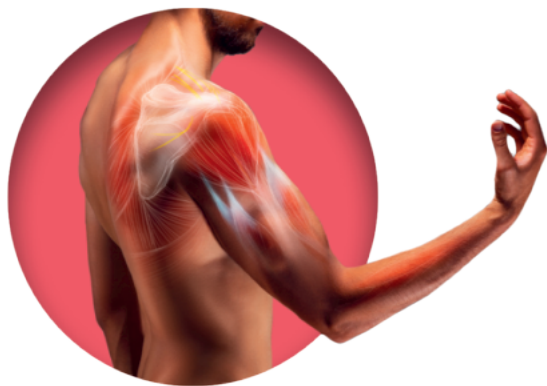


Thierry Paillard



Stimulation électrique somatosensorielle & neuromusculaire



**Les techniques
et les mécanismes d'adaptation**

STAPS / kinés / médecins

préparateurs physiques

deboeck **B**
SUPÉRIEUR

Stimulation électrique somatosensorielle et neuromusculaire

Thierry **Paillard**

Stimulation électrique somatosensorielle et neuromusculaire

Pour toute information sur notre fonds et nos nouveautés,
consultez notre site web :

www.deboecksuperieur.com

© De Boeck Supérieur s.a., 2023
Rue du Bosquet, 7 – 1348 Louvain-la-Neuve

Tous droits réservés pour tous pays.

Il est interdit, sauf accord préalable et écrit de l'éditeur, de reproduire (notamment par photocopie) partiellement ou totalement le présent ouvrage, de le stocker dans une banque de données ou de le communiquer au public, sous quelque forme et de quelque manière que ce soit.

Dépôt légal :
Bibliothèque nationale, Paris : février 2023
Bibliothèque royale de Belgique, Bruxelles : 2023/13647/009

ISBN 978-2-8073-5142-4

Sommaire

Acronymes	7
Définitions	9
Introduction	13
 Chapitre 1. Quelques rappels historiques	15
 Chapitre 2. Bases de l'électrostimulation	19
 Chapitre 3. Bases physiologiques du nerf et du muscle	41
 Chapitre 4. Contraction musculaire électro-induite	67
 Chapitre 5. Comparaisons entre des contractions volontaires et électro-induites	89
 Chapitre 6. Stimulation électrique somatosensorielle	95
 Chapitre 7. Techniques d'évaluation de la fonction neuromusculaire par électrostimulation	103
 Chapitre 8. Techniques de manipulation sensorielle par électrostimulation ...	115
 Chapitre 9. Techniques et méthodes d'entraînement, de prévention et de soin par électrostimulation	119
 Chapitre 10. Technique de récupération post-exercice par électrostimulation ..	125
 Chapitre 11. Technique d'optimisation de la performance motrice par électrostimulation	131
 Chapitre 12. Technique de prévention et de soin par électrostimulation	145
 Chapitre 13. Techniques de soulagement de la douleur par électrostimulation	171
 Chapitre 14. Techniques associant des contractions volontaires et électro-induites	179

Chapitre 15. Technique de stimulation de la fonction d'équilibration par électrostimulation	203
Chapitre 16. Exemples de stimulations musculaires : placements des électrodes	231
Chapitre 17. Récapitulatif des modalités de stimulation et paramètres du courant	237
Conclusion	245
Références	247
Table des matières	251

Acronymes

ACh: acétylcholine

ADP: adénosine diphosphate

ATP: adénosine triphosphate

AVC: accident vasculaire cérébral

BPCO: bronchopneumopathie chronique obstructive

CAR: central activation ratio ou ratio d'activation centrale

CK: créatine kinase

CMV: contraction maximale volontaire

CON: concentrique (action musculaire)

DMO: densité minérale osseuse

DOMS: delayed onset muscular soreness ou douleurs musculaires d'apparition retardée (également courbatures)

EMG: électromyographie

EMS: électromyostimulation (idem NMES)

ES: électrostimulation

EXC: excentrique (action musculaire)

FES: functional electrical stimulation ou stimulation électrique fonctionnelle (SEF)

FMV: force maximale volontaire

GABA: acide gamma-aminobutyrique

H⁺: ions hydrogène

GH: Growth hormone ou hormone de croissance

IGF-1: Insulin-like Growth Factor 1

IL-1: Interleukine-1

IL-6: Interleukine-6

iEMG: signal EMG intégré

ISO: isométrique (action musculaire)

K⁺: ion potassium

M1: cortex moteur primaire

M2: cortex moteur secondaire

MHC: Myosin Heavy Chain (chaîne lourde de myosine)

MHCI: Myosin Heavy Chain de type I (forme lente)

MHCII: Myosin Heavy Chain de type II (forme rapide)

Na⁺: ion sodium

NMES: neuromuscular electrical stimulation ou stimulation électrique neuromusculaire (idem EMS)

PA: potentiel d'action

PENS: percutaneous electrical nerve stimulation

Pi: phosphate inorganique

PCr: phosphocréatine

pH: potentiel Hydrogène

PPM: potentiel de plaque motrice

PPSE: potentiel post-synaptique excitateur

PPSI: potentiel post-synaptique inhibiteur

PST: percutaneous surimposed technique ou technique surimposée percutanée

QR: quotient respiratoire ($\dot{V}CO_2/\dot{V}O_2$)

RMS: root mean square

ROS: reactive oxygen species ou espèces réactives de l'oxygène

RPE: rated perceived exertion ou effort perçu évalué

S1: cortex somatosensoriel primaire

S2: cortex somatosensoriel secondaire

SEF: stimulation électrique fonctionnelle ou functional electrical stimulation (FES)

SES: sensorial ou somatosensorial electrical stimulation ou stimulation électrique sensorielle ou somatosensorielle

SNC: système nerveux central

SNP: système nerveux périphérique

Stim: stimulation (électrique)

TC: technique combinée

T-CE: technique corps entier

TENS: Transcutaneous nerve electrical stimulation ou stimulation nerveuse électrique transcutanée (également neurostimulation électrique transcutanée)

T-HYB: technique hybride

TIT: twitch interpolation technique ou technique d'interpolation du twitch ou de la secousse

TNF- α : Tumor necrosis factor alpha ou facteur de nécrose tumorale alpha

TS: technique surimposée

UM: unité motrice

$\dot{V}CO_2$: débit du rejet en dioxyde de carbone (gaz carbonique)

$\dot{V}O_2$: débit de la consommation en dioxygène (oxygène)

VOL: contraction musculaire volontaire

VOL+NMES: stimulation électrique surimposée sur une action musculaire volontaire

Définitions

Action musculaire concentrique : les points d'insertion se rapprochent et le muscle se raccourcit.

Action musculaire excentrique : les points d'insertion s'éloignent et le muscle s'allonge.

Action musculaire statique ou **isométrique** : le muscle se contracte en conservant la même longueur (même distance entre les points d'insertion).

Chronaxie : correspond au temps pendant lequel doit être appliquée une impulsion électrique à début brusque d'intensité double à la rhéobase pour provoquer une secousse (contraction) musculaire.

Contraction musculaire électro-induite : contraction musculaire induite par un courant électrique appliqué directement sur le muscle (ou le groupe musculaire) par l'intermédiaire d'électrodes de surface (indépendamment de toute contraction volontaire simultanée).

Contraction musculaire volontaire : contraction musculaire générée par le système nerveux central (la seule volonté de l'individu).

Contraction surimposée : stimulation électrique qui est surimposée (superposée, surajoutée) sur un muscle déjà contracté volontairement (contraction électro-induite et contraction volontaire déclenchées simultanément).

Courant alterné : c'est un courant dont les impulsions sont inversées automatiquement.

Courant constant : c'est un courant unidirectionnel (sens unique de circulation des électrons).

Courant continu ou **galvanique** : se caractérise par un flux d'électrons ininterrompu contrairement au courant d'impulsion qui présente un flux d'électrons intermittent.

Courant d'impulsion ou **pulsatile** : se caractérise par un flux d'électrons intermittent et peut être polarisé (omnipolaire) ou non polarisé en changeant de sens alternativement à chaque impulsion (chaque borne du générateur est alternativement positive ou négative).

Courant inversé : c'est un courant dont les impulsions forment des groupes (enveloppes) d'impulsions et l'inversion s'effectue entre chaque groupe (enveloppe). L'inversion est périodique et automatique.

Courant optimal : c'est un courant d'impulsion rectangulaire, biphasique, à moyenne nulle (quantité d'électrons égale de chaque côté de la ligne isoélectrique), de durée

égale à la chronaxie (du tissu considéré), de basse fréquence, d'intensité supportable produit par un générateur à intensité constante.

Courant superposé: sur la base d'un courant constant (continu ou galvanique), on peut superposer un courant variable (d'impulsion) pour associer leurs effets physiologiques induits de types excito-moteurs, antalgiques ou pharmacologiques (adjonction de produits médicamenteux).

Courant variable: c'est un courant d'impulsion qui est soit unidirectionnel, soit bidirectionnel (changement alternatif du sens des électrons).

Cycle de stimulation ou unité de travail: temps on/off ou temps travail/repos ou temps contraction/relâchement qui varient sur une échelle définie conventionnellement par des ratios: 2/1, 1/1, 1/2, 1/3, 1/4, 1/5 etc.

Durées optimales: sont comprises entre la chronaxie et le temps utile, c'est-à-dire en pratique entre 100 μ s à 3 ms.

Entrainabilité: c'est la capacité d'adaptation (plus ou moins importante) d'un organisme à l'entraînement.

Entraînement: c'est un processus d'actions complexes et variées dont le but est d'agir de façon méthodique et adaptée sur le développement de la performance motrice.

Fréquence d'impulsion: nombre de pulses (ou d'impulsions) induits électriquement par seconde sur un muscle ou un tissu.

Largeur d'impulsion: durée du pulse ou de l'impulsion (généralement en μ s ou ms).

Pente d'établissement: elle définit la durée d'établissement (ou temps de montée) de l'impulsion, pour une intensité fixée. La pente d'établissement est d'autant plus raide, que la durée d'établissement est courte. Quand on augmente la durée d'établissement, on abaisse la pente d'établissement.

Performance: c'est l'exploitation maximale du potentiel d'un individu dans des conditions données à un moment précis dans une activité motrice particulière.

Point moteur: c'est le lieu (point) précis où le muscle fournit une réponse maximale pour un stimulus électrique minimal. C'est en fait le point du muscle le plus sensible au courant.

Raideur musculaire: c'est le rapport entre la tension (force) musculaire et la longueur du muscle. Le changement de longueur du muscle impacte de façon non linéaire ce rapport, c'est-à-dire qu'il y a une variation non linéaire du rapport.

Rhéobase (mesurée en mA): définit l'intensité minimale d'une impulsion électrique à début brusque et de durée infinie (en pratique 300 ms) qu'il faut appliquer pour générer une secousse musculaire.

Seuil moteur ou **excito-moteur**: correspond à l'intensité minimum d'un courant permettant de générer une réponse (contraction) musculaire directe, involontaire, tangible et visible.

Seuil nociceptif ou **douloureux**: correspond à l'intensité à partir de laquelle la stimulation électrique devient douloureuse (très variable d'un individu à un autre).

Seuil sensoriel ou **perceptif**: correspond à l'intensité minimum à partir de laquelle l'individu perçoit une sensation ou un picotement.

Seuil supra-moteur: correspond à l'intensité pour laquelle la force générée par le muscle ou le groupe musculaire atteint une valeur déterminée (5 %, 10 % voire 20 %) de la force maximale volontaire (FMV) qu'il est capable de développer.

Seuil supra-nociceptif ou **supra-douloureux** ou **maximal du supportable** correspond à l'intensité à partir de laquelle la stimulation est ressentie comme une douleur qui se situe à la limite du supportable (tolérable).

Stimulation électrique fonctionnelle: vise à évoquer électriquement une ou des contractions musculaires et donc des mouvements segmentaires dans une action motrice globale en condition écologique (par exemple, une stimulation électrique facilitant la locomotion chez des personnes handicapées).

Technique combinée: cumule successivement (séparément, l'une après l'autre) la pratique de contractions musculaires volontaires et la pratique de contractions musculaires électro-induites.

Technique corps entier: s'applique simultanément sur la majorité des groupes musculaires de l'ensemble du corps (proche du corps entier). Elle nécessite généralement une combinaison ou un gilet spécifique.

Technique hybride: consiste à stimuler électriquement des muscles antagonistes pour qu'ils résistent aux contractions volontaires des muscles agonistes.

Technique surimposée: implique une stimulation électrique déclenchée simultanément sur une contraction musculaire volontaire avec des électrodes de surface sur le ventre du muscle. Elle peut être appliquée de façon isométrique ou dynamique et de façon monosegmentaire ou polysegmentaire.

Temps utile ou **d'utilisation**: c'est le temps pendant lequel doit être appliquée une impulsion à début brusque d'intensité égale à la rhéobase pour engendrer une secousse musculaire.

Introduction

Les différents tissus, organes et systèmes de l'organisme doivent être stimulés quotidiennement pour maintenir leur niveau structurel et fonctionnel. Les activités intellectuelles, sociales et motrices y contribuent grandement et demeurent à ce titre nécessaires pour générer directement ou faciliter indirectement les adaptations structurelles et fonctionnelles d'entretien, de développement ou de restauration des grandes fonctions de l'organisme. Ces adaptations s'opèrent sur la base de stimulations et dépendent des réponses idoines de ces fonctions. L'ensemble des organes et systèmes de l'organisme sont effectivement sous la dépendance des tissus nerveux et musculaires. L'avantage de cette situation, c'est qu'il est possible de stimuler ces tissus de façon artificielle, c'est-à-dire indépendamment de la commande centrale, à l'aide de stimuli électriques. Il s'agit dans ce cas d'une électrostimulation qui peut modifier totalement ou partiellement l'équilibre et le fonctionnement des différents systèmes ou fonctions organiques tels que par exemple, le système neuromusculaire et la fonction métabolique. Toutefois, pour stimuler judicieusement et pertinemment ces systèmes et fonctions, il convient de maîtriser les tenants et aboutissants de cette électrostimulation. L'objectif de cet ouvrage est justement de proposer les contenus théoriques et pratiques essentiels et indispensables pour circonscrire les effets induits par l'électrostimulation dans les différents contextes d'entretien (prévention, santé), de développement (performance) et de restauration (thérapie) pour le commun des mortels (jeune, âgé, actif, sportif, sédentaire, sain, pathologique).

Quelques rappels historiques

Dans l'Antiquité, l'électricité était déjà utilisée comme agent thérapeutique. Deux siècles avant Jésus-Christ, les médecins des empereurs romains utilisaient un poisson torpille qu'ils plaçaient sur un membre douloureux, à l'endroit précis de la sensation nociceptive pour provoquer son engourdissement et la disparition/l'apaisement de la sensation de douleur. Hippocrate, né vers 460 avant Jésus-Christ, avait déjà préalablement mentionné ce phénomène. En fait, l'application de ce poisson au contact de la peau provoque des mini décharges bioélectriques (à partir d'organes présentant des densités élevées de terminaisons nerveuses) ayant des effets antalgiques.

1. Les débuts de l'électrostimulation

L'ère moderne de la stimulation électrique d'un tissu ou d'un organe appelée électrostimulation ou ES a été inaugurée par Luigi Galvani, vers 1781. Cet italien a constaté par hasard qu'il était possible de stimuler un muscle par le simple contact d'un scalpel sur une patte de grenouille au cours d'une dissection. La pointe de cet outil, composée de deux métaux différents, peut ainsi provoquer une décharge électrique. Cet illustre scientifique de l'époque conclut qu'en stimulant électriquement des muscles de grenouilles disséqués, il était possible d'engendrer leur contraction. Galvani venait d'inventer la stimulation électrique neuromusculaire ou l'activation du système neuromusculaire par électrostimulation. La stimulation électrique donne également lieu, durant la même période, à l'électrothérapie sous l'impulsion de Jean Jallabert. Celui-ci constata que le cerveau était sensible à des impulsions électriques. La stimulation électrique pouvait ainsi être utilisée pour traiter des pathologies cérébrales. Alessandro Volta observa vers 1799 que la contraction musculaire se produit à la fermeture d'un circuit électrique et parfois à son ouverture. Les capacités d'accommodation d'un nerf et d'un muscle ont été observées par Ritter, vers 1801, sur

la base de la relation entre la vitesse d'établissement du courant et la réponse musculaire. Cet auteur a en effet montré que si le stimulus n'est pas appliqué brusquement, le muscle ne se contracte pas. François Magendie a établi une classification des différentes fibres nerveuses en 1822. La première stimulation tissulaire par le biais d'électrodes de surface transcutanées a été réalisée par Duchenne de Boulogne en 1830. À partir de là, la faradisation était née. Elle se définit comme l'application médicale de l'électricité d'induction. Cette technique a également permis à Duchenne de Boulogne de définir des points d'élection (topographie des muscles de la face) en 1867. Il a en effet démontré qu'il est possible de stimuler un muscle avec précision, puisqu'il est parvenu à stimuler un seul faisceau au sein d'un muscle. Sur la base de cette technique, il a même identifié et décrit différentes affections musculaires, notamment la plus célèbre qui porte son nom, la myopathie de Duchenne ou dystrophie musculaire (dont on sait aujourd'hui qu'il s'agit d'une maladie génétique provoquant une dégénérescence progressive de l'ensemble des muscles de l'organisme). Le fait que les muscles blancs présentent une vitesse de contraction plus élevée que les muscles rouges a été rapporté pour la première fois (chez l'animal) par Louis-Antoine Ranvier en 1873. L'unité de mesure du courant a été définie en milliampère (mA) au cours de la même période (1881) et a apporté l'une des premières bases aux futures explorations électrophysiologiques. Peu de temps après, en 1892, Howeg a révélé dans le cadre d'une réponse excito-motrice d'un muscle qu'il existe une relation entre l'intensité et la durée d'application d'un courant. La relation entre la quantité d'électricité fournie par le courant et la durée nécessaire pour induire une réponse a été déterminée quelques années plus tard par Weiss en 1901. Bordet a noté en 1907 qu'il y a une différence d'accommodation entre les muscles innervés et les muscles dénervés (plus d'un siècle après que le principe d'accommodation a été identifié). Les principes de « rhéobase » (intensité minimale en mA d'un courant électrique pour provoquer une réponse tissulaire) et de « chronaxie » (durée minimale en μ s d'application d'un courant d'intensité double à celui de la rhéobase pour engendrer une réponse tissulaire) ont été découverts par Lapicque en 1903 et 1909. Malgré le déroulement de la Première Guerre mondiale, Bourguignon en 1916, parvient à mesurer les chronaxies motrices et sensitives. Cette guerre estompe néanmoins les recherches et donc l'avancée des connaissances liée à l'électrophysiologie.

2. Les progrès de l'électrostimulation

La Première Guerre mondiale étant terminée, la recherche reprend de plus belle et Bourguignon démontre l'existence du (ou des) point(s) moteur(s) d'un muscle en 1935 (point anatomique d'un muscle sur lequel l'amplitude de sa réponse est maximale pour un stimulus électrique minimal). Lapicque et Duhem ont la même année (1935) défini la climalyse (durée minimale d'application d'un courant rhéobasique au-dessous de laquelle la contraction musculaire disparaît). Hodes, Larrabee

et German ont établi en 1948 la vitesse de conduction des motoneurones à l'aide de la stimulation électrique (il s'agit ici d'une neurostimulation). C'est en 1952, par l'intermédiaire de Zoll, qu'il devient possible de maintenir les battements d'un cœur humain à l'aide d'un stimulateur électrique artificiel autonome. Liberson en 1961 a réalisé une orthèse permettant à des hémiplegiques de marcher en déclenchant une stimulation électrique du nerf fibulaire commun (ou nerf sciatique poplitée externe) pour stimuler la musculature du membre inférieur par l'intermédiaire d'un contracteur placé sous le talon (la pression talonnière déclenche un stimulus électrique, il s'agit d'un stimulus piézoélectrique). Le principe de la stimulation électrique fonctionnelle (SEF) était inventé.

C'est au début des années 1970 que l'ES fait son apparition dans le monde sportif. Kotz en 1971 a expérimenté les effets d'une application régulière de l'ES (plusieurs séances hebdomadaires) pour augmenter la force musculaire chez des athlètes. Les résultats sont stupéfiants. Ils montrent en effet que la force des sportifs entraînés par ES augmentait de 30 à 40 % à l'issue d'un programme de seulement quelques semaines (nous savons maintenant que de tels progrès impliquent néanmoins des conditions très particulières). L'utilisation de l'ES chez les sportifs (sujets sains) n'a jamais été abandonnée depuis cette période même si les effets recherchés peuvent diverger notablement (plus de 50 ans plus tard) chez les entraîneurs et préparateurs physiques. Par exemple, l'utilisation de l'ES à des fins de récupération ou de drainage circulatoire vasculaire et lymphatique est devenue monnaie courante dans le monde du sport. Dans le monde de la rééducation (sujets pathologiques), l'ES est particulièrement utilisée pour contrôler ou diminuer la douleur, accélérer la guérison tissulaire, compenser un déficit musculaire, récupérer de la mobilité segmentaire ou réduire l'amyotrophie (ou atrophie musculaire) et autres.

Actuellement, l'ES permet également de concevoir d'innombrables protocoles de recherche visant à découvrir de nouvelles connaissances physiologiques liées à l'adaptation de l'organisme animal (y compris celui de l'homme) à l'effort (ou l'exercice). Les progrès technologiques permettent de développer de nouvelles gammes de stimulateurs électriques qui facilitent la recherche de l'optimisation de la performance motrice ou sportive et offrent de nouvelles perspectives dans le champ de la rééducation fonctionnelle. L'électrothérapie représente une part très importante dans les programmes de rééducation fonctionnelle post-opératoires et de reconditionnement des personnes fragilisées par toutes sortes de pathologies ou les effets de l'avancée en âge (vieillesse). Par ailleurs, des prototypes sont actuellement mis au point pour optimiser la motricité de personnes présentant des incapacités (ou invalidités) totales ou partielles. Néanmoins, il reste encore aujourd'hui beaucoup de travail de développement à accomplir par les chercheurs et ingénieurs afin de parvenir à maîtriser l'impact des différents courants (notamment les caractéristiques optimales selon le contexte) et modes d'application (notamment le principe d'autorégulation) de l'ES sur les principaux mécanismes liés à la motricité humaine.

Bases de l'électrostimulation

1. Principes de l'électrostimulation

Généralement, l'électrostimulation consiste à placer un muscle ou groupe de muscles dans un circuit électrique pour engendrer sa contraction. À cette fin, le courant électrique (souvent intermittent) délivré par un stimulateur électrique (filaire ou non filaire) et transmis par l'intermédiaire d'électrodes de surface posées sur le(s) muscle(s) s'assimile à un train de potentiels d'action qui vont stimuler ses (leurs) fibres musculaires et/ou nerveuses et générer sa contraction.

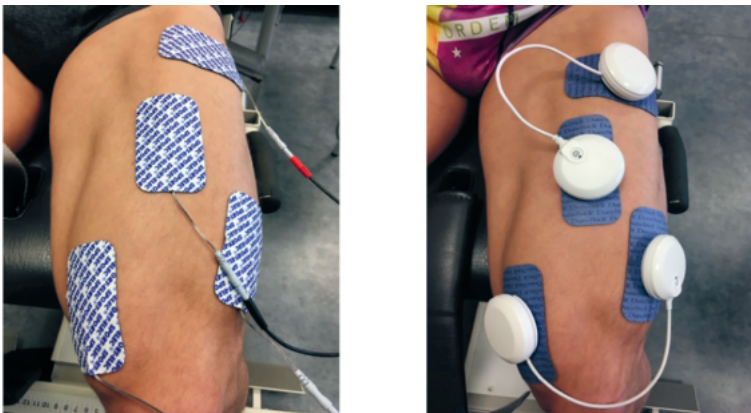


Figure 1: Principe de l'électrostimulation (ici du quadriceps fémoral) à l'aide d'un stimulateur électrique (filaire ou non filaire, respectivement photographie de gauche et photographie de droite) et d'électrodes de surface

Pour être stimulant ou excito-moteur, le courant doit être appliqué à une certaine intensité (seuil minimum) pendant une certaine durée (minimum) au-dessous de laquelle la contraction musculaire ne se produit pas ou s'estompe si l'un de ces paramètres diminue. Ce courant s'applique la plupart du temps lors d'une recherche

d'amélioration du rendement moteur du muscle ou groupe de muscles stimulés (possible recherche d'un effet antalgique, d'un effet de récupération physiologique ou autres encore, mais dans ces cas, les paramètres du courant divergent notablement). Même si c'est moins fréquent, il est également possible de placer une région péri-articulaire dans un circuit électrique. Dans ce cas, l'objectif de la stimulation est de nature antalgique (traitement d'une douleur aiguë ou chronique) ou sensorielle.

2. Caractérisation d'un courant électrique

Un courant électrique induit une différence de potentiel ou de tension (U), exprimée en volts (V) entre deux pôles, l'un est négatif et excédentaire en électrons et l'autre est positif et déficitaire en électrons. Ainsi, en générant une tension aux bornes d'un dipôle (à l'aide d'un générateur électrique), on crée un courant électrique qui parcourt ce dipôle, lequel lui oppose une résistance (R) exprimée en Ohms (Ω). La résistance du conducteur est déterminée par 3 facteurs :

- sa nature (sa matière influe sur sa résistivité, c'est-à-dire sa capacité à s'opposer à la circulation du courant électrique)
- sa longueur (de façon proportionnelle)
- sa section (de façon inversement proportionnelle).

Un courant est défini par une intensité (I) qui correspond généralement à la quantité d'électrons (charge électrique) transitant par le circuit par unité de temps. Cette intensité s'exprime en ampères (A). Un ampère correspond au nombre de coulombs (d'électrons) qui traversent un conducteur par seconde (il est de $6,24 \times 10^{18}$). La loi d'Ohm, $U(V) = R(\Omega) \times I(A)$ où $I = U/R$, précise que l'intensité est proportionnelle à la tension et inversement proportionnelle à la résistance.

La répartition de l'intensité (nombre d'électrons) est directement fonction de la surface (S) des électrodes. Ceci caractérise la densité du courant (D), c'est-à-dire l'intensité (I) rapportée à la surface en centimètre carré (cm^2) des électrodes ($D = I/S$ en mA/cm^2). Pour une surface d'électrode diminuée, la charge électrique injectée est augmentée.

3. Les stimulateurs électriques

En électrophysiologie humaine, les stimulateurs électriques doivent répondre à un certain nombre de critères correspondant à des normes législatives liées aux caractéristiques de l'appareil (principalement liées aux modalités relatives à l'induction du courant, aux bornes, au réglage de l'intensité, à la nature des courants délivrés) et à la modalité de sélection des courants. En pratique, une norme importante concerne la sécurité de l'induction du courant. Un stimulateur doit être pourvu d'une sécurité

pour éviter qu'il ne délivre un courant lorsque le circuit est ouvert (non-branchement d'un câble ou d'une électrode ou lorsqu'une électrode n'est pas ou plus posée sur la peau du sujet). Les erreurs de programmation ou de manipulation peuvent être ainsi évitées.

L'**intensité** est appliquée en milliampère (mA) et non pas en ampère (A), détail dont il faut absolument avoir conscience pour éviter tout choc tant physiologique que psychologique...! Cela pourrait se produire avec du matériel d'électrophysiologie relativement sophistiqué qu'on ne trouve pas (ou facilement) dans le commerce. En revanche, il n'y a cependant aucun risque avec les stimulateurs commercialisés pour le grand public (spécifique à l'électrostimulation) puisqu'ils sont en général limités à 120 mA. Ceci étant, une stimulation quasi-instantanée de 120 mA (en moins de 2 ou 3 secondes), pour une personne non accoutumée à la pratique de l'électrostimulation, peut déjà s'avérer traumatisante. Heureusement, avec les stimulateurs actuels, cette manœuvre est pratiquement impossible à réaliser involontairement, puisqu'il faut maintenir le bouton pressé qui actionne l'intensité un certain temps pour augmenter l'intensité progressivement. Par ailleurs, la plupart des appareils « nouvelles générations » commercialisés à destination du grand public ne sont même plus paramétrés en mA mais en unité arbitraire dont seul le concepteur peut en convertir (connaître) les valeurs d'intensité en mA.

La pratique sécurisée de l'électrostimulation implique l'utilisation d'un générateur à intensité constante et non pas à tension constante. Dans ce cas, l'intensité du courant n'augmente que si la tension croît aux bornes du générateur électrique. En revanche, la résistance du tissu musculaire (impédance) diminue au cours de la stimulation (effet échauffement). A contrario, un générateur à tension constante augmente l'intensité du courant pour maintenir une tension (voltage) identique sur toute la durée de la stimulation (selon la formule $U(V) = R(\Omega) \times I$). Le risque de brûlure et/ou de traumatisme est alors important. L'**impédance** se caractérise par la somme des résistances électriques et tissulaires (résistance plus importante de la couche cornée de la peau que des couches sous-jacentes, i.e., elle est inversement proportionnelle à leur contenu en eau) auxquelles le courant est soumis (doit traverser / franchir). Cette impédance se situe généralement autour de 1 à 3 k Ω pour la majorité des personnes normopondérées. Les stimulateurs électriques commercialisés à destination du grand public sont tous, en principe, à intensité constante justement pour se soustraire à ce risque.

Par ailleurs, des systèmes de protection existent pour éviter de trop fortes intensités sur une distance inter-électrodes trop courte et donc pour un trop faible volume de tissu stimulé. Par exemple, si l'on place 2 électrodes face à face, l'une sur la face dorsale et l'autre sur la face palmaire (paume de main) de la main, l'intensité est bloquée à partir d'une certaine valeur (intensité).

Les stimulateurs actuels disposent d'une batterie (ou de piles) qui nécessite d'être rechargée (durée de la décharge et durée de la recharge variables) sur une prise secteur

comme beaucoup d'autres appareils (ménagers ou autres) fonctionnant à l'énergie électrique. Certains stimulateurs fonctionnent uniquement sur la base d'une batterie (isolée de tout secteur électrique), d'autres, plus sophistiqués, peuvent également (ou seulement) fonctionner directement sur secteur électrique, mais dans ce cas, le courant délivré doit être filtré, puis transformé et régulé pour générer un courant initialement programmé sur le stimulateur (électrostimulateur).

Un même stimulateur acheté dans le commerce peut être utilisé pour générer diverses actions physiologiques (développement de la force, puissance ou endurance musculaire; vascularisation; effet antalgique; inhibition de la spasticité; prévention de l'atrophie d'immobilisation ou de la sarcopénie, etc.) chez toutes sortes de publics (muscles sains ou totalement/partiellement dénervés; muscles hypertrophiés, atrophiés, traumatisés, immobilisés, etc.) à travers différents types de programmes de courants conçus spécifiquement. Toutefois, la conception de ces programmes repose la plupart du temps sur des bases et concepts purement théoriques qui n'ont été que rarement vérifiés scientifiquement.

Pour chaque action (objectif) physiologique recherchée, les stimulateurs nouvelle génération disposent d'un programme spécifique (voire plusieurs programmes, sur la base de variantes présentant différents niveaux de progression; chaque programme comporte généralement une phase d'échauffement – 2/5 min – et une phase de relaxation/récupération – 5/10 min). La plupart des stimulateurs contiennent plus d'une centaine de programmes permettant d'entreprendre toutes sortes de stimulations visant l'ensemble des objectifs physiologiques envisageables (identifiables), que ce soit sur le plan médical (thérapeutique), sportif (performance motrice et récupération) ou même esthétique (raffermissement, hypertrophie). Toutefois, la plupart des stimulateurs « nouvelle génération » ne fonctionnent que sur la base des programmes préenregistrés. Plus rares sont les stimulateurs électriques programmables (c'est-à-dire avec la possibilité de concevoir des programmes soi-même). Il est vrai que la programmation nécessite un petit peu de connaissances en électrophysiologie et ne sert donc à rien pour l'immense majorité des utilisateurs. Les stimulateurs programmables sont généralement plus sophistiqués que les stimulateurs qui ne sont pas programmables.

Les stimulateurs commercialisés présentent en principe 2 ou 4 canaux (ou voies). Chaque canal offre la possibilité de brancher 2 câbles reliés chacun à une électrode. Avec 2 canaux, on dispose donc de 4 électrodes (donc 8 électrodes avec 4 canaux). La plupart des simulateurs ne peuvent délivrer simultanément qu'un seul type de courant (et donc un seul programme) sur l'ensemble des voies. Seuls les stimulateurs les plus sophistiqués permettent d'appliquer 2 programmes distincts sur une même séquence de stimulation. Certains stimulateurs sont **filaires**, d'autres fonctionnent sans fils (wireless). Les stimulateurs **sans fils** offrent une grande liberté de fonctionnement et permettent le mouvement (segmentaire ou global) concomitamment à la

stimulation (même si cela reste possible notamment pour des déplacements segmentaires avec des stimulateurs filaires mais c'est plus compliqué).

Seuls les générateurs sophistiqués offrent une certaine liberté (plus ou moins importante) en termes de programmation des différentes caractéristiques d'un courant (ces caractéristiques seront abordées dans les chapitres suivants).

Globalement, il existe des stimulateurs dont la fonction est de générer, soit des **stimulations motrices** ou **excito-motrices** (contractions musculaires), soit des **stimulations sensorielles** (activations de récepteurs et/ou neurones sensoriels), soit des stimulations **mixtes** (motrices ou sensorielles). Il existe également des appareils à courants interférentiels dont l'utilisation est réservée à des spécialistes (cf. paragraphe 5, page 29, lié aux différents courants). L'essentiel des contenus abordés dans cet ouvrage se rapporte à l'utilisation de générateurs qui permettent des stimulations motrices et/ou sensorielles.

4. Les électrodes de surface

D'une manière générale, il existe des électrodes jetables et des électrodes réutilisables (quelques dizaines d'utilisations) qui sont adhésives et souvent en mousse ou élastomère (caoutchouc carboné). Ce type d'électrodes offre de la souplesse pour s'adapter à la morphologie du sujet et faciliter éventuellement la stimulation en cours de mouvement tout en maintenant constante la surface de contact peau-électrode. Il y a également des électrodes conçues en carbone ou en métal qui sont plus rigides et donc moins adaptables et confortables. La forme des électrodes est généralement ronde, carrée ou rectangulaire et de surface variable, allant globalement de 2-3 à 10 cm (peut être plus court ou plus long) de côté ou de diamètre. Pour des raisons d'hygiène et d'efficacité, il est préférable de raser et laver les zones cutanées (dépourvues de toute lésion) sur lesquelles les électrodes seront appliquées (appuyer fermement sur l'ensemble de la surface des électrodes pour faciliter leur adhérence sur la peau). Les électrodes **nouvelles générations** sont recouvertes d'une couche de gel sur la partie adhésive. Si ce n'est pas le cas, un gel conducteur (à l'électricité) hypoallergénique peut être appliqué sous les électrodes pour optimiser leur rendement et leur adhésivité (adhérence).

Le choix des électrodes repose certes, sur les effets physiologiques recherchés, mais également sur la taille des muscles à stimuler (la taille du quadriceps fémoral est sans aucune mesure avec celle du biceps brachial). Toutefois, intrinsèquement la taille d'une électrode influence sa résistance au passage du courant. Ainsi, l'impédance de l'électrode est inversement proportionnelle à sa surface. La densité du courant émane également de sa surface. Une petite électrode présente donc une plus grande densité du courant qu'une grande électrode mais elle est en revanche moins confortable pour une intensité identique (quantité identique d'électrons). Les grandes

électrodes sont plus efficaces que les petites au regard du **rapport force évoquée/douleur ressentie**. Dans une optique d'atteindre un haut niveau de force évoquée comparativement à la force maximale d'un muscle, de grandes électrodes demeurent préférables aux petites. Cependant, une grande électrode diffuse la charge électrique sur une plus grande surface tissulaire et présente ainsi le risque de stimuler le(s) muscle(s) voisin(s) de celui (muscle) sur lequel elle est posée. La taille des électrodes, de petite à grande, peut varier de 2-3 à 200 cm² dans les cas extrêmes.

Les électrodes peuvent être **fixes** (électrodes collées ou fixées), notamment celles décrites ci-dessus, ou **mobiles**, qui en général, s'apparentent à un stylet ou un dispositif permettant de régler l'écartement (type compas) ou de faire glisser/rouler (type rouleau) ses parties actives. Quelle que soit sa forme, l'électrode mobile est généralement tenue manuellement par le praticien ou le manipulateur. Dans ce cas, l'électrode mobile peut être déplacée, soit pour rechercher une réaction physiologique précise (cf. ci-dessous dans le cadre de la recherche d'un point moteur), soit pour appliquer le courant sur un trajet précis. Cette électrode mobile est en général utilisée avec un courant polarisé (ou monopolaire).

Il existe globalement **2 techniques** d'application des électrodes. La première est **monopolaire**, c'est-à-dire qu'on place l'électrode active généralement de petite taille sur le muscle à stimuler (densité électrique importante pour faciliter l'effet excitomoteur) ainsi qu'une électrode passive, inactive, de dispersion, indifférente ou de référence sur une zone corporelle ou musculaire différente (ou au niveau de l'étage vertébral correspondant dans le cadre d'une stimulation antalgique). La technique **bipolaire** comporte 2 électrodes généralement de même taille sur le muscle à stimuler, l'une placée en partie proximale du muscle, l'autre en partie distale. Dans ce cas, les 2 électrodes sont alternativement actives et passives mais ce montage nécessite un courant biphasique (dont le sens est inversé à chaque impulsion).

Le choix de la technique monopolaire est certes envisageable et réalisable dans le cadre de la stimulation musculaire électro-induite mais elle est surtout utilisée dans le cadre de la **neurostimulation**. Dans ce cas, l'objectif est de **stimuler un nerf moteur** (e.g., sur le nerf fémoral au niveau du triangle fémoral pour stimuler le quadriceps ou sur le nerf tibial au niveau de la fosse poplitée pour stimuler le triceps sural). L'électrode active est positionnée sur le nerf et l'électrode passive est placée sur une zone corporelle relativement éloignée (genou, cheville, segment inférieur par rapport au lieu de stimulation du côté ipsilatéral ou au même niveau du côté controlatéral).

Le montage bipolaire est couramment employé dans le cadre de la **stimulation musculaire électro-induite** (directement sur le **muscle**). Le choix du positionnement des électrodes repose sur un certain nombre de critères. Les 2 électrodes peuvent être inter-changées au niveau de leur emplacement mais pour respecter les concepts théoriques, l'électrode connectée à la voie positive (rouge) est placée sur le point moteur (description ci-après) et l'électrode connectée à la voie négative (noire) est

Q u'est-ce que la stimulation électrique somatosensorielle et neuromusculaire ? Quelles différences existe-t-il entre une stimulation somatosensorielle et une stimulation neuromusculaire ? Comment s'applique-t-elle l'une et l'autre ? Avec quoi ? Pendant combien de temps ? Pour qui ? Pourquoi faire ?

L'auteur décrypte de façon didactique les principes essentiels de l'utilisation de la stimulation électrique somatosensorielle et de la stimulation électrique neuromusculaire. Sur la base d'analyses méthodologiques, il aborde les différentes techniques pour stimuler, muscler, développer, soigner, traiter, etc. :

- stimulation neuromusculaire, stimulation somatosensorielle,
- évaluation de la fonction neuromusculaire,
- entraînement, optimisation de la performance motrice,
- récupération physiologique, prévention et soin,
- traitement anti-douleur
- association avec la contraction musculaire volontaire.



Ce livre propose des schémas, figures et tableaux clairs et explicites illustrant les principes, concepts et techniques traités. L'essentiel y est commenté de façon précise et exhaustive.

Débutant ou initié, le lecteur découvrira les bases de la stimulation électrique somatosensorielle et neuromusculaire et les subtiles techniques d'application et mécanismes d'adaptation induits.

Thierry Paillard, Professeur des Universités, est docteur en STAPS (physiologie de l'exercice), docteur en neurosciences (neurophysiologie) et détient un brevet d'Etat d'aptitude à l'enseignement de la culture physique et du culturisme. Il est actuellement directeur du laboratoire Mouvement, Equilibre, Performance et Santé (EA 4445) de l'Université de Pau et des Pays de l'Adour.

ISBN : 978-2-8073-5142-4



9 782807 351424

deboeck **B**
SUPÉRIEUR

www.deboecksuperieur.com