développer la force explosive, ce qu'explique NEIGER (37). Cette fréquence très élevée est justifiée selon eux, pour d'atteindre plus précocement le plateau de tétanisation.

Une étude (6) reprend les données de Vandertommen (50) à la différence près qu'un temps de 3 min constitue le repos entre deux contractions maximales, alors qu'il n'était que de 15 s dans l'ancienne étude. La plage de fréquence étudiée varie de 50 à 120 Hz pour aboutir à la conclusion qu'un courant de 120 Hz est idéal afin de recruter un muscle dans sa composante de force. Ils ajoutent que si les couples évoqués électriquement (C.E.E.) sont maximaux à 120 Hz, il conviendrait d'étendre l'étude sur des fréquences supérieures.

Conclusion : concernant les fréquences d'utilisation, nous retiendrons qu'en augmentant la fréquence, nous augmentons les tétanisations musculaires donc la force développée jusqu'à des valeurs d'au moins 120 Hz.

4. 5. Fatigue et durée de la séance.

D'après Rocques (43), des études récentes ont montré que la fatigue survient après 3600 contractions de la fibre musculaire mais que ceci reste susceptible d'améliorations liées à l'entraînement. Une étude (46), montre qu'il n'y a pas de différences entre apparition de fatigue au niveau des fibres I et II quand nous prenons en compte le seul nombre de chocs électriques reçus (temps x fréquence). Ses auteurs concluent donc que les phénomènes de fatigue ne sont pas liés aux caractéristiques énergétiques des fibres musculaires sollicitées, ce qui ne veut pas dire qu'une fatigue des fibres ne puisse être déclenchée sous E.S. Ces derniers pensent alors à une fatigue due à une moins bonne conduction des potentiels d'action (P.A.) le

long de la fibre musculaire. Sur une fibre isolée, ils montrent que cette érosion se fait croissante avec la fréquence, ce qui va à l'encontre d'une autre étude (47) qui ne trouvait pas de différences liées à la variation de fréquence du courant. Si nous adoptons une vue globale, la fatigue provient d'un dysfonctionnement de l'ensemble nerf-jonction neuromusculaire-muscle mais semblerait s'expliquer préférentiellement au niveau nerveux.

Comme une fibre téτανisée développe une tension 4 à 5 fois supérieure à la tension d'une secousse isolée, la puissance développée par une fibre téτανisée est donc plus grande que pour une fibre non téτανisée ainsi que l'énergie perdue ce qui impliquera une fatigue plus rapide. C'est en ce sens que les fibres téτανisées vont être les plus affaiblies pendant la séance et qu'elles mettront en jeu plus précocement des mécanismes d'adaptation (hypertrophie, capillarisation ...). C'est encore dans cette optique que nous allons pouvoir cibler un type de fibre plutôt qu'un autre en électrostimulation.

4. 6. Les différentes cibles concernant le muscle.

4. 6. 1. Le ciblage des fibres lentes (type I).

Il s'effectue pour la recherche du travail en endurance. Possédant un métabolisme aérobie, ces fibres réagissent aux fréquences basses et aux durées de traitement élevées (1h ou plus). La durée du train d'impulsions sera inférieure à 10 s (43) ou 8 s (32) pour ne pas augmenter la concentration d'acide lactique. Le temps de repos sera tout au plus égal au temps de travail, et au minimum à la moitié du temps de travail.

4. 6. 2. Le ciblage des fibres rapides (type IIb).

Il s'effectue pour la recherche du travail en force. Possédant un métabolisme anaérobie lactique, ces fibres vont être travaillées avec une fréquence de téτανisation d'au moins 50 Hz. La durée du train d'impulsions sera supérieure à 10 secondes pour une participation du métabolisme anaérobie lactique. En conséquence le temps de repos sera grand pour permettre l'évacuation des déchets : repos = 5 x temps de travail et la durée de la séance relativement courte : 30 minutes. De plus l'intensité sera poussée à son maximum sans douleur.

(43). Nous noterons tout de même que certains proposent une durée du train d'impulsions supérieure à 4 secondes avec 20 secondes de repos pour le travail en force et 3 secondes de travail pour 30 sec de repos (à 105 Hz) pour travailler la force explosive (32).

4. 7. Discussion sur l'intensité minimale pour un renforcement musculaire.

Une étude (35) distingue le C.E.E. et la F.M.I.V. Le C.E.E. est le couple évoqué électriquement ou couple développé par la force électrique. La F.M.I.V. est la force maximale volontaire isométrique du sujet.

Ils constatent que le rapport C.E.E / F.M.I.V. varie énormément selon les sujets mais concluent sur le fait que si au bout de 2 semaines à raison de 3 séances par semaine, le rapport C.E.E. / F.M.I.V. n'est pas supérieur à 30%, alors les sujets ont 95% de chances de n'avoir pas de gain en force significatif lors du post-test.

En conclusion, si au bout de 2 semaines, le rapport est toujours inférieur à 30%, il conviendra d'abandonner cette méthode au profit d'un travail de renforcement musculaire volontaire conventionnel (cf. chapitre 6).

4. 8. Résumé.

L'électrostimulation va perturber le recrutement physiologique en stimulant les axones superficiels : de manière indifférente quand le champ est largement supra liminaire et apparemment plutôt les fibres de type II lorsque le champ est trop faible pour stimuler les fibres de type I. Avec cela, l'E.S. court-circuite le turn-over ce qui explique la plus grande déplétion glycolytique observée sur les fibres stimulées (43).

Le recrutement des types de fibres par la fréquence du courant n'a toujours pas été prouvé, même s'il est avancé par de nombreux auteurs. Nous pouvons garder à l'esprit, qu'en augmentant la quantité d'énergie délivrée au circuit, le générateur est à même de provoquer une stimulation plus forte en intensité (>50 Hz) voire augmenter la variation de force musculaire dans le temps (temps d'établissement du plateau tétanique), pour les fréquences supérieures. Cette fréquence, conjuguée à d'autres paramètres tels le temps de travail, de repos et de la séance, peut mimer le travail musculaire et ainsi, par un réglage approprié, mettre en jeu plutôt un métabolisme aérobie ou anaérobie pour travailler préférentiellement les fibres I ou

II. Le meilleur exemple est la préparation musculaire concernant la cardiomyoplastie dont les succès sont avancés.

Ajoutons à cela la notion d'intensité minimale pour amener un sujet à développer en moins de deux semaines un rapport C.E.E. / F.M.I.V. supérieur à 30% qui paraît être une condition première des progrès de la force pouvant être réalisés sous E.S.

4. 9. La stimulation d'un muscle sain.

D'après les différentes données évoquées précédemment, il faut choisir un courant dont les paramètres de base ont été définis précédemment en 3.3. puis :

Tableau I : paramètres de stimulation d'un muscle sain.

Type de travail	<u>Endurance</u>	<u>Force</u>
Fréquence	10 à 20 Hz	50 à 120 Hz
Temps de travail	< 8 secondes	> 10 secondes
Temps de repos	0,5 à 1 fois le temps de travail	5 fois le temps de travail
Durée de la séance	> 45 minutes	De 20 à 30 minutes
Périodisation	Quotidien ou biquotidien	Tous les deux jours
Efficacité		C.E.E / F.M.I.V. > 30 % au bout de deux semaines.

5. ELECTROSTIMULATION ET AMYOTROPHIE

L'électrostimulation va s'intéresser aux amyotrophies secondaires c'est à dire ayant une cause extérieure au muscle lui-même. Nous n'aborderons pas ici les amyotrophies neurogènes.

5. 1. Physiopathologie.

L'atrophie du muscle s'installe dès les premiers jours d'immobilisation en touchant principalement les fibres I, ce qui entraîne une perte de l'activité oxydative. La perte de force atteint 3 à 6% par jour pendant la première semaine (25, 27) jusqu'à 20-30% après 4 semaines d'immobilisation. Elle touche électivement les membres inférieurs et les muscles antigravifiques. Son mécanisme reste encore mal connu mais les hypothèses, d'après les mêmes auteurs, sont une inhibition des motoneurones alpha par activation des récepteurs nociceptifs ou une position d'immobilisation créant une baisse de tension musculaire.

L'immobilisation d'un membre (9) en raison d'une lésion, s'accompagne d'une diminution des afférences médullaires sensibles entraînant une baisse de l'activité basale musculaire alpha motrice. Ce maintien du tonus postural faisant défaut, il en résulte progressivement une atrophie des fibres I. Rappelons que la fréquence de cette activité alpha motrice est de 8,4 Hz, ce qui implique l'utilisation d'E.S. de basse fréquence pour palier à la déficience momentanée. Les fibres II sont aussi concernées (28, 37), c'est la raison pour laquelle nous allons nous intéresser à des protocoles ciblant ces deux types de fibres car de nombreuses études n'ont utilisé que des contractions tétaniques (22), laissant de côté le travail spécifique de l'endurance musculaire.

5. 2. Protocoles.

Les diverses études obtiennent des résultats significatifs grâce à un protocole sensiblement voisin de celui que nous évoquons en 5.3. Leurs applications, variables, ont concerné la rééducation de genoux opérés après arthroscopie, ligamentoplastie, ostéotomie tibiale et fémorale et chondropathie rotulienne ainsi que la rééducation des suites d'un alitement prolongé.

Seule une étude utilisant un protocole d'E.S. court (48) de 20 minutes à 40 Hz : travail = 7 s et repos = 7 s, sur un quadriceps a pu valider son protocole de lutte contre l'amyotrophie.

5. 3. Conclusion.

Si les protocoles varient beaucoup concernant l'amyotrophie, c'est que la méthode optimale, si elle existe, n'a pas été découverte. Néanmoins, ces quelques études nous amènent à penser que pour traiter un muscle amyotrophié, en complément de la rééducation classique, il faut les éléments suivants :

- un courant défini comme en 3.3.
- une durée de la séance longue : entre 1 et 2h30.
- des séances quotidiennes ou biquotidiennes.
- un travail continu du muscle en endurance avec une fréquence inférieure à 10 Hz pendant 1 à 1h30.
- un travail en tétanisation maximale du muscle (>50 Hz) de 15 à 50s de travail (avec un souci de progression au fil des semaines), un temps de repos 5 à 7 fois plus long, le tout pendant une durée de 30 min.
- une récupération musculaire de 30 min en continu avec une fréquence inférieure à 10 Hz.
- choisir une wobulation car les séances sont longues et le muscle susceptible de s'adapter.

6. ELECTROSTIMULATION ET SPORT

6. 1. *Electrostimulation ou contractions volontaires ?*

6. 1. 1. Limites des études.

Nous l'avons déjà vu, les modes de recrutement par E.S. diffèrent énormément du recrutement physiologique. Dans une étude, il est donc extrêmement difficile de choisir les protocoles permettant de comparer ces deux modes. En effet, les travaux ne prennent généralement en compte que la notion de force maximale induite (F.M.I.) ou de couple maximal évoqué électriquement (C.M.E.E.) pour les mettre en rapport avec la force maximale volontaire (F.M.V.) ou le couple maximal volontaire (C.M.V.).

6. 1. 2. Comparaison.

Les études suivantes (tableau II p.20) comparent des entraînements isométriques par contractions volontaires (C.V.) aux entraînements isométriques par E.S. Une petite majorité ne décelez pas de différence significative entre ces deux types d'entraînement. Nous notons tout de même que dans la majorité des cas les entraînements par C.V. engendrent de meilleurs résultats. Toutefois si les protocoles d'E.S et C.V. sont identiques, l'intensité des efforts fournis (à l'exception de Nobbs et Rhodes, 1986) ne l'est pas.

Un travail a donc été réalisé (34) et (36) afin de comparer C.V. et E.S. par des protocoles ne différant que d'une variable (C.V / E.S.) avec bien sûr des forces engendrées identiques. Le niveau mesuré en E.S. est reproduit en C.V. La comparaison des résultats obtenus montre que d'un point de vue statistique, les deux entraînements sont identiques quant aux progrès réalisés en force (71% en E.S. pour 67% en C.V.). Il existe cependant un niveau de force minimum à obtenir pour amener une augmentation de la performance. Ce niveau paraît se situer à 30% de la F.M.I.V. (36) voire 60% (9) lorsque le muscle est déjà très entraîné.

Elles concluent donc sur une extrême similitude des entraînements C.V. et E.S. mais nous devons garder à l'esprit que le travail isométrique implique une adaptation du muscle à sa longueur de travail ce qui explique que nous retrouvions des gains de force de plus en plus

faibles à mesure que nous nous éloignons de l'angulation imposée par le protocole. Ceci représente, dans l'état actuel des pratiques, un avantage indéniable en faveur des C.V. car elles sont susceptibles de travailler des muscles dans toutes leurs courses et obtenir ainsi des gains plus faciles à inscrire dans le cadre d'une pratique sportive.

Tableau II : étude comparative des entraînements effectués sous E.S. ou par C.V.

AUTEURS	ENTRAÎNEMENTS					GAIN	
	PROGRAMME			INTENSITÉ		(% FMV)	
	contraction		nbre de séances	(% FMV)			
	durée	ab/séances					
ES	ou	CV	ES	CV	ES	CV	
Carrier et Mann (1983)	15 s	10	15	> 60	> 110	16	30 NS
Davies et al (1985)	10 s	40	80	?	100	0	33
Duchateau et Wainaut (1988)	1 s	200	357	60-85 (% CEE)	60-85 (% FMV)	13	21 NS
Halbach et D. Straus (1980)	10 s	10	15	?	?	22	42 S (p ?)
Kubiak et al (1987)	15 s	10	15	75	100	33	43 S (p > 0,05)
Laughman et al (1983)	15 s	10	25	33	78	22	18 NS
Waz Mäken et al (1983)	10 s	10	12	< 80	100	22	25 NS
Mohr et al (1985)	10 s	10	15	?	100	1	15 S (p > 0,05)
Nohe et Rhodes (1986)	ES: 10 s CV: ?	ES: 10 s CV: 18	ES: 18 CV: 18	100	100	11	17 29 26 NS
Protas et al (1984)	10 s	10	15	35	35	0?	0? NS

6. 2. Quelques exemples de l'influence sur la performance sportive (9, 54).

Des protocoles de musculation qui ont été réalisés dans des domaines divers tels le judo, le culturisme, les sauteurs en hauteur, les sprinters, les nageurs et les rameurs ont tous obtenu des résultats significatifs tant sur les plans de l'augmentation de la force que de l'amélioration de la performance sportive.

6. 3. Nécessité d'une adaptation au sport considéré.

En bicross, Cometti (9) compare la stimulation électrique classique à la stimulation avec la position spécifique du cycliste (sur vélo). Cette dernière technique est la seule à obtenir des progrès significatifs avec un gain de 0.72s sur un 20m départ arrêté avec $p < 0.05$.

Cela implique une recherche de la part du thérapeute de la meilleure position à donner pour un meilleur recrutement musculaire dans le cadre sportif.

6. 4. Le travail de musculation en force.

Il nous paraît indiqué lorsque nous nous adressons à un sportif, d'utiliser les éléments suivants :

- un échauffement spécifique par électrostimulation puis le protocole de musculation :
- un courant défini comme en 3.3.
- fréquence > 50 Hz voire même 100-120 Hz.
- une durée de 10 à 15 min pour chaque groupe musculaire considéré.
- un temps de travail d'au moins 10 s couplé à un repos 5 fois plus grand.
- une intensité maximale pour le sujet dans le but d'atteindre au moins 30 à 60% de la F.M.I.V. en 2 semaines, avec une possibilité de l'ajuster au cours de la séance.
- 3 séances par semaine pendant 2 mois par exemple avec réévaluation tous les 15 jours.
- prévoir une durée d'au moins 6 semaines afin que le sportif puisse transférer ses gains dans son geste sportif et, afin de diminuer ce délai :
- s'adapter au mieux aux exigences du sport considéré par une installation adéquate du sujet.

6. 5. Le travail en endurance.

Ce qui suit est forcément empirique car aucune étude référencée dans ce travail écrit n'étudie le travail en endurance mais nous pouvons considérer de manière globale qu'il faut :

- un courant défini comme en 3.3.
- une fréquence aux alentours de 20 Hz.

- un temps de travail de moins de 8 secondes.
- un temps de repos de 4 à 8 secondes.
- une durée de plusieurs heures par jours avec des séances quotidiennes.

Soulignons l'avantage dans ce cas précis d'une éventuelle stimulation nocturne dont l'intérêt peut être primordial en endurance.

6. 6. La récupération musculaire.

L'électrostimulation intéresse la récupération élective d'un groupe musculaire à la différence de la récupération conventionnelle qui, selon l'activité choisie est toujours globale. Ainsi, elle ne pourrait s'en séparer totalement mais constituerait un adjuvant idéal pour les groupes musculaires principaux. L'action qui nous intéresse alors est une activité de drainage musculaire. Une étude (55) montre qu'une fréquence de 3 à 7 Hz provoque une augmentation de 181 à 271% du débit artériel fémoral de base. Une autre (47), s'appuyant sur des techniques de tomographie d'émission positronique, réussit à montrer que le débit sanguin du quadriceps obtenu par électrostimulation (500 Hz, 250 μ s) est proche du débit moyen mesuré lors d'un effort volontaire sur cycloergomètre à 150 Watts (donc une intensité soutenue d'exercice).

En tenant compte du phénomène de turn-over, court-circuité en E.S., les normes pour la récupération, empiriques encore une fois pourraient être :

- un courant défini comme en 3.3.
- une fréquence comprise entre 3 et 7 Hz en continu ou bien une fréquence de 10 Hz avec un temps de travail de 3 s pour un repos de 6 s (21).
- une durée plus courte que la récupération normale de 10 à 15 min.

6. 7. Perspectives futures.

La lecture des différents articles nous permet d'entrevoir deux orientations fondamentales de l'électrostimulation :

- l'électrostimulation avec des techniques de renforcement musculaire dynamiques.
- l'électrostimulation comme aide au sujet sportif en vu de dépasser sa F.M.I.V.

Ces deux orientations demandent le même support technologique : un appareil de travail isocinétique ainsi qu'une superposition à la C.V. Deux études (54) et (9) en font état. La première analyse les effets d'un renforcement musculaire par contractions isocinétiques auxquelles nous superposons la stimulation électrique. Cette idée vient de l'observation de la différence de modalité de recrutement physiologique et électro-induit. De là naît une notion de complémentarité entre un travail naturel (C.V.) et artificiel (E.S.). Les post tests font apparaître une augmentation significative du pic de couple : 22.5% en concentrique, 20% en isométrique et 19.3% en excentrique.

L'intérêt de ce programme exigeant d'un point de vue matériel et physique est de pouvoir être appliqué à une population jeune, sportive comme non sportive avec comme résultat un renforcement musculaire sur toute l'amplitude et dans tous les modes de contraction.

La seconde orientation (9) reste une des grandes questions de l'électrothérapie : est-il possible de dépasser ou non la F.M.V. avec comme aide l'électrostimulation ?

Une expérience a été réalisée avec superposition de l'E.S. et de l'isocinétisme ayant pour objectif d'étudier les différences entre isocinétisme seul ou couplé à l'E.S. et ceci à différentes vitesses angulaires.

Une amélioration significative de la force est notée pour des vitesses rapides (+11% à 180°/s et +22% à 360°/s), en concentrique comme en excentrique. L'intérêt de la méthode paraît encore plus évident car les mouvements sportifs se réalisent à de grandes vitesses et parfois même largement supérieures à 360°/s (sprint, tennis...).

En conclusion : l'E.S., surimposée au travail isocinétique, paraît être une méthode de choix concernant le renforcement musculaire des sportifs et non sportifs jeunes. Des études comparant cette méthode de musculation aux méthodes traditionnelles ainsi que l'application de cette méthode à vitesse rapide pour les sportifs auront donc un intérêt tout particulier pour le M.K. dans les années à venir.

7. CONCLUSION

Les indications des courants excito-moteurs tels que nous les avons présentés regroupent le traitement du muscle sain, pathologique ou entraîné, sans atteinte nerveuse périphérique ni lésion structurale.

Cela fait donc de l'électrothérapie à visée excito-motrice, si elle est maîtrisée, un adjuvant de taille dans la pratique quotidienne du masseur kinésithérapeute. Enfin, il faut garder à l'esprit qu'elle ne constitue qu'une technique parmi tant d'autres et que c'est l'association de techniques à la fois indiquées et maîtrisées qui fait la qualité des soins du thérapeute.

Enfin, nous pouvons évoquer le stimulateur idéal d'après les quelques éléments dégagés dans ce travail. Il est nécessaire de le concevoir dans le but d'offrir le maximum de souplesse au thérapeute pour que ce dernier puisse adapter au mieux ses techniques au patient.

Outre les normes obligatoires d'isolation garantissant la sécurité du patient, l'accent doit être porté sur la plage de réglages la plus étendue et la plus précise possible. Dans l'état actuel de nos connaissances, le stimulateur devrait délivrer un courant présentant :

- un front raide.
- une impulsion bidirectionnelle à moyenne nulle et asymétrique, c'est-à-dire comprenant un pic et un plateau d'impulsion de signes opposés. L'asymétrie doit être telle que la largeur du pic reste toujours inférieure à la largeur d'impulsion minimale déclenchant une stimulation, à savoir inférieure à 100 μ s. Le plateau gardera toujours une valeur supérieure, ce qui aura pour conséquence une stimulation polaire prédominante.
- une largeur d'impulsion réglable de 100 à 600 μ s afin de couvrir l'éventail des chronaxies musculaires.
- une fréquence allant de 1 à 120 Hz au minimum.

- un réglage du temps de travail de 1 à 50 s. Un réglage du temps de repos allant de 0 s à 4 min, donc offrant la possibilité d'un travail continu.
- une modulation de fréquence avec des bornes s'étalant de 1 à 120 Hz.

Ajoutons à cela quelques caractéristiques qui peuvent passer pour indispensables :

- un arrêt d'urgence pour le patient,
- un appareil portable et peu encombrant, rechargeable par un jeu de deux batteries amovibles ce qui ne nécessite pas d'immobilisation de l'appareil,
- un écran à cristaux liquides permettant une visualisation du protocole désiré,
- la présence de 2 ou 4 voies indépendantes sur toutes les fonctions réglables pour traiter des muscles différents sur le même patient.

BIBLIOGRAPHIE

1. **ADAMS GR., HARRIS RT., WOODARD D., DUDLEY GA.** - Mapping of electrical stimulation using. – Appl Physiol – 1993 , 74, 532-7.
2. **BOUISSET H., MATON B.** - EMG élémentaire et mécanismes de gradation de la contraction. – Muscles, posture et mouvements. – Hermann Paris 1995, pp.207-77.
3. **BURKE RE., EDGERTON VR.** – Motor unit properties and sélective involment in movement. – Exerc Sport Sci 1975, 3, 31-8.
4. **CARPENTIER A., CACHQUES J-C., GRANDJEAN P.** - Cardiomyoplasty.-Futura publishing inc.-Mount Kisco. - NY,1991.
5. **CHANTRAINE A., GOBELET C., ZILTENER JL.** – Electrologie et applications. – E.M.C. (Elsevier, Paris), - Kinésithérapie – Médecine physique – Réadaptation, 26-145-A-10, 1998, 22 p.
6. **CHATRENET Y., GERARD S., XAMBEU V.** – Electrostimulation du quadriceps. – Kin Scientifique, 336, Juillet 1994, pp. 6-11.
7. **COHEN A., VANDERTOMMEN M ., CRIELAARD J-M.** - Intérêt de l'électrostimulation de basse fréquence dans le cadre d'un alitement prolongé. - Electrostimulation des nerfs et des muscles sous la direction de J. PELISSIER et CF. ROQUES.-éd. Masson, 1992, p. 62-66.

8. **COMETTI G.** - L'électrostimulation dans l'entraînement des sportifs. - Sport méd 18, 1990, p. 16-26.
9. **COMETTI G.** - Intérêt de l'électrostimulation dans l'entraînement des sportifs de haut niveau. - Electrostimulation des nerfs et des muscles. - éd. Masson, 1992, p. 192-200.
10. **CREPON F.** – Electrostimulation : retour aux sources. – Kin scientifique, 1994, 337, 15-8.
11. **CREPON F.** - Abrégé d'électrothérapie pratique. - ETM constructeur. - Paris, 1995.
12. **CREPON F.** - Electrothérapie et rééducation fonctionnelle. - éd. Frison-Roche, Paris, 1994.
13. **DE BISCHOPP G., CORLOBE P., DUMOULIN J., BERTHELIN F.** - Musculation paravertébrale par stimulation électrique. - Annales de kinésithérapie, 1994, t. 21,5, p. 245-250.
14. **DELALANDE B.** - La réalité virtuelle des courbes d'excitabilité musculaire, ou intensité-temps, - Ann. Kin, t. 23, 7, p. 348-352.
15. **DELEGAY J-M.** - Electrologie. – E.M.C. (Paris-France), kinésithérapie, 26145 A10, 4-1989, 24p.
16. **DENIS C., LACOUR J-R.** – Muscle normal. E.M.C. (Elsevier-Paris), Appareil locomoteur, 14-006-A10, 1998, 10 p.
17. **DUMOULIN G., DE BISSCHOP G.** - Electrothérapie. - Librairie Maloine S.A., Paris, 1966. 578 p.
18. Exposé sur l'électrocontraction des muscles sains ou pathologiques.
19. **FEIEREISEN P., DUCHATEAU P.** – Motor recruitment order during voluntary and electrically induced contractions in the tibialis anterior. – Exp Brain Res, 1997, 114, 177-23.
20. **GARNETT R., STEPHENS JA.** – Changes in the recruitment threshold of motor units produced by cutaneous stimulation in man. - J. Physiol, 1981, 311, 463-73.

21. **GLAUDEL J-C.** – L'électrothérapie peut-elle influencer la récupération musculaire ? – Mémoire de 3^{ème} année de kinésithérapie, 25 p., 1996.
22. **GOBELET C.** - Electrostimulation et immobilité. - Electrostimulation et atrophie d'immobilisation, - Electrostimulation des nerfs et des muscles.-éd. Masson,1992, p. 59-62.
23. **GOBELET C., BRODARD R.** - Electrostimulation : principes de base. - Electrostimulation des nerfs et des muscles.-éd. Masson,1992, p.17-20.
24. **GOBELET C.** – Quelques exemples d'utilisation de la stimulation électrique dans la reprogrammation neuromusculaire du sportif blessé. - Electrostimulation des nerfs et des muscles.-éd. Masson,1992, p.200-203.
25. **GREMION G., CHANTRAINE A.** - Electrostimulation : prévention et traitement de l'amyotrophie. – Journal de traumatologie du sport, 1995, 12, p. 44-47.
26. **GREMION G., FOURTICQ G. LACRAZ A., MEUNIER C., CHANTRAINE A.**- Traitement des amyotrophies par électrostimulation. – Ann. Kin.,1992, 29, 2, p. 62-65.
27. **GREMION G., FISCHER A., SLOSMAN D., CHANTRAINE A.** - Electrostimulation et genoux opérés : indications et résultats. - Electrostimulation des nerfs et des muscles.-éd. Masson,1992, p. 145-149.
28. **JOLY B.** – Données récentes en matière d'excitation musculaire. – Ann. kin., 1989, 16, 6, p. 253-260.
29. **KNAFLITZ M., MERLETTI R., DELUCA CJ.** – Inférence of motor unit recruitment order in voluntary and électrically elicited contractions. – J. Physiol, 1990, 68, 1657-67.
30. **Les bases physiologiques de l'électrothérapie.** – Kinétude 2, premier trimestre 1998.
31. **MASSION J.** – Fonctions Motrices. – E.M.C. (Elsevier, Paris) – Kinésithérapie – Médecine physique. – Réadaptation, 26-012-A-10, 1998, 24 p.
- 32 **Médicompex** : sport training. – Copyright Médicompex S.A., 1994, 2.9.1.-2.9.9.

33. **MERCIER J.** Bases électriques et biochimiques du fonctionnement du nerf et du muscle.
- Electrostimulation des nerfs et des muscles. - éd. Masson, 1992, p. 1-16.
34. **MILLER C., THEPAUT-MATHIEU C.** – Entraînement sous électrostimulation ou par contractions volontaires. – Kin. Scientifique, 308, janvier 1992.
35. **MILLER C., THEPAUT-MATHIEU C.,** - Facteurs conditionnant l'efficacité de l'entraînement par électrostimulation. - Cinésiologie, 1990, 29, p. 147-155.
36. **MILLER C., THEPAUT-MATHIEU C.,** - Comparaison entre entraînement par contractions volontaires et entraînement par contractions électro-induites chez le sportif. - Electrostimulation des nerfs et des muscles. - éd. Masson, 1992, p. 184-191.
37. **POUGEON M., THEPAUT-MATHIEU C.,** - L'électrostimulation : variations de la réponse musculaire selon différents types de courants. – Kin. Scientifique., 308, janvier 1992, p. 6-13.
38. **NEIGER H., DESLANDES H., GOSSELIN P.** – Renforcement neuromusculaire – Editions techniques – E.M.C. (Paris, France), Kinésithérapie – rééducation fonctionnelle, 26-055-A-10, 1993, 20 p.
39. **POUGET J.** – Electrostimulation neuromusculaire : bases expérimentales. - Electrostimulation des nerfs et des muscles.-éd. Masson, 1992, p. 20-24.
40. **POUMARAT G.** – Les électrostimulateurs. – Cah. Kin., 1993, 164, 6, p. 3-13.
41. **POUMARAT G., SQUIRE P.** – Etude des paramètres optima de stimulation par électrodes des muscles chez le sportif. - Electrostimulation des nerfs et des muscles. - éd. Masson, 1992, p. 179-183.
42. **RABISCHONG E.** – Biomécanique et neurophysiologie de l'activateur musculaire sous stimulation électrique. – Université de Bourgogne. – Faculté de médecine, 1996.

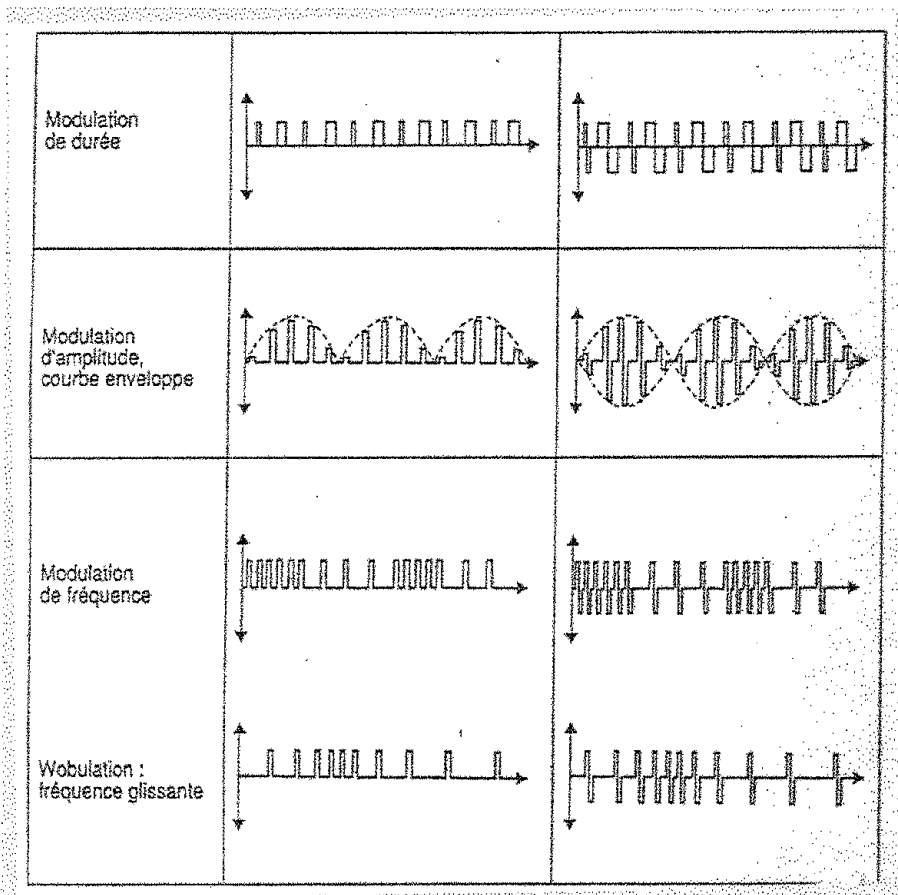
43. **ROQUES C-F.** – Pratique de l'électrothérapie. – Springer-Verlag. – France, Paris, 1997, 278p.
44. **ROQUES C-F., MARQUE P., CHATAIN M., LEVOURCH P., CONDOURET J., ROUDIL J.** – Evaluation de l'efficacité de l'électrostimulation musculaire. - Electrostimulation des nerfs et des muscles. - éd. Masson, 1992, p. 37-41.
45. **SOLOMONOV M.** – External control of the neuromuscular system. – I.E.E.E. Transac Biomed Eng, 1984, 12, 752-63.
46. **THEPAUT-MATHIEU C., POUGEON M.** – Electrostimulation appliquée de manière prolongée. - Kin. Scientifique, 308, janvier 1992, p. 15-20.
47. **THEPAUT-MATHIEU C.** – Electrostimulation et recrutement différentiel des unités motrices. – Ann. kin. 1998, 25, 3, p. 115-118.
48. **VANDERTOMMEN M., CONSTANT T., CRIELAARD J-M.** – La rééducation du quadriceps. - Kin. Scientifique, 308, janvier 1992.
49. **VANDERTOMMEN M., DEPRESSEUX JC., BAUVIR P., DEGUELDRE C., CRIELAARD J-M.** – Evaluation du débit sanguin et de la consommation d'oxygène musculaire lors de contractions volontaires et évoquées électriquement. – Actualités en rééducation fonctionnelle et réadaptation. – Masson, Paris, Milan, Barcelone, 1994, pp.27-32.
50. **VANDERTOMMEN M., KELLETER B., CRIELAARD J-M.** – Les courants excitomoteurs de basse fréquence : détermination des fréquences optimales de téτανisation. – Ann. kin, 1991, 28, 10, p. 481-482.
51. **VANDERTOMMEN M., KELLETER B., CRIELAARD J-M.** – Détermination de la fréquence de stimulation produisant la contraction téτανique maximale du quadriceps fémoral. - Electrostimulation des nerfs et des muscles. - éd. Masson, 1992, p. 33-37.

52. **VANDERTOMMEN M., COHNEN A., CRIELAARD J-M.** – Intérêt de l'électrostimulation dans le cadre d'un alitement prolongé. - Electrostimulation des nerfs et des muscles. - éd. Masson, 1992, p. 62-65.
53. **VANDERTOMMEN M., KELLETER B., CRIELAARD J-M.** – Les courants excitomoteurs de basse fréquence : détermination des durées d'impulsions optimales de stimulation. – Ann. kin., 1991, 28, 10, p. 483-484.
54. **VAN GHELUWE C., DUCHATEAU J.** – Effets de la superposition de l'électrostimulation à l'activité volontaire au cours d'un renforcement musculaire en mode isocinétique. – Ann. kin., 1998, 24, 6, p. 267-274.
55. **ZICOT M., RIGAUX P.** – Influence de la fréquence de stimulation neuromusculaire électrique de la jambe sur le débit artériel fémoral. – Journal des Maladies Vasculaires, Paris, Masson, 1995, 20, 9-13.

ANNEXES

ANNEXE I

Tableau III : les différents types de modulation.



ANNEXE II

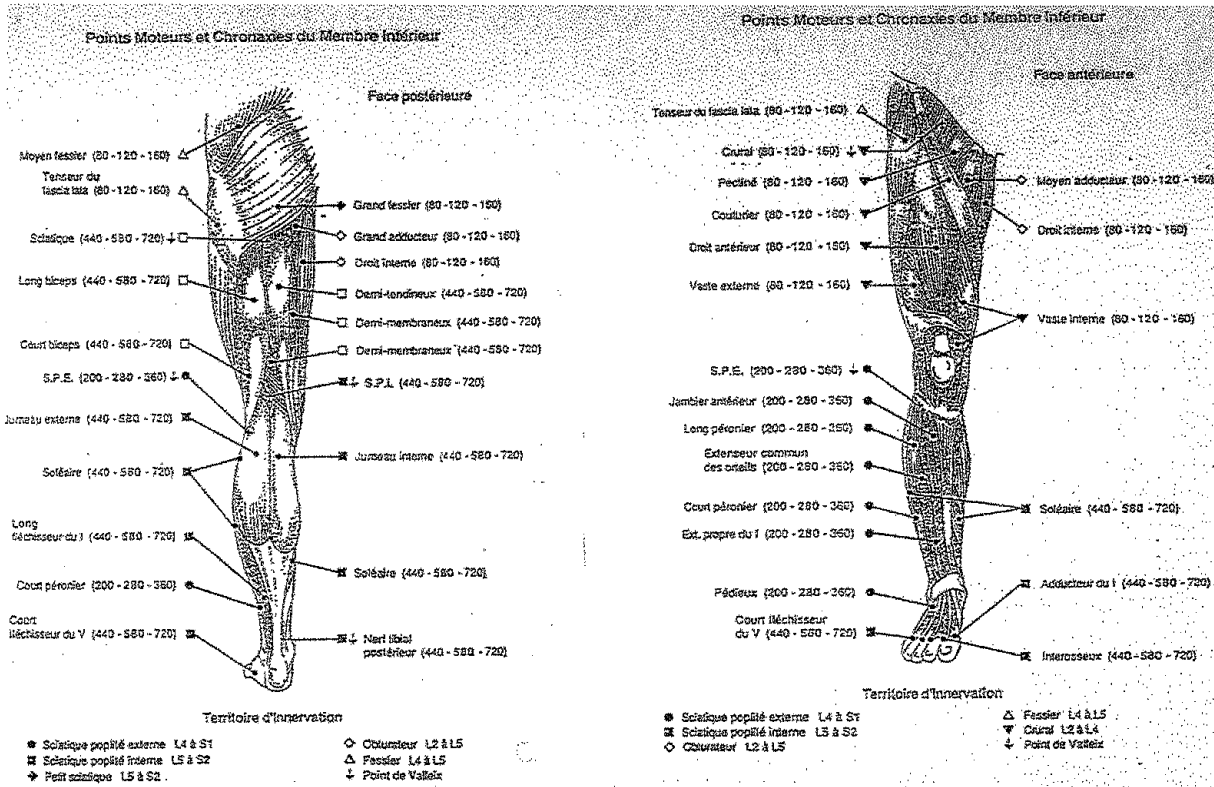


Fig. 9 : chronaxies et points moteurs.

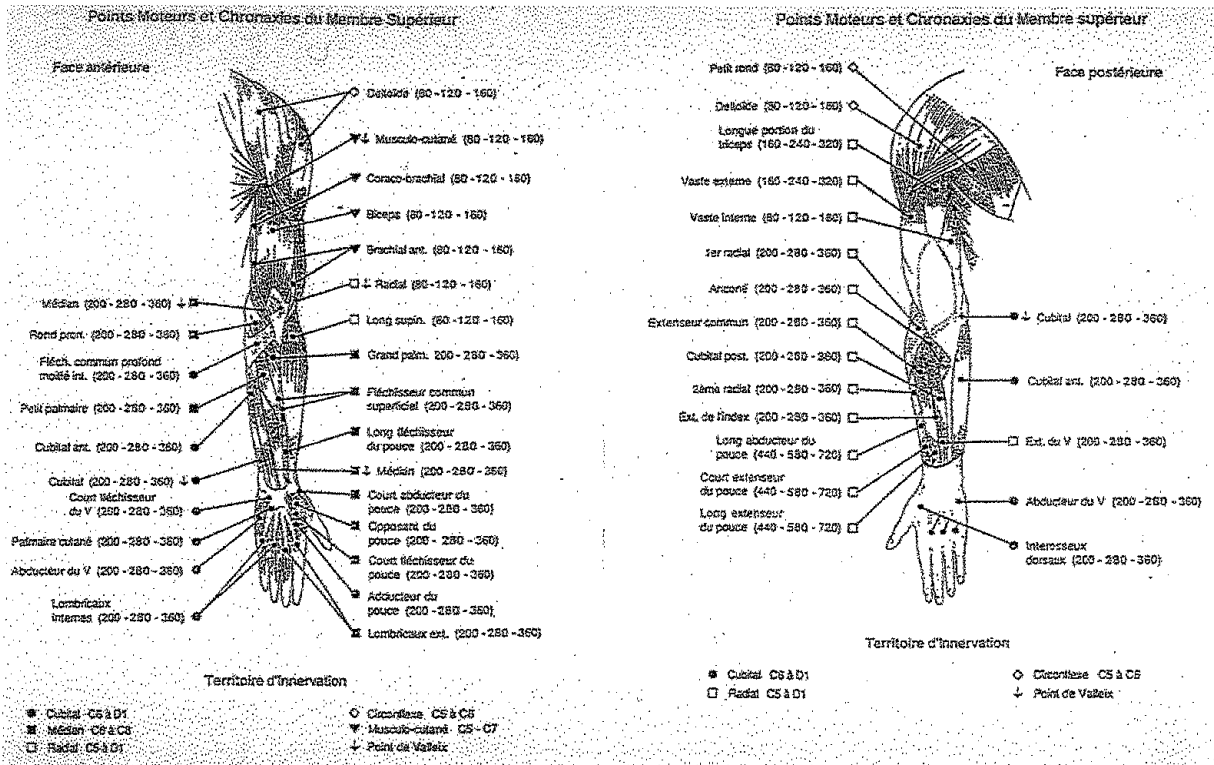


Fig. 10 : chronaxies et points moteurs (suite).

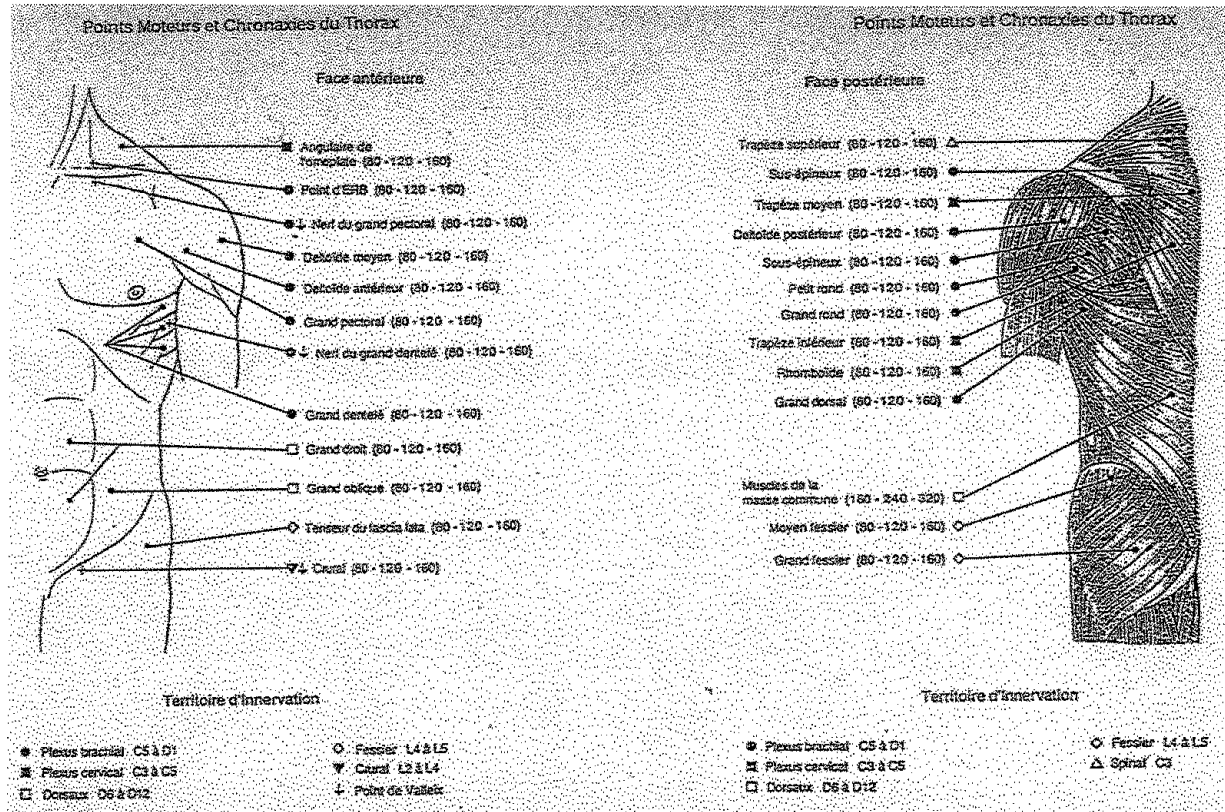


Fig. 11 : chronaxies et points moteurs (fin).