

L'ELECTROTHÉRAPIE

DANS LE CADRE DE LA RÉÉDUCATION PÉRINÉALE

Partie 1 : Généralités

MC Cappelletti Kinésithérapeute CERP VINCI Paris 11^e

Remerciements à : AF PLANTE (Melbourne), Sophia ABOUKINANE (Évry), Nadia PASCUAL

Pour leur recherche en bibliographie, leur traduction et la mise en page de ce texte.

Remerciements à Michel GEYRE Ingénieur en électronique pour ses précieux conseils

Résumé :

Dans leur étude sur l'évaluation des techniques de rééducation, Grosse D, Sengler J¹ montrent que l'efficacité de la rééducation est liée à la juxtaposition des quatre principales techniques.

La rééducation manuelle, le biofeedback, l'électrostimulation et les techniques comportementales.

L'ensemble étant coordonné quantitativement et qualitativement par l'appréciation du thérapeute et le libre consentement du patient par ailleurs bien informé.

Les discours commerciaux et les arguments habiles des sociétés de marketing ont introduit l'électrostimulation comme une sorte de panacée conduisant à la guérison des problèmes de continence.

Or s'il existe des arguments en faveur de l'électrothérapie bien conduite, il existe également des études démontrant que la stimulation appliquée seule n'aurait qu'un effet limité voire pas du tout.

Le but de cette étude est précisément d'explorer les arguments bibliographiques et d'exposer nos propres recherches afin d'éclairer nos confrères et plus généralement le public intéressé.

Summary:

The evaluation study of various techniques of rehabilitation from Grosse and Sengler shows that the success of rehabilitation is best when four main techniques are used simultaneously. These are manual rehabilitation, biofeedback, electro stimulation and behavioural retraining. The treatment selection results from the therapist's clinical reasoning based on quantitative and qualitative outcomes measures and the patient's informed consents.

Recently various marketing techniques have emerged and promoted electro stimulation as a miracle cure to incontinence problems.

However they are valid arguments for the use of electro stimulation, other studies have shown it could have no effect if used on its own.

Hence, the purpose of this study is to explore the arguments available in the literature and provides the results of our own research enlightening the work of our colleagues and more widely the public showing a growing awareness.

PARTIE 1

GENERALITE SUR L'ELECTROSTIMULATION

LA RHEOBASE- LA CHRONAXIE- LE SEUIL DE FATIGABILITE- L'IMPEDANCE

Mots clés :

Force maximale volontaire isométrique (FMVI)

Intensité (volts v ou milliampère mA)

Fréquence Hz

Électromyogramme μ volts

Potentiel d'action (PA).

GÉNÉRALITES :

La myostimulation (ms) est une technique ancienne. Depuis la fin du XVIII siècle on sait reproduire une contraction musculaire par l'effet d'une brusque variation de potentiel électrique. (PE).

Le courant électrique parvient à la fibre musculaire à travers les tissus séparant l'électrode du muscle.

Le seuil à partir duquel la contraction se manifeste peut être mesuré soit par une alerte du patient, seuil sensoriel, ou mécaniquement à la vue ou au toucher c'est le seuil contractile.

A partir du seuil de perception qui est corrélé à la puissance du générateur mesuré sur le moniteur, le courant peut augmenter en volume et recruter spatialement de plus en plus de fibres musculaires supplémentaires.

Ces paramétrages sont assez faciles à mettre en évidence sur les muscles squelettiques par l'intermédiaire des électrodes sur peau.

En effet le seuil de perception (rhéobase) s'exprime en milliampères (mA) visible par un léger creux peaucier est créé par une impulsion rectangulaire de longue durée 100 à 300 ms. C'est l'intensité ou voltage liminaire. (Voir graphique ci-dessous).

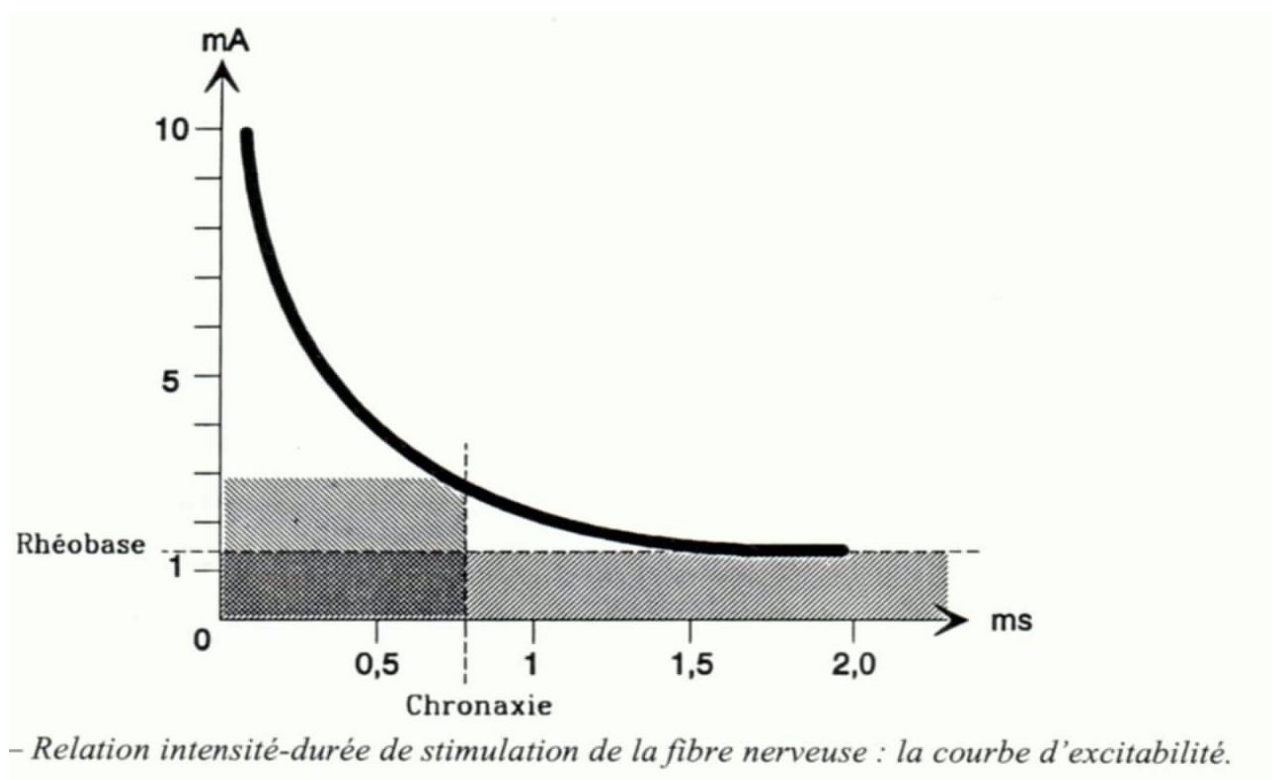
L'opérateur double alors le chiffre de la rhéobase et l'expérience recommence pour obtenir la chronaxie par impulsion de très courte durée (0,03 ms) jusqu'à obtenir la

réponse musculaire qui devient alors la référence de la sensibilité musculaire du muscle et du patient considéré.

Chaque muscle possède sa propre chronaxie. Elle est déterminée par son activité fonctionnelle.

Si l'intensité de l'impulsion demeure constante (courant constant) le muscle s'accommode et ne répond plus ou beaucoup moins. C'est le seuil d'accommodation musculaire. Il faut à ce moment là augmenter l'intensité pour obtenir de nouveau une contraction.

Cette stimulation et les références qui l'accompagnent ont été bien étudiées par les physiothérapeutes et des médecins du sport qui ont défini à partir de leurs expériences et le matériel sans cesse modernisé, les bases de la stimulation musculaire chez les sportifs et en médecine de rééducation. Souquet et al² 1997.



EFFETS ET INTÉRÊTS DE L'ÉLECTRO STIMULATION MUSCULAIRE

La plupart des études récentes chez l'homme De Bisschop³ (1997), Dumoulin⁴ (1984), Kots⁵ (1971) montre qu'il est possible d'obtenir des gains de force musculaire par électrostimulation. Des résultats probants ont aussi été obtenus chez les sujets en cours de rééducation.

Les expériences réalisées par Cabric⁶ (1987) mettent en évidence que contrairement à l'entraînement des fibres par contraction volontaire, l'électrostimulation agit sur les fibres musculaires dans l'ordre inverse de la loi de Hennemann « principe de la taille des moto-neurones »⁷ (1975) qui montre que lors d'une contraction volontaire, les fibres de type I (alpha-toniques lentes) entrent en action les premières. Lors d'une stimulation électrique ce sont les fibres les plus rapides (type II tonico-phasiques et surtout IIB alpha phasiques) qui sont stimulées en premier. C'est cette particularité qui fait l'intérêt de cette technique par rapport à la contraction volontaire.

L'entraînement par ES permet un développement significatif de la force maximale isométrique pour un grand nombre d'auteurs. Il existe une relation entre l'intensité de la contraction électro-induite et les gains de force obtenus. L'intensité de la contraction électro-induite dépend de l'intensité du courant de stimulation dans la limite de la tolérance du patient.

Ces deux paramètres (intensité / force musculaire) sont variables en inter et intra sujet en fonction de facteurs locaux tels que l'impédance tissulaire et les conditions de fatigue par exemple.

Kubiak et al⁸, Marque⁹ (1992-1995) Vanderthommen¹⁰ (1992), ont pu montrer qu'à partir de 20 % de la FMVI la contraction électro-induite devient efficace et permet d'obtenir des gains de force significatifs.

Le gain de force par électrostimulation peut atteindre de 20 à 30 %. Luthi et Hoppeler¹¹(1991).

Il est à noter que pour une intensité fixe, c'est la fréquence de fusion tétanique musculaire (50 à 70 Hz) qui permet d'obtenir la force électro induite la plus

importante Gobelet et al¹² (1988). Vanderthommen¹⁰ (1992) ce dernier indiquant que les appareils générateurs produisent un courant rectangulaire bidirectionnel compensé

Cette augmentation de force est corrélative au niveau d'activité myoélectrique visible sur les courbes EMG.

Les gains de force sont systématiquement accompagnés d'une augmentation des niveaux EMG. Dupont et al¹³ (1995), Condouret J et al¹⁴ (1985).

Il existe une relation curvilinéaire entre le niveau d'excitation du muscle reflété par l'EMG de surface et la force musculaire. Condouret J et al¹⁵ (1986).

Cappelletti MC, Geyre M, Peppo C¹⁶ (2003) ont également montré cette symétrie dans une étude sur 200 cas de rééducation périnéo-sphinctérienne.

Ce gain de force met en évidence l'existence d'une adaptation neurophysiologique identique au sein des agonistes étudiés même si l'électrostimulation est appliquée sur l'un d'entre eux.

Ainsi les facteurs neurophysiologiques contribuant à organiser la commande motrice entre plusieurs groupes fonctionnels sont impliqués par la stimulation électrique. Mais d'autres mécanismes d'adaptation à l'ES peuvent rendre compte de ce gain de force.

Le facteur mécanique par exemple qui ajuste le muscle à sa longueur d'entraînement, par une variation du nombre de sarcomères. On augmente ainsi les degrés de recouvrement des filaments d'actine et de myosine.

Outre l'EMG et les facteurs mécaniques cités on peut également voir les modifications de la taille du muscle par l'imagerie IRM. Benaceraf R¹⁷ (1995).

IMPORTANT :

La contraction électro induite comme l'entraînement par contraction volontaire n'agit que sur la course et l'angle de travail considérés. Cometti (2002) G, Miller Ch (1992).

Le rendement musculaire ne sera amélioré que dans ce segment. De plus la répétition des stimulations en course interne (concentrique) provoque un enraidissement des fibres.

Par conséquent si on respecte la physiologie il faudra obligatoirement après la stimulation reprendre les régimes de travail manuellement. Ne pas oublier les contractions isométriques, excentriques, pliométriques en faisant varier les résistances et les directions de ces résistances.

De cette manière on palliera à la raideur et toutes les possibilités musculaires seront sauvegardées et améliorées.

PARTICULARITÉ DES MUSCLES DU PLANCHER PELVIEN

Les muscles du plancher pelvien ont une composition histochimique comparable aux muscles squelettiques. Seule la répartition entre les fibres lentes et rapides est différente et dépend de la fonction usuelle. Les muscles du périnée ont un revêtement qui leur est propre notamment par des tissus lubrifiés dépendant de l'imprégnation hormonale et d'une vascularisation très particulière. Ils sont de plus cachés à la vue, souvent méconnus et enfouis dans un endroit très intime.

La résistance aux impulsions (impédance) et la sensibilité obligent à des précautions spécifiques.

L'impédance est variable d'un sujet à l'autre, d'un moment à l'autre, variable en cours de cycle hormonal et lors du passage en post-ménopausique Pfeiffer, E¹⁸ (1986). Fg1.

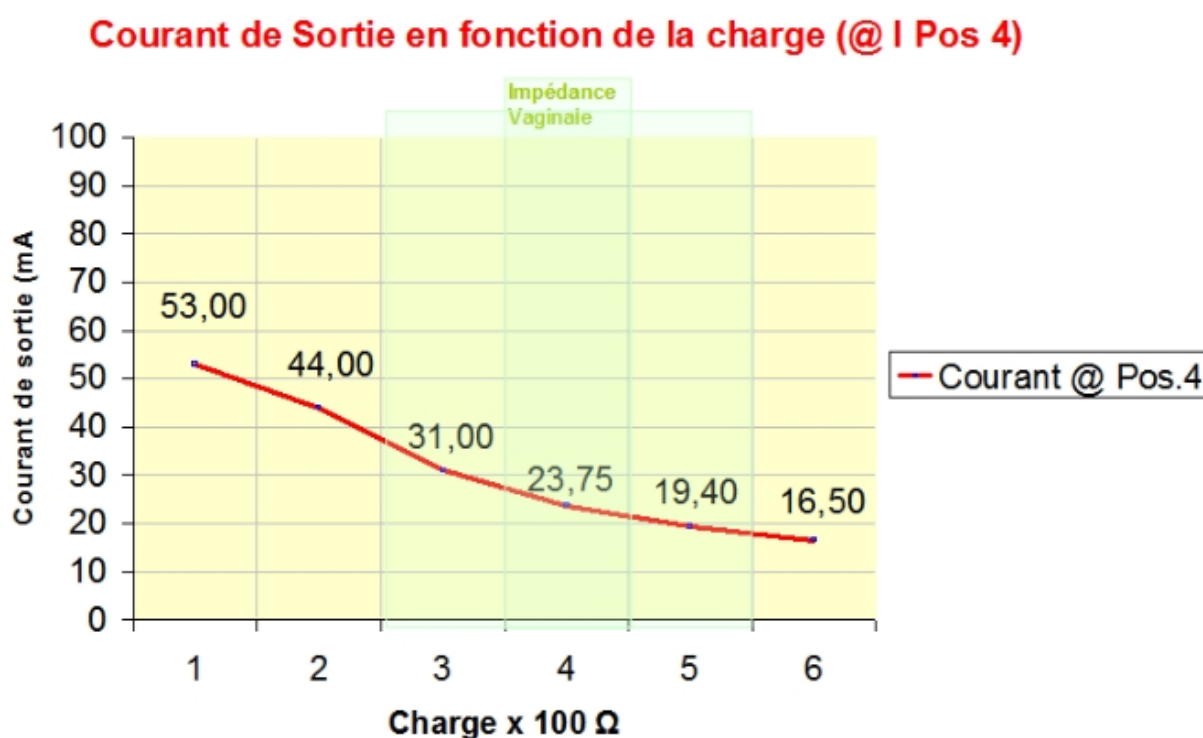


Fig 1 : modification de l'intensité de sortie en fonction de la résistance (impédance) dans notre exemple le générateur est insuffisant. La plage d'impédance vaginale se trouve entre 350 Ω et 450 Ω. On constate une perte d'intensité dans la plage requise. Courbe obtenue par MC Cappelletti et Michel Geyre sur une étude de générateur proposé au public dans le cadre d'un test commandé par l'ARREP. (2008 voir rapport des auteurs sur demande)

Courant de Sortie en fonction de la charge (@ I Pos 4)

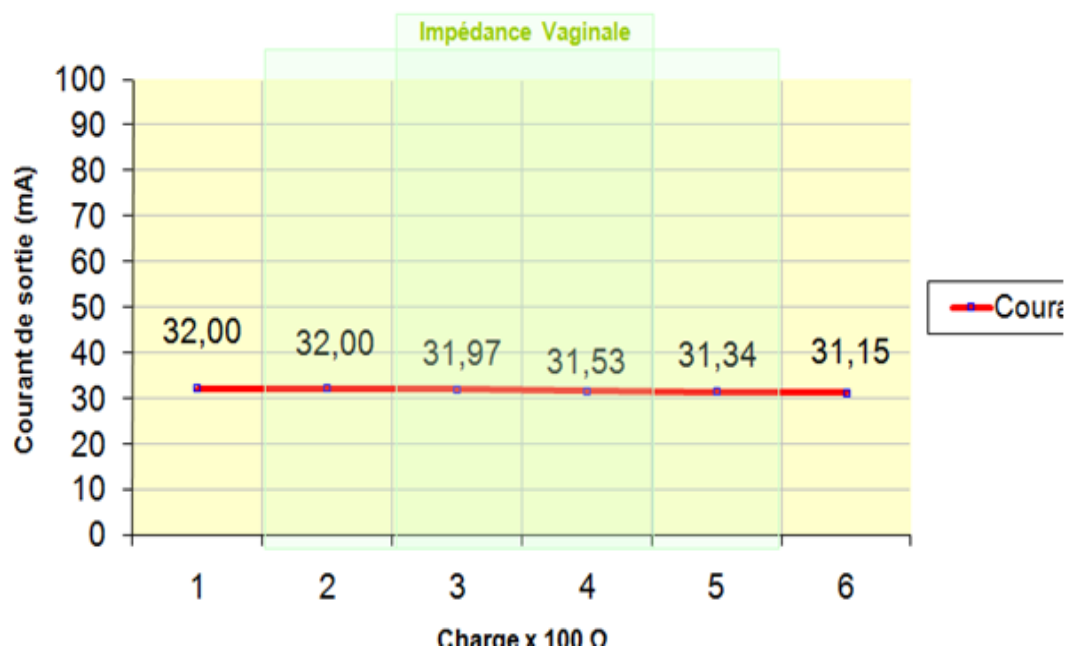


Fig 2 : Effectuée en 2010 ce graphe montre l'évolution du générateur de la Fig :1 cette fois conforme à notre cahier des charges en ce qui concerne la puissance et uniquement ce paramètre puisque l'étude clinique n'a pas été faite par notre équipe. L'intensité est linéaire quelle que soit la charge (impédance).

On ne peut mesurer la rhéobase comme pour les muscles sous le revêtement cutané au risque de déclencher des événements douloureux (courant de longue durée > 100 ms) ou réalisant des ionophorèses possiblement irritantes ou même brûlantes, par conséquent on ne peut en déduire la chronaxie.

Seule la perception de la patiente ou le contrôle visuel du thérapeute au niveau du noyau fibreux central du périnée ou encore par un toucher direct peuvent contrôler le niveau d'activité du muscle per-stimulation.

Il faut donc, pour que l'efficacité soit maximale, mesurer le seuil de perception patient, le seuil de contraction utile (très souvent négligé), le seuil d'accommodation musculaire et le seuil de fatigabilité.

Nous avons vu cf. supra que l'entraînement par l'ES permettait un gain de force musculaire isométrique significatif.

Comment peut-on évaluer ce gain de force ?

Il existe plusieurs possibilités.

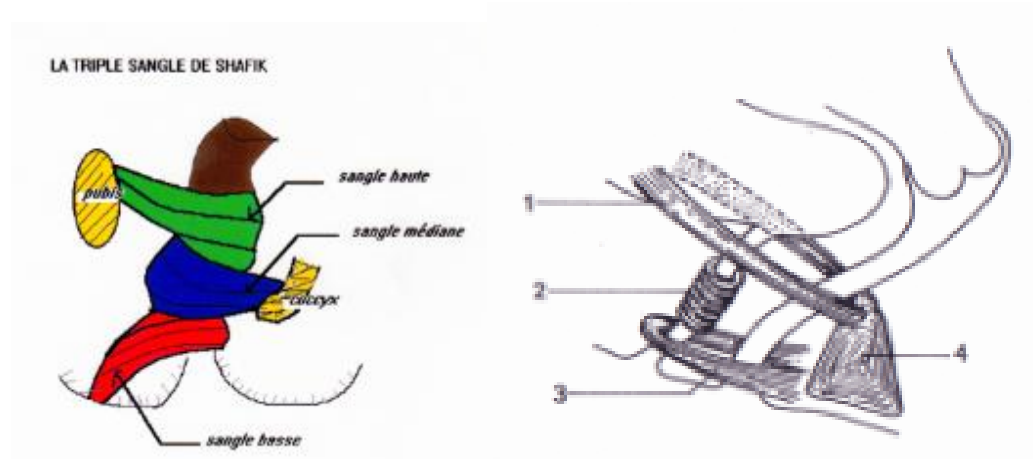
Tout couple musculaire développé pour une action commune résulte de l'action conjuguée de plusieurs muscles agonistes voire antagonistes.

La répétition d'une action par sollicitation volontaire ou par électrostimulation conduit à une restructuration des synergies entre ces muscles agonistes.

A partir de cette valeur de couple il n'est pas théoriquement possible de calculer la force développée par un muscle particulier, mais pour lever cette indétermination il existe plusieurs méthodes.

En effet le plancher du périnée est composé d'un ensemble musculaire et il faut bien en choisir un pour non seulement le stimuler mais aussi pour mesurer l'évolution de sa force et de son adaptation à l'entraînement.

Les sphincters doivent leur efficacité à des couples musculaires multifonctionnels comme la triple sangle de Shafik f1 (ano-rectal) ou le sphincter de Davis f2 (urètre) composé de trois faisceaux qui pour être synergiques ont des sens de contractions opposés.



f1 : triple sangle de SHAFIK

f2 : Sphincter de Davis : -

1- puborectal 2- Strié urètre 3-bulbo caverneux 4- NFCP

Une méthode nous a paru facilement adaptable.

C'est celle qu'évoque Goubel¹⁹ citant Bouisset (1998) qui consiste à réduire un groupe musculaire à l'un des agonistes dont l'action est considérée comme représentative de l'ensemble sur les bases de données anatomiques et physiologiques.

On représentera le groupe musculaire par un muscle dit « équivalent ». Dans notre cas nous avons choisi le Pubo Rectal qui est celui qui est le plus facile à isoler.

Le gain de force et l'activité électrique par EMG sont corrélés de façon linéaire pour une bonne part lors de l'entraînement. Cappelletti MC ET Geyre M¹⁶ (2004).

L'évolution de l'EMG est donc représentative du gain de force.

L'EMG est un excellent moyen de capter les événements électriques des muscles. Les mécanismes de la contraction musculaire aboutissant à la production de la force, induisent à la surface des muscles des différences de potentiel exprimées en μ volts que l'on peut recueillir grâce aux électrodes.

Les gains de force sont systématiquement accompagnés d'une augmentation de l'activité électrique jusqu'à un certain point. Sur les moniteurs on voit alors l'EMG Intégré décodé en courbe linéairement corrélée à l'effort du patient, c'est le BFB classique.

Il faut savoir cependant que sous stimulation électrique, les méthodes connues par analyse du signal électromyographique de surface ne peuvent s'appliquer. Pele P, et al. (À paraître) et Nagata S, et al²⁰ (1990).

En conséquence dans le cas de l'électromyographie intra vaginale ou intra anale les grandeurs mécaniques en pression seront celles qui seront retenues dans notre étude pour caractériser la valeur de la réponse et de la fatigue musculaire. Autrement dit la réponse musculaire à une SE sera mesurée par la voie pression.

C'est ce que nous allons évaluer dans la deuxième partie de notre travail.

PRATIQUE DE L'ÉLECTROSTIMULATION

L'idée d'introduire l'électrostimulation périnéale est ancienne puisqu'au XIX^e siècle Duchenne de Boulogne envisageait la stimulation électrique des muscles du plancher pelvien pour traiter l'incontinence urinaire.

Le traitement de l'incontinence urinaire par électrostimulation fut dans les années cinquante introduite par Osborne, Huffman et SOKAL en 1952 (Arch. Phys. Méd. Réhabil 33 : 674, 1954).

On note l'apparition en 1960-63 de stimulateurs implantables Caldwell, (1963) rapidement abandonnés au profit de la stimulation non implantable Alexander et Rowan, (1968).

En France le pionnier en rééducation pelvi-périnéale fut incontestablement Alain Bourcier²¹.

En 1977 à la suite d'un voyage outre-Atlantique, A. Bourcier a organisé les bases de la rééducation telle qu'elle est pratiquée actuellement dans notre pays. Fort de ce nouveau savoir, Alain Bourcier envisagea une rééducation des muscles périnéaux respectueuse de la physiologie de ces derniers.

A la même époque une équipe slovène Plevnik²² et surtout suédoise Magnus Fall²³ décrivaient des types de courant électrique inhibiteurs vésicaux au cours d'expérimentations sur l'animal et l'humain.

Au sein de l'Université de Saint Etienne le GRUG, Groupe en rééducation uro-gynécologique, créait la première formation officielle pour les kinésithérapeutes.

Ultérieurement les sages-femmes rejoignirent cet enseignement et obtinrent leur décret de compétence en 1997.

L'INK pour sa part, fonda en 1985-86 le premier cours de son école grâce à Bourcier, Dentz JP²⁴ et Cappelletti MC, avec un succès qui ne s'est jamais démenti jusqu'à nos jours.

INFLUENCE DES PARAMETRES DE STIMULATION ELECTRIQUE SUR LA REPONSE MECANIQUE DU SPHINCTER URETRAL

La stimulation ayant lieu sur les faisceaux des releveurs le sphincter urétral réagira synergiquement.

Malissard et al²⁵⁻²⁶ (1992) ont analysé la réponse musculaire urétrale à une SE. Pour se faire ils ont étudié les trois paramètres caractéristiques de la stimulation : intensité, fréquence et durée des impulsions.

Le générateur délivrait des trains d'impulsions de courant rectangulaire bipolaire à moyenne nulle (ce sont les générateurs les plus communément utilisés dans les cabinets de rééducateurs spécialisés).

On peut faire varier l'intensité crête de 0 à 50 mA la fréquence de répétition des impulsions de 5 à 500 Hz la durée des impulsions de 0,2 à 4,5 ms ou 2 à 450 μ s.

Les auteurs ont trouvé une correspondance entre les impulsions et la surpression urétrale.

L'amplitude de la réponse sphinctérienne dépendant linéairement de l'intensité de stimulation ce paramètre est donc le plus sensible pour en contrôler l'efficacité. D'autres études comparables ont abouti à cette conclusion. Jouffroy CH et al²⁷ (1988).

Selon ce même critère la valeur optimale pour l'intensité sera la valeur maximale supportable du sujet. Elle est de l'ordre de 25 à 30 mA dans l'étude MALISSARD et nettement plus selon nos propres observations.

Les auteurs montrent que l'intensité a bien le rôle le plus important dans le contrôle de l'efficacité mais aussi que les résultats sont dépendants des variations individuelles **et donc la nécessité d'envisager des stimulations personnalisées est vivement conseillée.**

EFFET DE L'IMPULSION

L'effet de dépolarisation (arrivée de l'impulsion ou salve) est d'autant plus prononcé que la vitesse d'apport est plus grande.

L'ES est d'autant plus efficace que la rupture d'équilibre est plus brutale. La salve électrique doit être appliquée dans le plus bref laps de temps. C'est pourquoi le front raide est préféré : impulsion rectangulaire.

Sans pente d'installation ni de rupture. Pour qu'un élément excitable réponde à une stimulation il est nécessaire que l'intensité (exprimée en mA) atteigne un certain seuil dit liminaire. La réponse de l'élément isolé est maximale d'emblée : c'est la loi du tout ou rien. S'il s'agit non plus d'un élément isolé mais d'un muscle quelques éléments répondent.

Pour être efficace l'ES doit produire des contractions tétaniques intenses en provoquant le minimum de sensations nociceptives.

Comme pour l'ES dans le muscle sain, par exemple dans l'entraînement des sujets sportifs, nombre d'auteurs s'accordent pour que l'intensité du stimulus électrique au niveau du plancher pelvien soit idéalement entre 50 et 80 mA.

ELECTROTHERAPIE LE POUR...ET LE CONTRE

L'électrothérapie périnéale est une des techniques les plus employées en rééducation, mais elle n'est pas la seule loin s'en faut.

L'intermédiaire universel de cette rééducation demeure le muscle même si la prise en charge du patient requiert patience et guidage comportemental.

L'amélioration et dans le meilleur des cas la guérison de nos patients dépendent de facteurs qui se combinent.

L'intégration de la fonction dans le schéma corporel, le gain de force musculaire l'adaptation à l'entraînement, récupération plus rapide, temps de réaction à l'effort réduit, l'amélioration de la circulation locale et les modifications métaboliques Roques et al²⁸ (1992) en sont les facteurs principaux.

Le professionnel de la rééducation ne dispose pas des instruments de mesure qui sont du domaine des laboratoires de recherches. Mais en revanche, il peut grâce à des outils de travail sans cesse améliorés, mesurer les gains de force musculaire et les corrélés aux évolutions des dysfonctions dont souffrent ses patients.

Certains(es) refuseront le service de l'électrostimulation, d'autres se contenteront d'électro stimuler sans autre emprunt à l'arsenal disponible.

Dans leur étude sur l'évaluation des techniques de rééducation, Grosse D, Sengler J¹ (1998) montrent que l'efficacité de la rééducation est liée à la juxtaposition des quatre principales techniques.

La rééducation manuelle, le biofeedback, l'électrostimulation et les techniques comportementales. L'ensemble étant coordonné quantitativement et qualitativement par l'appréciation du thérapeute et le libre consentement du patient par ailleurs bien informé.

Les discours commerciaux et les arguments habiles des sociétés de marketing ont introduit l'électrostimulation comme une sorte de panacée conduisant à la guérison des problèmes de continence.

Or s'il existe des arguments en faveur de l'électrothérapie bien conduite il existe également des études démontrant que la stimulation appliquée seule n'aurait aucun effet.

Notre association (ARREP) ayant pour objet entre autre de rechercher et d'étudier les moyens les plus efficaces à proposer à nos patients s'est donné les moyens

d'expérimenter les dispositifs proposés à nos confrères et quelques fois, hélas, au grand public sans passer par la phase des essais électro physiologiques et cliniques.

Le but de cette étude est précisément d'explorer les arguments bibliographiques et d'exposer nos propres recherches afin d'éclairer nos confrères et plus généralement le public intéressé. Mais aussi et nous dirions même surtout de simplifier les outils et modalités techniques d'application des courants électriques pour les rendre disponibles et peu contraignant.

Nous avons ainsi au fil de nos lectures relevé des arguments pour et au contraire ceux, qui n'accordent que peu d'intérêt à l'électrothérapie.

Nous rappellerons aussi que si nous pouvons au cas par cas conseiller des générateurs pour usage exclusif et au domicile ou encore pour des patients expatriés n'ayant pas d'autre possibilité, notre pratique use de l'électrothérapie comme un moyen parmi d'autres afin de parvenir au but recherché.

ARGUMENTS POUR

Sand et al²⁹ ont dans leur étude proposé de déterminer l'efficacité de la SE transvaginale dans le traitement des IUE.

Pendant 15 semaines en multicentrique, prospective, double aveugle versus placebo en comparant l'utilisation d'un générateur réel (35 patientes) avec un appareil fictif (17 sujets).

Pas de précision sur le générateur.

Conclusion :

La stimulation électrique transvaginale apparaît comme sans danger et efficace dans le traitement des IUE.

Fall³⁰ par stimulation ambulatoire au long cours par système endo vaginal 10Hz, 8h00 / jour obtient 90% de résultats favorables et considère l'incontinence par urgence comme la meilleure indication de la SE périnéale.

Ericksen³¹ dit que par voies anales et vaginales il obtient 85 % de bons résultats et 77 % après 15 mois, mais à condition d'utiliser un courant constant évalué 43 mA et de 5 à 50 Hz.

ARGUMENTS CONTRE OU INDECIS

Amaro et al³² ont étudié dans « La stimulation intra vaginale » : une étude aléatoire, double aveugle dans le traitement des incontinences urinaires mixtes.

Dans ce travail entre janvier et février 2002, 40 femmes ont été échantillonnées par randomisation en deux groupes. Un recevant un générateur actif, l'autre un générateur inactif.

Protocole : 3 sessions de 20 mn par semaine sur 7 semaines l'appareil utilisant une fréquence de 4Hz sans autre précision.

Conclusion :

Une amélioration significative fut produite par la stimulation active et fictive soulevant des questions quant à l'efficacité de la stimulation en thérapie unique.

Norton et al³³ ont proposé de déterminer si l'effet des SE endo anales sans autre exercice améliorerait les symptômes d'incontinence.

Protocole : 90 patients ont été échantillonnés (9 hommes, 81 femmes) avec un groupe recevant une SE anale à 35 Hz, l'autre groupe recevant une SE fictive à 1Hz. Pendant 8 semaines. Les échelles de mesures des résultats incluaient un calendrier des selles quotidien, un questionnaire des symptômes, une manométrie et une évaluation par les patients eux-mêmes.

Conclusion :

Il n'y a pas dans cette étude de différence significative entre le groupe 35 Hz et le groupe 1 Hz. Ceci soulève donc l'hypothèse que l'effet principal ne provient pas de la stimulation mais de l'effet de l'intervention en elle-même.

Hosker et al³⁴ se proposent de déterminer l'effet de la stimulation électrique dans le traitement des incontinences fécales de l'adulte.

Protocole : 260 patients pas de précision sur le matériel et les paramètres de SE.

Conclusion :

Il n'existe pas assez d'évidences pour permettre de tirer une conclusion fiable sur l'effet de la SE dans le management de l'incontinence fécale.

INTERACTIONS MATERIEL / PATIENT ET THERAPEUTE / PATIENT

Voorham et al³⁵ analysent le placement de cinq sondes couramment utilisées en ES et BFB.

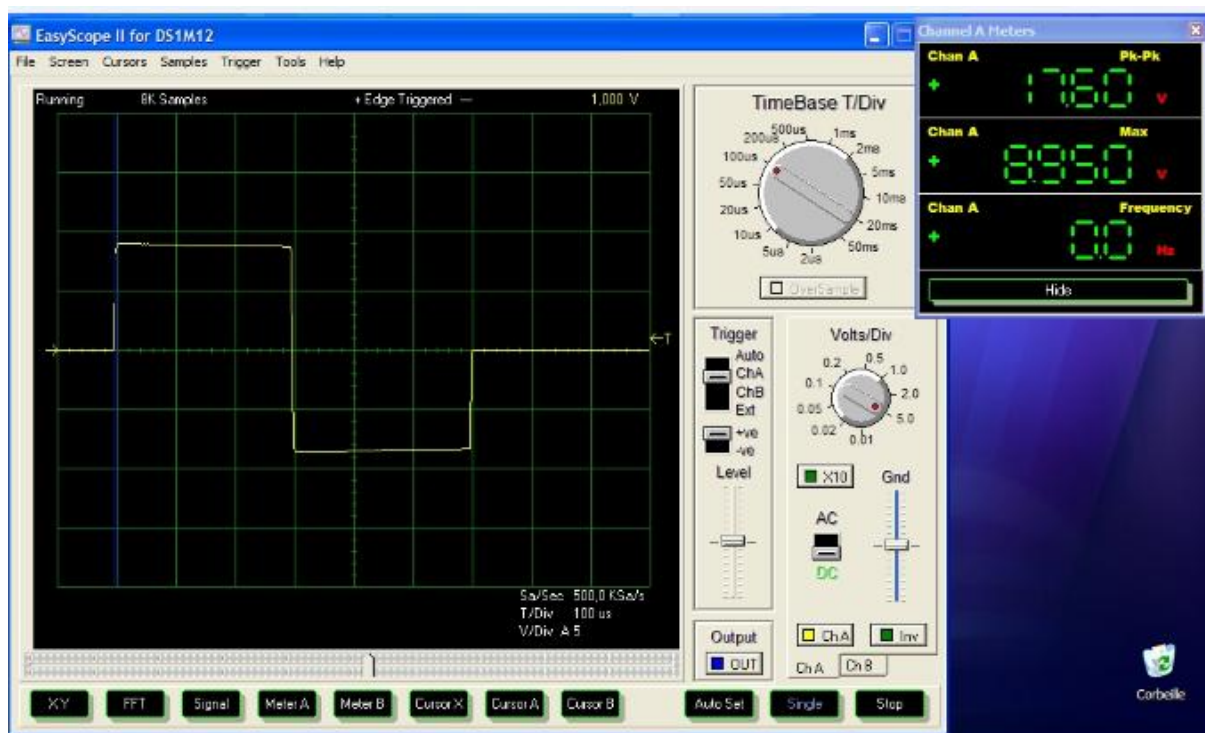
Ultra son et IRM évaluèrent la position de ces sondes chez deux femmes multipares en référence à l'anatomie du plancher pelvien.

Pas de précision sur le type de sondes ni sur l'habitude du manipulateur à positionner les sondes.

Conclusion :

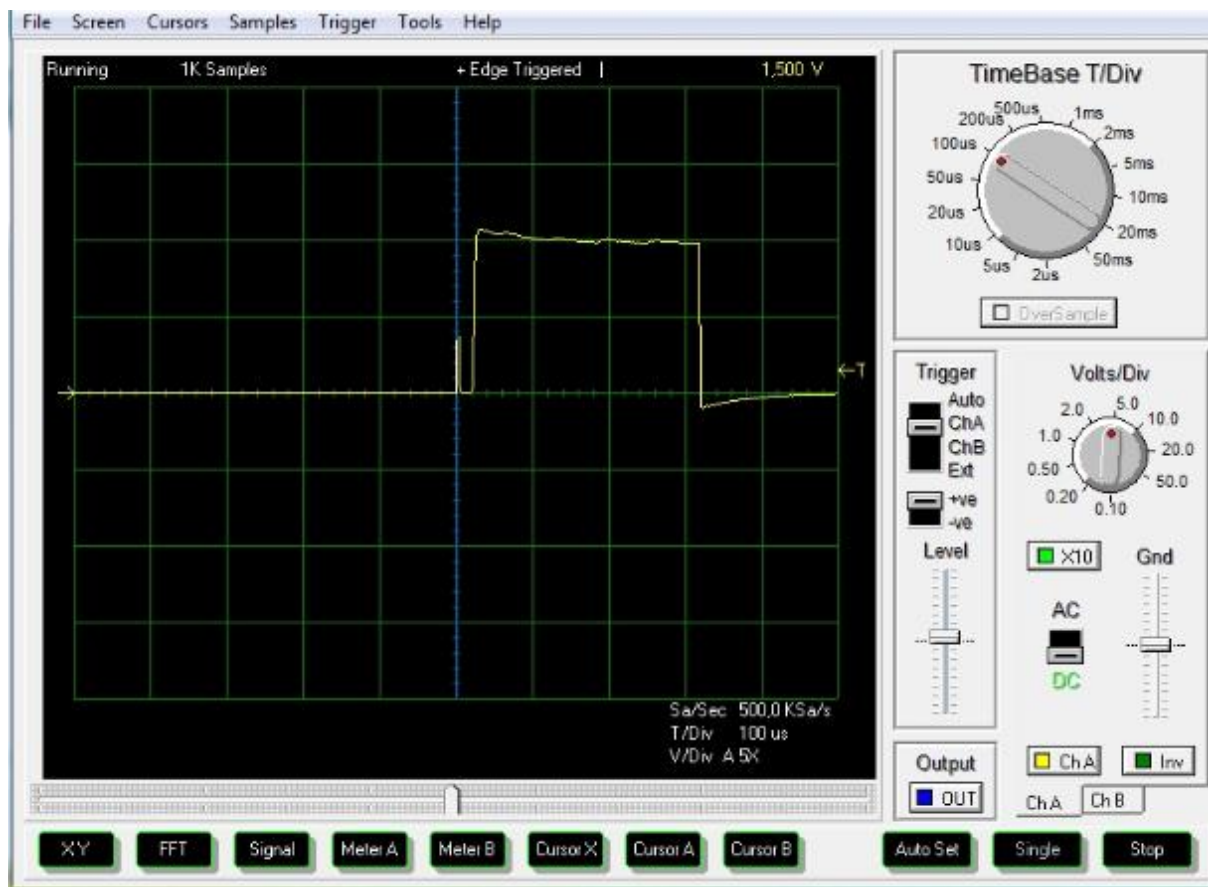
La position de toutes les sondes examinées varia considérablement. De ce fait il est peu probable que ces sondes fournissent un enregistrement sûr et uniforme de l'activité musculaire de la fonction du plancher pelvien et soient optimales pour l'électrostimulation.

Norton³³ relève que des études récentes montrent l'importance de l'interaction thérapeute / patient. L'action du thérapeute étant essentielle dans l'amélioration de ces muscles (du plancher périnéal). La capacité d'adaptation et d'autonomie du patient semblent plus importantes que toutes les techniques adjuvantes dans le traitement de l'incontinence anale.



F3 : Fig 2 : Le classique : courant rectangulaire biphasique alterné à moyenne nulle.

AUTRES IMAGES DE STIMULATEURS DITS BIPHASIQUES MAIS QUI ONT DES PETITES OU GROSSES IMPERFECTIONS SELON LES DONNEES ACTUELLES.

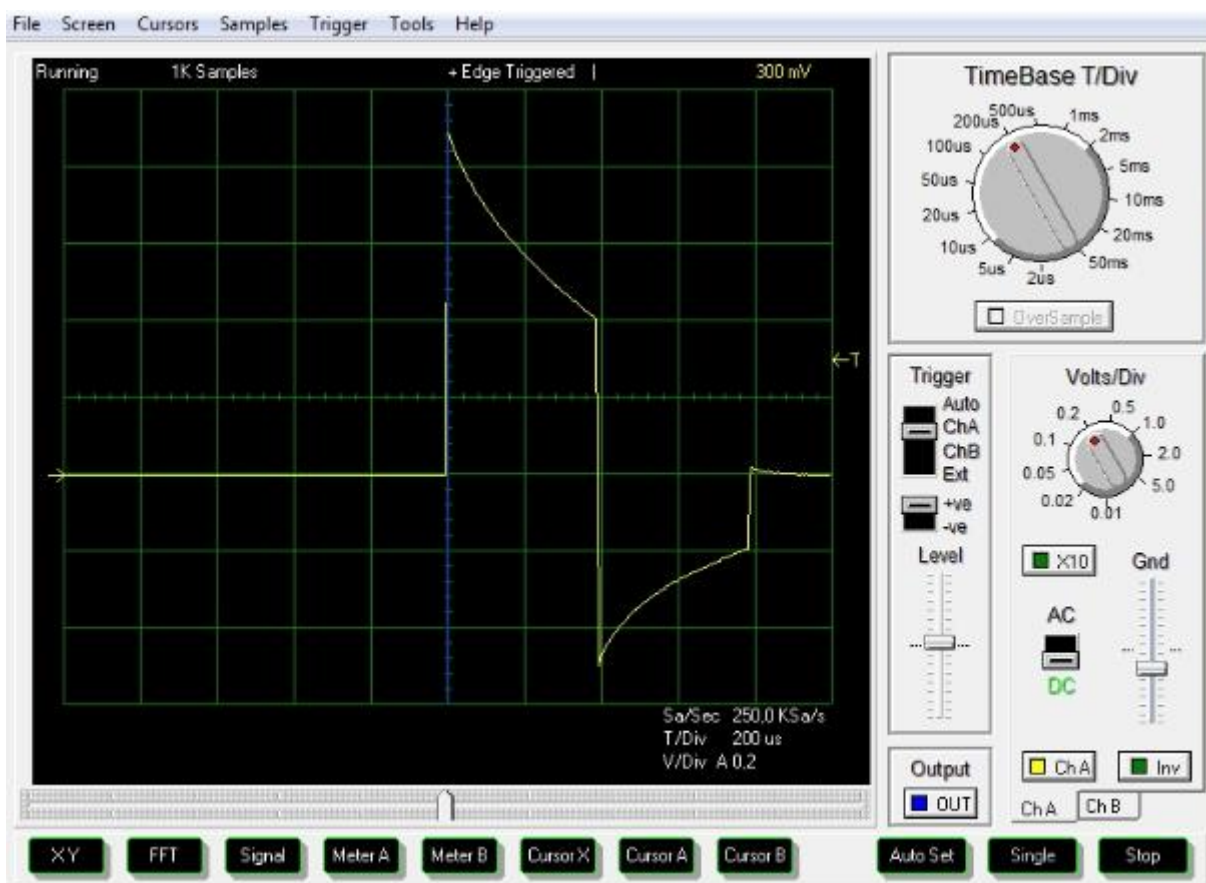


f4 : Cet appareil est vendu pour délivrer une forme d'impulsion rectangulaire compensée.

En réalité c'est un monophasique. Avec une polarité alternante tantôt positive tantôt négative ; c'est-à-dire que la compensation se fait au choc suivant.

On peut voir juste avant l'arrivée du potentiel un over shoot.

En revanche l'intensité mesurée est cohérente avec l'affichage sur le stimulateur, 10 volts crête sous 500 ohms de résistance soit 20 mA.

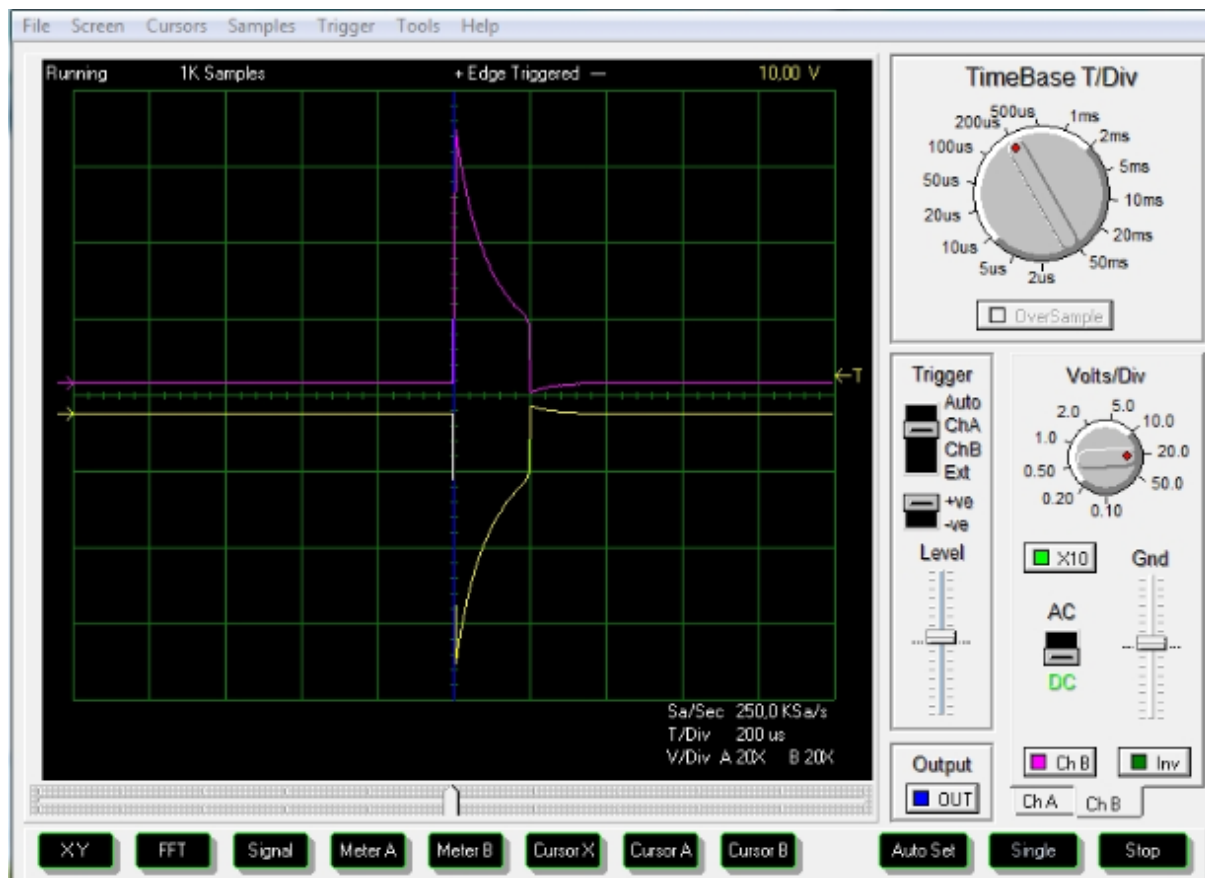


F5 : Autre exemple de stimulateur portable également remboursé.

Il présente effectivement une stimulation biphasique. La forme théorique de l'impulsion devrait être rectangulaire. Ici l'onde perd de son efficacité car l'intensité diminue rapidement et perd la moitié de sa valeur sur la largeur du courant programmée à 400 μ s.

En fait on croit stimuler à 20 v constant ou à 40 mA mais le patient ne reçoit qu'une partie du choc. La puissance du stimulateur s'effondre rapidement et ne peut assurer la puissance constante demandée.

De plus le choc de dépolarisation (le 1^{er}), n'est pas entièrement compensé par le choc de repolarisation.

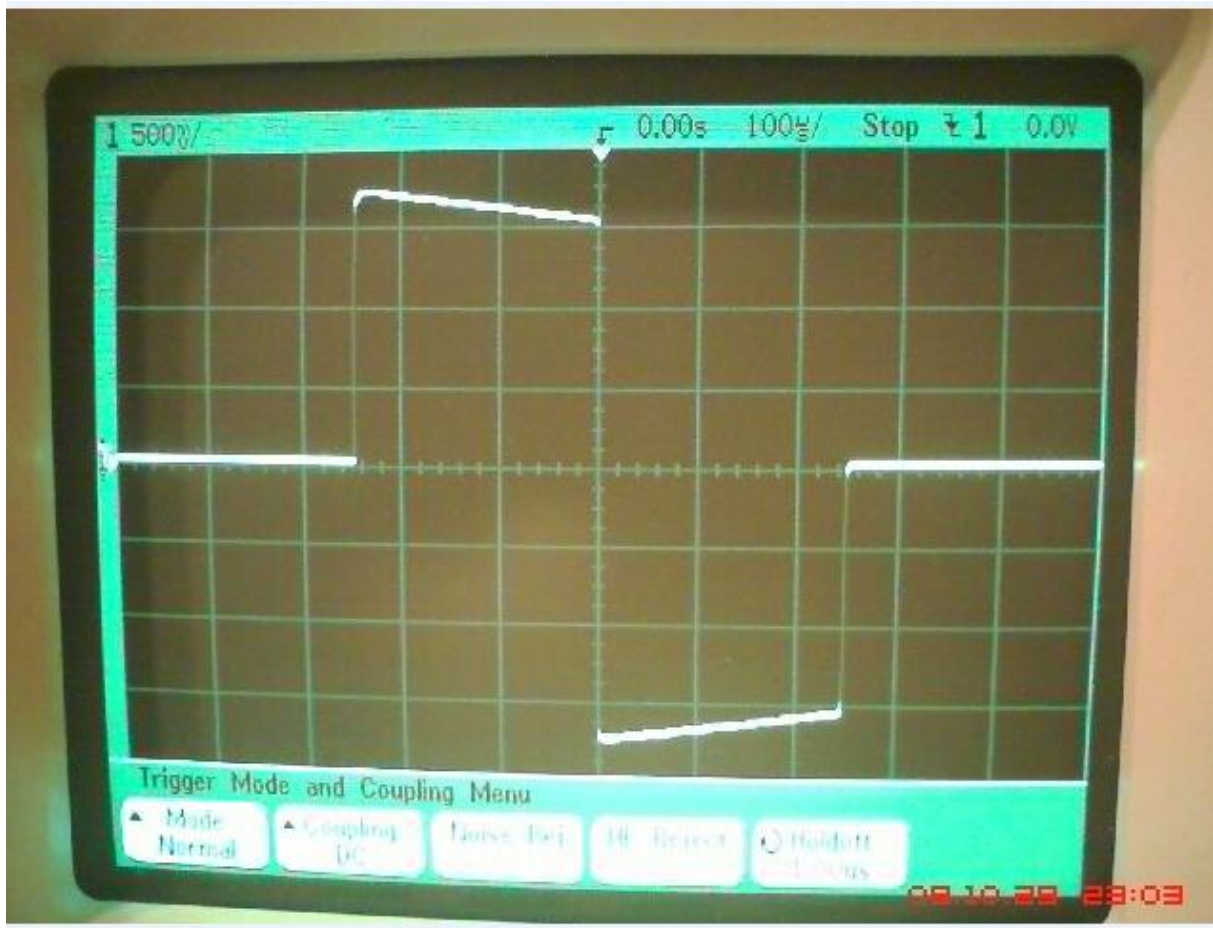


F6 : Exemple de ce qu'il ne faut pas faire.

Ici le chronogramme montre deux chocs simultanés sur deux sites différents de la sonde (3 électrodes).

On note une perte de la puissance dès l'arrivée initiale, pourtant convenable à 60 mA, mais se retrouvant à un tiers à la fin de l'impulsion (ici largeur ici 200 μ s). La patiente sent une pointe vive puis plus rien.

Autre exemple d'un stimulateur dont la puissance s'effondre et ne peut fournir le courant programmé sur toute la durée du choc.



f7 : Dans ce graphe le courant est biphasique à moyenne nulle, mais l'intensité est insuffisante 15V crête, la largeur également 250 μ s, la petite pente observée sur la largeur note un essoufflement (léger par comparaison à f5 et f6) du générateur. La puissance du stimulateur = intensité, tension, largeur est insuffisante pour permettre un recrutement efficace.

L'ELECTROTHÉRAPIE

DANS LE CADRE DE LA RÉÉDUCATION PÉRINÉALE

Partie 2 : L'électrodiagnostic en Kinésithérapie Périnéale

PROGRAMME DE CETTE RECHERCHE (A paraître)

METHODOLOGIE DE L'EVALUATION

Objet :

Analyse de l'électromyostimulation (em) par sonde endo-cavitaire mixte :
Pression / Stimulation.

Le but de cette étude est :

- 1) De tracer la courbe de la perception en fonction de l'intensité appliquée par l'intermédiaire des électrodes sonde.
- 2) De noter l'intensité à partir de laquelle il existe une réponse motrice.
- 3) De noter l'intensité à partir de laquelle la salve électrique devient douloureuse ou inconfortable.
- 4) De vérifier l'impédance (ou résistance) tissulaire des cavités au contact des électrodes-sondes lors de l'em.
- 5) Définir en fonction des résultats les paramètres nécessaires à un électrodiagnostic d'aide à la décision de la stratégie de soins

Ces évaluations sont étudiées avec les paramètres généralement utilisés en électrothérapie périnéale soit :

Générateur biphasique alterné à moyenne nulle. f2.

-Fréquence de 10 à 80 Hz

-Durée de l'impulsion 0,4 à 0,5 ms

- Travail - repos : 4 / 8 ou 6 / 12 s.
- Durée de l'em : 10 à 20 m.
- Étude de la fatigabilité, évolution de l'impédance tissulaire cavitaire sur 10 mn.

MATÉRIEL ET MÉTHODE :

- Électrodes sondes endovaginales Périprobe®VAG-2STFW de Sugar.
- Chaîne urodynamique à enregistrement continu Uro2500-C Geyre.
- Stimulateur Périnéal de cabinet ou portable de Tension +/- 80 V.
- Consocurs volontaires connaissant parfaitement le fonctionnement des muscles du périnée et patientes habituées à l'électrostimulation et à l'ergonomie d'un bilan kinésithérapique.
- Comparaison des mesures sur les appareils habituels de cabinet : Ysy 2 et Médium et adaptation.

En cours d'évaluation.

Investigateurs ayant accepté les contraintes de l'expérimentation :

- ☐ Max Claude Cappelletti .Kinésithérapeute CERP Clinique Vinci Paris.
Investigateur Coordinateur
- ☐ Sophia Aboukinane Kinésithérapeute CMCO Evry Investigateur
- ☐ Martine Bernard Kinésithérapeute CMCO Evry Investigateur
- ☐ Jean Pierre Dentz Kinésithérapeute Clinique d'Amiens Stains Investigateur
- ☐ Michel Geyre Ingénieur Electronicien Savigny sur Orge
- ☐ Audrey Jacquelin Kinésithérapeute Annecy Investigateur
- ☐ Ghislaine Philippe Kinésithérapeute CHU de Besançon Investigateur

BIBLIOGRAPHIE

¹ SENGLER J, GROSSE D. La rééducation de l'insuffisance sphinctérienne. L'insuffisance sphinctérienne de la femme. SIFUD. Elsevier. 2000. 237- 243.

² SOUQUET J, MALISSARD V, GAUTHERON V, SABOT E. Électro-stimulateur périnéal, intelligent, assisté par ordinateur. Communication XX^e Congrès de la SIFUD. Annecy. 1997.

³ DE BISSCHOP G. Électromyographie clinique. Elsevier- Masson. 1997.

⁴ DUMOULIN J, DE BISSCHOP G. Électromyographie et Électro diagnostic Maloine. 1984.

- ⁵ KOTZ Y.M. Amélioration de la force musculaire par électrostimulation. Traduction INSEP. Teoriya I Pratika Kultury. 1971. N°4, pp. 66 – 72.
- ⁶ CABRIC M, APPEL HJ, and RESIC A. Effects of electrical stimulation of different frequencies on the myonuclei and fiber size in human muscle. Int. J. Sport. Med. 1987. 8:323-326.
- ⁷ HENNEMANN E. Principles governing distribution of sensory input to motor neurons. In: Central processing of sensory input leading to motor output. Evarts EV(Ed). MIP Press, Cambridge Mass, 1975, 281-291.
- ⁸ Kubiak R.J, Whitman K.M, Johnston R.M. Changes in quadriceps femoris muscle strength using isometric exercise versus electrical stimulation. J. Ortho. Sports. Phys. Ther. 1987 ; 8:537 - 541.
- ⁹ MARQUE PH, ROQUES CF. Analyse des stratégies de renforcement musculaire par électrostimulation. Frison Roche. 1995. 68 - 73.
- ¹⁰ VANDERTHOMMEN M, KELLETER B, CRIELAARD JM. Détermination de la fréquence de stimulation produisant la contraction mécanique du quadriceps fémoral. Électrostimulation des nerfs et des muscles. Masson. 1992. 33 – 37.
- ¹¹ LUTHI JM, Hoppeler H. When is muscle training is possible? A physiologie view on structural and functional basis for muscle training protocols. In: P.Schachbach, N.J. Gerbers (Eds): Physiotherapy, controlled trials and facts. Rheumatology, Basel, Karger, 14: 218 – 23.
- ¹² BRODARD R, GOBELET C. Données actuelles en électromyostimulation fonctionnelle. Médicomplex, Genève, 1988. 3 / 2.6 - 1- 3 / 2. 6.8.
- ¹³ Dupont I, Watelain E, Pérot C, Lenseil G, Voisin Ph, Vanhée JL. Bifonctionnalité et renforcement musculaire. Les stratégies de renforcement musculaire. Masson 1995 ; VI : 75-97.
- ¹⁴ CONDOURET J, ROQUES C.F, FARADET B, CAUSSE B, ROUDIL J, ARBUS L, PUJOL M. Place de l'EMG biofeedback dans la rééducation du genou opéré. In Actualités en rééducation fonctionnelle et réadaptation. Masson. Paris. 1985. pp.257-261.
- ¹⁵ CONDOURET J, ROQUES C.F, ROUSSEAU JJ, LASSOUED L, CAUSSE B, ROUDIL J, PUJOL M. Activité électrique de surface, force et recrutement musculaire du quadriceps : étude en EMG-Biofeedback chez le sujet sain. Ann. Med. Phys.1986. 28,353-360.
- ¹⁶ CAPPELLETTI MC, GEYRE M, PEPPO C. Évolution de la force durant la rééducation périnéale. Etude sur deux cents patients. 2004 [www : journées-périnéologie.com](http://www.journées-périnéologie.com).Thème général.
- ¹⁷ BENACERAF R. Imagerie fonctionnelle du muscle strié. Les stratégies de renforcement musculaire. Frison Roche. 1995. III – 50 - 60.
- ¹⁸ PFEIFFER E. Electrical stimulation of sensory nerves with skin electrode for research, diagnosis communication and behavioral. A surgery med. Bio Eng. 1986. 6,637.
- ¹⁹ GOUBEL F, LENSEIL-CORBEIL G. Évaluation de la force musculaire. Élément de mécanique musculaire. Masson. 1998 – p 94.

- ²⁰ NAGATA S, ARSENAULT AB, GAGNON D, SMYTH G, MATHIEU PA. EMG power spectrum as a measure of muscular fatigue at different levels of contraction. *Med. Biol. Eng. Comp.* 28:374-378.
- ²¹ Bourcier A. Le plancher pelvien. *Vigot et Dysfonction du plancher pelvien.* Elsevier. 2 tomes. 2005.
- ²² Plevnik S. Short-term electrical stimulation: home treatment for urinary *incontinence.* *World J. Urology.* 1986. 4:24 chort.
- ²³ Fall M. Électrostimulation cure urinary incontinence. 1977. *Jurol.*15:65.
- ²⁴ Dentz JP- Le plancher pelvien. *Vigot.* 1989 – 2005.
- ²⁵ Malissard M, Souquet J, Mellier G, Gallaup JP, ELE P. Évaluation de la fatigue au niveau du sphincter urétral sous stimulation électrique intra-vaginale. Électrostimulation des nerfs et des muscles. *Masson.* 1992. 78-88.22.
- ²⁶ Malissard M, Souquet J, Mellier G, Gallaup JP. Influence des paramètres de stimulation électrique sur la réponse mécanique du sphincter urétral. Électrostimulation des nerfs et des muscles. *Masson.* 1992. 88-95.
- ²⁷ Jouffroy Ch, Beco J, Regin JP, Mantout JP. Le gain en pression urétrale pendant la stimulation électrique intra vaginale. *Communications libres du congrès de la SIFUD Montréal.* 1988. 2,82-87.
- ²⁸ ROQUES CF, MARQUE P, CHATAIN M, LE VOURC'H P, CONDOURET J, ROUDIL J. Évaluation de l'efficacité de l'électrostimulation musculaire. Électrostimulation des nerfs et des muscles. *Masson.* 1992. p 37-43.
- ²⁹ SAND PK, RICHARDSON DA, STASKIN DR, SWIFT SE, APPELL RA, WITMORE KE, OSTERGARD DR. Pelvic floor electrical stimulation in the treatment of genuine stress incontinence a multicenter, placebo-controlled trial. *Am j Obstetrical Gyn,* 1995 Jul; 173 (1):72-9.
- ³⁰ Fall M. Électrostimulation cure urinary incontinence. *J.Urol .Nephro.* 1984. 44:31-54 15:54.
- ³¹ Eriksen B.C, Eik-Nes SH. Long term électrostimulation of the pelvic floor: primary therapy in female stress incontinence. *Ur.Int.* 1989. 44: 90-95.
- ³² Amaro JL, Gameiro MO, Kawano PR, Padovani CR. Intravaginal stimulation: a randomized, double-blind study, on the treatment of urinary incontinence. *Gynécol Scand.* 2006; Hosker G, Cody 85(5):619-22.
- ³³ JD, Norton C. Electrical stimulation for faecal incontinence in adults. *Cochrane Database Syst Rev.* 2002. CD001310.
- ³⁴ Hosker G, Cody JD, Norton CC. Electrical stimulation for foecal incontinence in adults. *Cochrane database syst Rev.* 2007 Jul 18 ;(3): cd 001310.

³⁵ Voormam-van der Zalm PJ, Pelger RC, van Heeswijk-Faase IC, Elzevier HW, Ouwerker TJ, Verhoef J, Nijeholt GA. Placement of probes in electrostimulation and biofeedback training in pelvic floor dysfunction. Acta Obstet Gynecol Scand. 2006; 85(7):850-5.

³³ Norton C. Behavioral management of fecal incontinence in adults'. Gastroenterology. 2004 Jan; 126 (1 suppl 1):S64-70.

OUVRAGES CONSULTÉS

ALON G. High voltage stimulation. Effects of electrode size on basic excitatory responses. Physical Thérapie. 1985. 65,890-895.

CAPPELLETTI MC, GEYRE M. Évaluation de l'Enregistrement de l'activité EMG du périnée par sonde vaginale. 1999. Non publié. Gevre Électronique Savigny S / Orge.

CAPPELLETTI MC. Méthodologie de l'essai de reproductibilité des outils de la rééducation périnéale. 1996. Nos Outils. www.journées-périnéologie.com.

CAPPELLETTI MC, GEYRE M. Rapport sur « Test technique de l'électrostimulateur sans fil "Keat" » 19 p.02. 2008.

ARREP promoteur (2 ave Maréchal de Lattre de Tassigny 91600 Savigny sur Orge).

DUCHATEAU (J) HAINAUT (K°). Training effects of sub-maximal électrostimulation in a human muscle. Med. Sei. Sports Exerc. 1988, 20, 1:99-104.

DURVAL L.F. Techniques des impulsions. McGraw Montréal, 1983.

GOUGEROT L. Physique et Biophysique. PCEM, Masson Paris.

GUETTIER X, RIGAUD P, RIFFAULT V, KURTZ D, JAULT T, LIOU Y, et al. Rééducation périnéale du post partum par électrostimulation précoce à domicile. Ev Fr Gynécol Obstét 1993 ; 88 : 19-22.

COMETTI G : Méthodes Modernes de musculation. 2 tomes. UFR STAPS. Dijon. 1992.

MILLER CH, THEPAUL-MATHIEU CH. Modifications de la relation couple-angle et de l'activité électromyographique après entraînement sous électrostimulation. Sciences et motricité. 1992. 18 :1-9.

MILLER (CH.), THEPAUT-MATHIEU (Ch.). Facteurs conditionnant l'efficacité de l'entraînement par électrostimulation .Cinésiologie. 1990, XXIX : 147-155.

MILLER (CH.), THEPAUT-MATHIEU (Ch.). Comparaison d'entraînements effectués sous électrostimulation et par contraction volontaire : rendement et adaptations physiologiques. Science et Motricité. 1990.12 : 16-27.

PELE P, SOUQUET J, DENIS F, MALISSARD. Critères temporels et fréquentiels de l'EMG de surface dans la caractérisation de la fatigue musculaire. A paraître.

MARQUE PH : Évaluation de deux protocoles d'électrostimulation par spectroscopie RMN du proton et isocinétisme. Mémoire de DEA. 1992. Université de Bourgogne.

GOBELET C, BRODARD R. Données actuelles en électrostimulation fonctionnelle. Edition Médicompex SA, Genève. 1988.

SEGLER J, GROSSE D. Électrostimulation du muscle dénervé. Application au plancher pelvien. Ann Réadapt Méd. Phys. 1993. 36/ 69-82.

GROSSE D, SENGLER J. Évaluation des techniques de rééducation périnéale. L'Incontinence urinaire féminine. 1998. Elsevier Paris.

DE BISSCHOP G. Électrothérapie appliquée en kinésithérapie et rééducation, en rhumatologie et médecine du sport. 3^{ème} édition. Masson. 1994.

MAMBERTI – DIAZ A, PHILIPPE G, CAPPELLETTI MC, DE BISSCHOP G. Rééducation du plancher pelvien. Conduite pratique de la rééducation périnéale. 1999. 124 p. Sugar. Ed.