

ÉLECTROSTIMULATION & ÉLECTROSTIMULATEURS

Copyright © 1999-2002 Sébastien MAITRE. Tous droits réservés.
<http://www.preparation-physique.net>

INTRODUCTION

Malgré l'intérêt considérable porté à l'électrostimulation à travers de nombreux et divers travaux fondamentaux et d'application, les conclusions apparaissent très disparates. Cette grande dispersion des résultats peut être considérée comme le reflet de l'extrême variété des conditions expérimentales mises en place. De ce fait, l'électromyostimulation reste encore problématique dans son application car les modalités optimales d'application de cette technique (choix des intensités, fréquences et durées des impulsions électriques, temps de travail et de repos) sont encore mal maîtrisées, et semblent relever bien souvent de l'empirisme.

Ainsi l'application de l'électrostimulation musculaire (ES) à des fins thérapeutiques ou d'entraînement suppose que le praticien puisse disposer d'un matériel suffisamment ouvert pour permettre un réel choix dans la forme de l'ES employée. Les types de générateurs de courant leurs fonctionnalités et les types de courants délivrés doivent être connus, le praticien doit aussi avoir en mémoire les structures et les fonctions des tissus qu'il va solliciter ainsi que leurs réponses élémentaires à une stimulation. Les applications de la neurostimulation électrique sont nombreuses : ES à visée antalgique, ES excitomotrice. Nous aborderons ici essentiellement les connaissances liées à la stimulation excitomotrice du muscle sain.

BASES ANATOMO-PHYSIOLOGIQUES

Les cellules musculaires et nerveuses sont uniques car elles possèdent une membrane capable d'initier et de propager des potentiels d'action. Elles ont en outre la possibilité d'être sélectivement perméables à certains ions et molécules.

Au repos ces membranes sont :

- facilement perméables aux ions potassium (K^+)
- relativement imperméables aux ions sodium (Na^+)
- imperméables aux grosses protéines négatives (anions)

Une autre propriété de ces membranes est, au repos, de pouvoir transporter activement le sodium et le potassium de part et d'autre en utilisant l'énergie de la cellule (ATP). Cette pompe à Sodium-Potassium permet de

- faire sortir les ions Sodium (Na^+)
- faire rentrer les ions Potassium (K^+).

En conséquence la distribution des charges de part et d'autre de la membrane n'est pas identique: différence de potentiel entre le milieu intra cellulaire et le milieu extracellulaire

- excès de charges positives à l'extérieur (Na^+)
- excès de charges négatives à l'intérieur (Anions-)

Le potentiel de repos est de l'ordre de

- 90 mV pour les cellules musculaires
- 75 mV pour les cellules nerveuses

Tant que la membrane est intacte et qu'il existe de l'ATP pour permettre le fonctionnement de la pompe le potentiel de repos est maintenu constant.

En réponse à un stimulus chimique ou électrique la perméabilité membranaire au sodium et au potassium augmente. Comme à la fois les gradients de concentration et électriques du sodium sont dirigés vers l'intérieur, les ions sodium se déplacent vers l'intérieur de la cellule et le potentiel transmembranaire s'approche de zéro. Ce phénomène est appelé dépolarisation.

La dépolarisation de la membrane est tout d'abord progressive au fur et à mesure que le sodium pénètre dans la cellule. Quand le potentiel transmembranaire atteint un voltage critique (un seuil), la perméabilité au sodium augmente brusquement. La dépolarisation est alors brutale .

Les forces électriques et chimiques agissant sur le potassium intracellulaire tendent à l'expulser vers l'extérieur, le potentiel transmembranaire est progressivement rétabli. Ce phénomène est appelé repolarisation.

Ces changements en réponses à un stimulus électrique ou chimiques constituent ce qui est appelé le potentiel d'action.

Si le stimulus est d'excitation est suffisamment important pour dépolariser la membrane jusqu'au seuil de déclenchement, le voltage transmembranaire est modifié, mais à chaque fois de manière constante. Le potentiel d'action répond donc à la loi du tout ou rien.

La fréquence maximale de génération de potentiels d'action sur une fibre est déterminée par la durée des périodes réfractaires absolues et relatives. Elle ne peut excéder 1000 Hz.

Les nerfs périphériques sont composés des axones des cellules nerveuses dont les corps se trouvent dans ou au contact de la moelle épinière ou du SNC.

La majeure partie des nerfs périphériques contiennent des axones provenant de motoneurones, de neurones sensitifs et du système végétatif.

Ces nerfs sont donc considérés comme mélangés. Une stimulation électrique sollicitera donc à la fois des fibres nerveuses efférentes et afférentes.

La composante principale des muscles squelettiques est la fibre. Elles sont allongées, cylindriques d'un diamètre compris entre 50 et 2000. Elles sont classées suivant leurs caractéristiques (I, IIa, IIb...). Du point de vue fonctionnel, la contraction musculaire n'est pas produite par la contraction d'une fibre isolée. Un motoneurone innerve plusieurs fibres qui ont le même type histochimique, constituant une unité motrice. En général les fibres innervées par un motoneurone sont généralement dispersées sur une grande partie de la section transversale du muscle.

Le nombre de motoneurones et donc le nombre d'unités motrices activées est le premier déterminant de la production de force.(recrutement spatial).

Il semble exister un ordre de recrutement préférentiel.

Le SNC commande de commencer la contraction à partir de l'activation des plus petits motoneurones(plus forte résistance interne). S'il est nécessaire d'augmenter la force progressivement de plus gros motoneurones sont mis en jeu (plus faible résistance interne).

Comme la taille des motoneurones est liée à la taille au type de fibres musculaires innervées le recrutement des unités motrices se fait généralement dans l'ordre suivant:

- Unités de type S (lente)
- Unités de type FR (rapide, résistante)
- Unités de type FF (rapides fatigables)

La seconde façon de réguler la force est le contrôle de la fréquence de décharge des unités motrices.(recrutement temporel).

La fréquence de décharge des unités motrices chez l'homme lors de contractions volontaires n'excède guère 30 à 40 Hz.

Pendant la contraction volontaire, les unités motrices sont recrutées de manière asynchrones. Ceci a pour effet de lisser la tension externe du muscle même si la fréquence de décharge des unités motrices est en dessous du niveau susceptible d'obtenir une fusion téτανique.

La fréquence de décharge des unités motrices lors de la contraction volontaire n'est pas identique pour toutes les UM

PRINCIPE

Lors de la stimulation électrique percutanée d'un muscle normalement innervé, les fibres musculaires ne sont pas recrutées directement, mais par l'intermédiaire des terminaisons nerveuses des nerfs moteurs. L'excitation des fibres nerveuses va alors dépendre de l'intensité et de la durée de la stimulation. A chaque intensité supérieure au seuil d'excitation de la membrane nerveuse, correspond une durée minimale d'application du stimulus électrique en dessous de laquelle aucun potentiel d'action n'est déclenché. L'intensité de la stimulation et sa durée minimale d'application sont liées par une loi hyperbolique ou loi de Weiss (relation intensité-durée), d'équation :

$$I = Rh(Cr/t + 1)$$

Les termes Rh et Cr sont constants et représentent respectivement la rhéobase et la chronaxie. La rhéobase est l'intensité du courant au-dessous de laquelle la stimulation électrique n'est jamais effective, quelle que soit la durée du courant. La chronaxie correspond au temps pendant lequel doit être appliquée une intensité double de la rhéobase pour déclencher un potentiel d'action. t représentant la base de temps.

Cette relation intensité-durée à la même forme pour tous les types de fibres nerveuses (mais aussi musculaires) et la mesure de la chronaxie est généralement utilisée pour caractériser leur excitabilité. La cellule est d'autant plus excitable que la chronaxie est courte, ainsi la chronaxie est de l'ordre de 0.3ms pour les fibres nerveuses myélinisées, 0.5ms pour les fibres nerveuses non myélinisées, et comprises entre 0.25 et 1ms pour les fibres musculaires striées squelettiques (Mercier 1992).

ÉLECTRODES DE SURFACE ET POSITIONNEMENT

En électrostimulation, le choix de la taille des électrodes est dicté par l'objectif de la stimulation et par l'effet recherché, mais doit également tenir compte de la taille des muscles à stimuler (électrodes plus grandes pour le quadriceps que pour les muscles du bras par exemple). Malgré tout, on sait que la taille des électrodes peut améliorer ou diminuer la résistance au passage du courant. Une électrode de grande taille présente une impédance plus faible qu'une électrode ayant une faible surface de contact avec la peau. L'utilisation d'électrodes de petites tailles permet ainsi une stimulation très localisée mais la densité de courant alors importante peut entraîner des sensations désagréables.

Inversement, de grandes électrodes seront plus confortables pour le sujet, mais la dispersion du courant va engendrer une diminution de l'effet moteur et rendra la stimulation moins spécifique, moins intense, et pourra entraîner la contraction de muscles voisins.

En électrostimulation de surface, deux techniques de placement sont généralement utilisées :

- **la technique monopolaire** : utilise une grande électrode dite de dispersion ou indifférente, placée sur une région autre que celle stimulée (généralement en regard du nerf moteur), et une ou deux électrodes plus petites, dites actives ou de stimulation, placées sur le muscle. La densité de courant importante, sous la ou les électrodes de stimulation, permet la génération de l'effet excito-moteur.

- **la technique bipolaire** : deux électrodes, généralement de même taille, sont placées sur le muscle à exciter, une à la partie proximale et une à la partie distale. Dans ce cas, le flux de courant est plus restreint et les deux électrodes peuvent exciter le nerf si un courant biphasique est utilisé.

La distance inter-électrodes influe sur le degré de pénétration du courant dans le muscle. Plus les électrodes sont éloignées, plus la stimulation électrique est profonde.

Généralement pour ces deux techniques, les électrodes situées au niveau du muscle sont positionnées au niveau du ou des points moteurs. En effet, pour une intensité donnée, la contraction obtenue est plus importante si le stimulus est appliqué sur un point moteur. Un point moteur se définit comme étant la projection au niveau de la peau du point d'épanouissement du nerf à l'intérieur du muscle. Des cartographies précises, donnant l'emplacement des points moteurs pour les muscles du corps humain ont été réalisées (figure 1). Les électrodes de surface nécessitent généralement une préparation de la peau afin de diminuer son impédance, et l'utilisation d'un gel de conduction pour permettre un meilleur transfert des charges électriques.

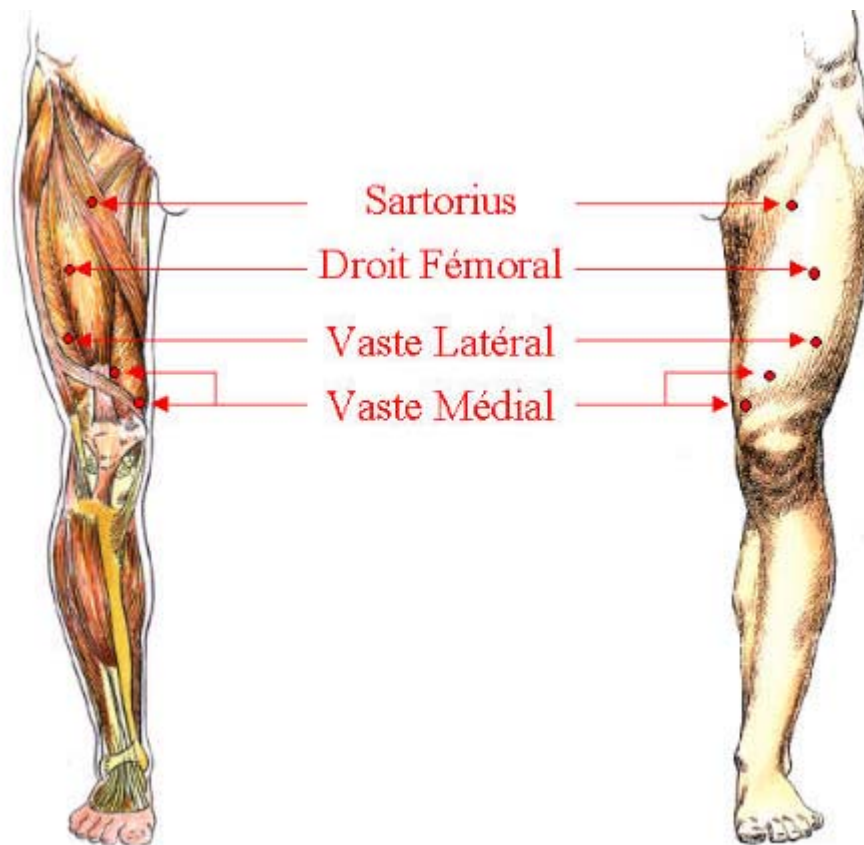


Figure 1: cartographie des points moteurs du muscle quadriceps femoris (Akplogan 2000)

L'ES par application d'électrodes de surface, est considérée comme une technique non invasive. Nous pouvons penser qu'une telle stimulation induit une dépolarisation des nerfs moteurs aussi bien dans le sens centrifuge que dans le sens centripète. De même il apparaît évident que les nerfs sensitifs sont aussi sollicités. Il semble alors extrêmement difficile de prévoir exactement les réactions musculaires en fonction du type de courant adressé. De ce point de vue il s'agit donc de disposer d'un voltage suffisant pour qu'il y ait une quantité de courant suffisante à passer à travers la barrière cutanée qui présente une impédance donnée.

LES ÉLECTROSTIMULATEURS

L'introduction sur le marché de stimulateurs électriques ayant des caractéristiques fonctionnelles souvent différentes d'un fabricant à l'autre pose à l'utilisateur un problème de choix. Le thérapeute, le praticien doit pouvoir appliquer le mode de stimulation qui lui paraît le plus approprié en fonction de l'effet recherché.

Les applications de la neurostimulation électrique sont nombreuses. Elles peuvent concerner le muscle sain du sportif pour lequel il est recherché une amélioration de force maximale, ou sur le muscle totalement ou partiellement dénervé afin de lutter contre l'amyotrophie. Un traumatisme articulaire, un épisode chirurgical, une immobilisation plâtrée sont également des situations courantes pour lesquelles la stimulation électrique des muscles est utile à la préservation de la fonction musculaire ou à la consolidation des territoires lésés. La stimulation électrique peut également être associée à une information de type biofeedback ou plus exactement myofeedback pour l'apprentissage ou le réapprentissage de fonctions musculaires perturbées. L'utilisation de courants appropriés permet dans d'autres cas d'application d'obtenir un effet antalgique. La grande majorité des appareils disponibles sur le marché sont dédiés à une application particulière (courants antalgiques, excitomoteurs). Les applications proposées et par conséquent les types de matériel et de courants utilisés sont loin d'avoir été systématiquement validés par une recherche. Souvent les études et expérimentations entreprises, sont fonction des possibilités offertes par l'appareillage dont l'expérimentateur dispose. Les informations obtenues en électrostimulation (ES) se présentent alors comme un gigantesque puzzle. Il est alors nécessaire de connaître les fonctionnalités des stimulateurs et les types de courant que tout chercheur ou thérapeute peut avoir à disposition.

Deux grands types de générateurs sont à considérer, les stimulateurs à voltage constant d'une part et les stimulateurs à courant constant d'autre part. Pour ces derniers, encore appelés générateurs de courant, toute modification d'impédance s'accompagne d'une variation de voltage de manière à ce que l'intensité délivrée soit

constante, ce qui permet de délivrer un courant relativement stable, alors qu'avec un générateur à voltage constant, compte tenu de l'effet capacitif de la peau, le courant réellement transmis diminue au fil du temps.

La différenciation entre les deux peut se faire à partir de la loi d'Ohm : $U=R.I$

U symbolise la différence de potentiel (ou voltage) et est exprimée en Volt, R en Ohm représente la résistance du circuit et I l'intensité du courant en Ampère.

Les générateurs à courant constant semblent donc les plus appropriés à assurer une efficacité optimale.

Deux remarques s'imposent cependant :

- L'obtention d'un courant constant en présence d'une impédance élevée impose une tension élevée. Pour des raisons de sécurité la tension limite autorisée par l'appareillage ne devrait pas pouvoir excéder 200V

- Corollairement si la tension est limitée à 200V, il n'est pas possible avec une impédance de 5 k Ω par exemple, de dépasser 40mA. Il est donc important de savoir pour un appareil donné quelle intensité maximale peut-être délivrée dans une "fourchette" d'impédance donnée. Par exemple une tension maximale de 80V permettra d'obtenir une intensité de 50mA pour une impédance restant inférieure à 1600 Ω . Kraemer (1987) propose pour sa part une calibration de l'intensité en utilisant une résistance fixe au moins égale à 1k Ω compte tenu des valeurs d'impédance de la peau.

CLASSIFICATION DES GÉNÉRATEURS EN FONCTION DU TYPE DE COURANT DÉLIVRÉ

Les générateurs de courant continu :

Le courant continu, polarisé encore appelé courant galvanique est appliquée au sujet pendant des durées longues (plusieurs secondes). Le courant continu peut aussi être interrompu, c'est-à-dire se présenter comme une suite d'impulsions dont les durées peuvent varier de quelques μ s à 1s. Ce type de courant peut être unidirectionnel, renversé, avec pente d'installation. Les impulsions longues, avec pente d'installation, sont surtout utilisées pour la stimulation des muscles dénervés. Avec ce type de courant se pose le problème de la polarisation sous l'électrode active.

Les générateurs à impulsion :

Ils se caractérisent par le fait que chaque impulsion dure de quelques microsecondes à quelques millisecondes. Les impulsions peuvent être monophasiques (carrée, rectangulaire, triangulaire...) ou biphasiques (carrée, sinus) dans ce cas elles peuvent avoir une enveloppe symétrique ou non. Compte tenu du fait que la dépolarisation des tissus biologiques s'effectue sur un front montant raide, il semble logique de privilégier des ondes de type carré ou rectangulaires. Si d'autres formes d'onde peuvent avoir une certaine efficacité il faut noter qu'historiquement elles ont été utilisées surtout parce qu'au niveau électronique elles étaient faciles à obtenir. Rien à notre connaissance ne permet réellement de les justifier au plan physiologique. L'aspect biphasique permet de s'affranchir de la polarisation survenant sous l'électrode active lors de l'utilisation de courants polarisés. Cette polarisation pouvant conduire à des brûlures du tissu cutané. Nous préférons donc en règle générale des courants dits à moyenne nulle, ce qui ne signifie pas une symétrie parfaite des ondes positives et négatives.

Il existe ou existait d'autres types de générateurs, à courant faradique, à courant diadynamiques, interférentiels, à haute tension. Nous ne les détaillerons pas ici tant il semble que leur emploi soit limité.

- Différents types de courant :

Un courant continu polarisé peut être interrompu. Il sera alors généré une suite d'impulsions pouvant être regroupées pour former un train d'impulsions. Les premières et les dernières impulsions du train peuvent être d'une intensité moindre. L'intensité maximale choisie et le retour au zéro ne sont atteints qu'après un délai de quelques milli-secondes à 500 ms. Ce temps d'installation et de retour à la ligne de base ne doit pas être confondu avec la pente d'installation d'un courant continu. Il est donc préférable de parler de la forme de l'enveloppe du train d'impulsions.

- Différents types d'impulsions :

Les impulsions peuvent être monophasiques, elles seront alors décrites en tenant compte de leur durée et de leur forme. Il en est de même pour les impulsions biphasiques. Cependant celles-ci peuvent être parfaitement symétriques par rapport à la ligne de base ou présenter une asymétrie. Cette asymétrie ayant été liée le plus souvent à des contraintes électroniques plutôt qu'à des considérations physiologiques.

- Courants à moyenne nulle :

La quantité de courant délivrée correspond à l'intégration de la surface sous la courbe enveloppe de l'impulsion électrique. Un courant peut donc être considéré comme étant à moyenne nulle sans pour autant que les parties positives et négatives soient parfaitement symétriques du point de vue de leur forme géométrique.

LES FONCTIONNALITÉS GÉNÉRALES D'UN STIMULATEUR :

L'alimentation électrique :

C'est un point fondamental. Il faut que le patient soit électriquement isolé du circuit de distribution domestique conformément aux normes NF C74 300 et NF C74 302. L'alimentation doit donc impérativement se faire avec une double isolation (deux transformateurs à la suite). Ce montage peut-être amélioré par l'interposition d'une batterie tampon entre les deux transformateurs. Cette batterie doit pouvoir également assurer le fonctionnement autonome de l'appareil suffisamment longtemps pour s'affranchir des aléas des pannes de secteur. Cela suppose que le courant délivré soit ensuite transformé, filtré et régulé pour obtenir le type de courant désiré.

Les fonctions temporelles :

Elles sont également à prendre en compte. Comme pour toute séance d'entraînement, de récupération ou de rééducation, il faut que le praticien puisse avoir accès aisément au temps de travail (temps pendant lequel la stimulation est effective), au temps de repos entre deux contractions musculaires ainsi qu'à la durée totale de la séance (ce qui permet de fixer le nombre de répétitions). Un autre paramètre également intéressant, est le décalage temporel entre deux ou plusieurs générateurs d'un même stimulateur. Ceci en effet autorise un séquençement des actions musculaires avec par exemple un travail alterné de muscles agonistes et antagonistes.

Le nombre de générateurs :

Celui présent sur le même stimulateur est intéressant dans la mesure où comme nous venons de le voir il permet de faire travailler simultanément ou en déphasage deux ou plusieurs groupes musculaires. Il convient cependant dans ce cas de disposer de générateurs réellement indépendants en ce qui concerne notamment le paramétrage des temps de travail et de repos de l'intensité. Le lancement des générateurs doit pouvoir se faire après un paramétrage des courants individualisé. Le fait de pouvoir disposer d'un fonctionnement au coup. par coup est un avantage indéniable.

Les afficheurs :

Ils doivent permettre une lecture rapide des paramètres utilisés. Les fonctions temporelles sont les paramètres les plus simples à visualiser que ce soit à l'aide d'afficheurs digitaux ou à l'aide de potentiomètres à crans. Dans ce deuxième cas les choix seront limités au nombre de positions possibles (10 ou 16) et fonction des réglages choisis par le fabricant. La maîtrise de l'affichage, et donc des réglages, est spécialement importante en ce qui concerne l'intensité délivrée. Pour un courant donné c'est l'intensité qui permet d'adresser la stimulation adéquate en tenant compte du rapport devant exister entre la puissance de la contraction et la perception cutanée ou musculaire de la contraction. Cette intensité s'exprime généralement en milliampères (mA). Des témoins lumineux ou sonores peuvent être associés au passage du courant. L'incréméntation de l'intensité doit pouvoir s'effectuer grâce à un potentiomètre linéaire assurant une progressivité dans l'augmentation du courant, évitant ainsi les variations brutales pouvant provoquer un choc électrique. L'adjonction d'un afficheur digital permet un contrôle de l'intensité délivrée et autorise une bonne reproductibilité des expérimentations.

Lorsque les courants ne sont pas préprogrammés l'utilisateur doit pouvoir également avoir accès aux paramètres du courant tels que nous les définirons au paragraphe suivant.

Un arrêt d'urgence :

Un arrêt d'urgence à disposition du sujet doit également être prévu :

COURANTS ÉLECTRIQUES

INTENSITÉ ET DURÉE DE STIMULATION :

Le recrutement des fibres musculaires, par l'intermédiaire de la stimulation des fibres nerveuses, est lié à l'intensité et à la durée d'impulsion du courant de stimulation (loi de Weiss). Une fois le seuil d'excitation atteint, le

nombre de fibres recrutées croît quand l'un ou l'autre de ces paramètres augmente, jusqu'à ce que toutes les fibres potentiellement excitables soit recrutées.

En électrostimulation de surface, la zone de saturation est plus facilement observée en faisant varier la durée d'impulsion que l'intensité du courant, ce qui met en évidence deux modes de recrutement différents. Lorsque l'intensité reste constante, la profondeur à laquelle le courant pénètre à travers les tissus reste constant, le nombre de fibres traversées par un courant supérieur à la rhéobase est alors limité. Quand la durée d'impulsion augmente, le courant seuil diminue selon la loi de Weiss et le nombre de fibres effectivement excitées augmente. A partir d'une certaine valeur de durée d'impulsion, toutes les fibres potentiellement excitables sont recrutées et la force électro-induite ne peut donc augmenter. Si l'intensité de stimulation augmente, la diffusion du courant jusqu'à une profondeur plus grande permet d'exciter un nombre supérieur de fibres, d'autant plus important que la durée d'impulsion est élevée, car le seuil est alors plus bas. En stimulation électrique de surface, les durées d'impulsions sont généralement comprises entre 200 et 1000 μ s.

Compte tenu des caractéristiques d'excitabilité des fibres nerveuses, on considère que le muscle est entièrement recruté si le fait d'augmenter l'intensité de la stimulation ne s'accompagne pas d'un accroissement de la force.

FRÉQUENCE DE STIMULATION :

Les fréquences couramment utilisées en stimulation électrique sont de trois types:

- les très basses comprises entre 0 et 10 Hz
- les basses fréquences situées entre 10 et 800 Hz
- les moyennes fréquences comprises entre 800 et 4000 Hz.

Cette classification est essentiellement à caractère fonctionnel, les très basses fréquences sont souvent retenues pour leur effet antalgique, les basses fréquences pour leur effet excito-moteur. L'avantage des moyennes fréquences réside essentiellement dans la moindre sensation cutanée provoquée par le passage du courant, cependant ces courants ne permettent pas d'obtenir une bonne contraction musculaire sans avoir à augmenter considérablement l'intensité. Il a donc été proposé une association des moyennes et basses fréquences pour obtenir un compromis acceptable entre sensation et contraction. Un courant de moyenne fréquence par exemple 2500 Hz est lui-même découpé par une basse fréquence de 50 Hz, dans ce cas la durée d'impulsion maximale autorisée est évidemment liée à la période de la moyenne fréquence, dans notre exemple 1/2500 soit inférieure à 400 ms. Ce type de courant est généralement connu sous le nom de courant de Kotz.

Le choix de la fréquence permet de contrôler le degré de fusion tétanique du muscle. En fonction des caractéristiques de la cinétique contractile du muscle (lent ou rapide), la fréquence de stimulation nécessaire pour atteindre la force maximale sera d'autant plus élevée que la proportion de fibres de type II est importante. En général, la force maximale est obtenue chez l'homme pour des fréquences de stimulation comprises entre 50 et 120 Hz.

La quantité d'énergie exprimée en coulombs (c) dépend donc directement de la fréquence, de la largeur d'impulsion et l'intensité.

IMPÉDANCE CORPORELLE

L'impédance corporelle correspond à l'impédance " estimée " par le stimulateur électrique, elle résulte de la combinaison des différentes impédances (électrodes, tissus...) traversées par le courant électrique. Les éléments isolants et faiblement conducteurs, comme la peau ou la graisse, qui vont isoler électriquement des éléments beaucoup plus conducteurs comme les électrodes et les fibres musculaires ou nerveuses, vont se comporter comme un condensateur biologique.

L'impédance corporelle ne peut donc pas se représenter comme un simple circuit résistif et dépend d'une multitude de paramètres comme l'état de la peau, le pourcentage d'hydratation de la peau et de l'organisme, le pourcentage de masse adipeuse, la concentration en électrolytes, les changements hormonaux, la longueur du chemin conducteur. La connaissance de l'impédance permet de calculer l'énergie électrique dissipée au cours de la stimulation, Pour un certain nombre d'études relatives à l'optimisation des paramètres de la stimulation électrique, l'un des critères important est la minimisation de l'énergie électrique dissipée. Si en rééducation, il est communément admis que cette minimisation correspond à l'utilisation d'une durée d'impulsion égale à la chronaxie, il a été montré que ce résultat n'est valable que si le modèle électrique est purement résistif. Ainsi l'énergie électrique dissipée atteint un minimum pour des durées d'impulsion comprises entre 200 et 600 μ s.

ORDRE DE RECRUTEMENT DES DIFFÉRENTES UNITÉS MOTRICES

Depuis les expériences menées chez l'animal, nous savons que les unités motrices (UM) d'un muscle sont mises en jeu lors d'une contraction volontaire, selon une séquence rigide. En effet, les petites UM à seuil de recrutement bas (type ST) sont activées avant les grandes UM à seuil plus élevé (type FT). Cet ordre de recrutement en fonction de la taille des UM est habituellement appelé principe de grandeur ou principe de la taille. Plusieurs études ont confirmé ce principe sous différentes conditions chez l'homme : non seulement pour des contractions lentes, mais également pour des contractions balistiques, en contraction isométrique, lors de variations linéaires ou rapides de la force de contraction, ainsi que lors de conditions dynamiques en général. Il est d'autre part intéressant de souligner que ce principe n'est pas modifié par l'entraînement, ni par une période d'immobilisation.

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

Différents paramètres influencent l'ordre de recrutement des fibres nerveuses le premier étant le diamètre des axones en effet, leur excitabilité est proportionnelle à leur diamètre. Cela signifie que les plus grosses UM sont activées avant les plus petites et donc que l'ordre de recrutement des UM est inversé par rapport à une activation volontaire du muscle. Néanmoins, lorsque, comme chez l'homme, les électrodes sont placées sur le muscle, il convient de tenir compte également d'autres paramètres comme la distance séparant l'électrode de stimulation de l'axone. Dans ces conditions, la stimulation a en effet tendance à favoriser l'excitation des axones les plus proches de l'électrode. Sur la base d'études anatomiques, il a été montré que ce sont les UM de gros diamètre qui sont le plus souvent situées superficiellement dans le muscle et donc plus près de l'électrode de stimulation. De plus, l'électrostimulation met en jeu des récepteurs cutanés dont on sait qu'ils favorisent le recrutement des plus grandes UM au détriment des plus petites.

De même, Snyder-Macler et al. (1993), sur le quadriceps fémoral, ont rapporté une répartition d'environ 40 % de fibres I et 60 % de fibres II, ces dernières étant situées majoritairement en surface. Ainsi, l'électrostimulation provoquerait un recrutement dont la tendance serait de recruter préférentiellement les grosses unités motrices.

Cependant, lors d'autopsies pratiquées sur quatre sujets, n'ont trouvé que dans un seul cas une différence significative de composition de types de fibres entre les régions superficielles et profondes du quadriceps. Plus récemment, Knaflitz et al. (1990) ont mesuré l'ordre de recrutement des unités motrices lors de contractions électro-induites, à partir des mesures des vitesses de conduction, des fréquences moyennes et médianes des spectres EMG. Sur 32 sujets, 23 ont présenté un ordre de recrutement comparable à celui enregistré lors de contractions volontaires. D'après leurs conclusions, l'ordre de recrutement serait davantage influencé par l'emplacement et l'orientation des fibres nerveuses, ou des branches terminales des axones, dans le champ électrique que par les caractéristiques d'excitabilité de ces fibres.

Akplogand B. –2000. Points moteurs du membre pelvien : étude anatomo-physiologique et application à la rééducation des traumatismes du membre inférieur. 113p. *Thèse, Université B. Pascal.*

Bosquet L. –1996. L'électrostimulation : une revue. *Science et motricité. n° 29-30, p.12-21*

Couturier A. –1999. Quantification du travail musculaire électro-induit en stimulation intermittente. Étude comparative de la fatigue induite par un signal à fréquence fixe ou variable. *Thèse, Université C. Bernard.*

Duchateau J. -1992. Principe de l'électrostimulation musculaire et recrutement des différents types de fibres. *Science et motricité n°16, p.18-24.*

Knaflitz M., Merletti R., DeLuca C.J. –1990. Inference of motor unit recruitment order in voluntary and electrically elicited contractions. *J. Appl. Physiol. Vol.68 n°4, p.1657-1667.*

Maitre S. -2000. Influence de l'électromyostimulation de surface sur les paramètres musculaires et la lactatémie au cours d'un exercice sur presse inclinée. *DEA, Université B. Pascal.*

Mercier J. -1992. Bases électriques et biochimiques du fonctionnement du nerf et du muscle. *Électrostimulation des nerfs et des muscles. Pelissier J. et Roques C.F. Masson, Vol.22 P.1-16.*

Snyder-Mackler S., Binder-Macleod A., Williams P.R. –1993. Fatigability of human quadriceps femoris muscle following anterior cruciate ligament reconstruction. *Med. Sci. Sports Exerc. Vol.25 n°7 p.783-789.*