

**UNIVERSITE DE LIEGE**



**Faculté de Médecine**

**Institut Supérieur d'Education Physique et de Kinésithérapie**

**Professeur M. VANDERTHOMMEN**

# **Analyse comparative de différentes modalités d'électrostimulation du quadriceps fémoral**

**François TUBEZ**

**Mémoire présenté en vue de l'obtention du grade de  
Master en Kinésithérapie et Réadaptation**

---

**Année académique 2008 – 2009**

Arrivé au terme de cette recherche, je tiens à remercier tous ceux qui de près ou de loin m'ont aidé à la mener à bien.

Je tiens tout d'abord à exprimer mes remerciements au Professeur Marc Vanderthommen, promoteur de ce mémoire, pour avoir accepté la réalisation de cette étude au sein de son service de Kinésithérapie Spécifique, ainsi qu'au Professeur Jean-Louis Croisier, président du Département des Sciences de la Motricité.

J'aimerais également exprimer mes remerciements à Monsieur Wang pour son aide précieuse, sans laquelle la réalisation de ce travail n'aurait pas été possible.

Pour les mêmes raisons, je remercie toutes les personnes qui sont intervenues dans ce travail lorsque j'ai eu besoin de leur aide et leurs conseils : Monsieur Vandendriessche pour son aide en physique, Monsieur Bruyère pour son aide en statistiques ainsi que Sylvie pour son aide dans la mise en page de ce travail.

Aussi, je remercie tous les étudiants qui ont bien voulu m'accorder de leur temps en se soumettant aux différents tests.

Enfin, je remercie mes parents, ma grand-mère, ma famille et mes amis pour leur soutien et leur aide précieuse tout au long de nos études à l'Institut Supérieur d'Education Physique et de Kinésithérapie.

## RESUME

---

L'électrostimulation peut être une méthode intéressante dans l'entraînement d'un sportif ou la rééducation d'un patient et il importe de ne pas considérer ce procédé comme un moyen de substitution mais bien comme une technique complémentaire aux méthodes classiques d'entraînement de la force.

Un choix judicieux des caractéristiques du courant permet de limiter les sensations nociceptives et d'optimiser les effets d'un entraînement électrostimulé. A ce titre, il est crucial de sélectionner une durée d'impulsion appropriée.

Le "*Mi-sensor*", disponible sur l'appareil Compex 3, constitue une innovation technologique qui paraît, sur le plan théorique, extrêmement séduisante car elle calcule de manière automatique la chronaxie du muscle que l'on veut électrostimuler et adapte la durée d'impulsion à cette mesure. Notre étude a porté sur la pertinence réelle de cet outil.

Notre groupe expérimental se composait de 21 sujets masculins étudiants en kinésithérapie, sportifs loisir. Le protocole était constitué de deux séances. La première visait à identifier la position des points moteurs et mesurer manuellement la chronaxie du quadriceps, tandis que lors de la seconde séance, nous avons réalisé une mesure du moment isométrique maximum volontaire (MIMV) et une mesure des moments évoqués électriquement (MEE). S'ensuit alors une comparaison de l'efficacité de trois modalités de stimulation (dont deux utilisent la technologie "*Mi Scan*"), selon deux procédures de test : à intensité maximale de stimulation et à intensité constante. Une mesure de reproductibilité intra-séance et inter-séance de mesure de la durée d'impulsion par le capteur a également été réalisée.

Un montage original utilisant un oscilloscope a été créé afin de pouvoir visualiser la durée d'impulsion déterminée par le calcul du capteur.

Les résultats apportés par ces tests nous ont permis de mettre en évidence que la reproductibilité des mesures effectuées par le capteur "*Mi*" était médiocre d'une séance à l'autre mais également au sein d'une même séance. De manière additionnelle, nous avons démontré, tant au niveau de l'intensité de courant tolérée qu'au niveau de la force développée par le sujet, qu'il n'existait pas d'efficacité supérieure d'un montage utilisant la fonction "*Mi*" par rapport à un montage ne possédant pas cette fonctionnalité. De grandes réserves doivent donc être émises concernant la validité et la fiabilité de cet outil.

## SUMMARY

---

Electrostimulation might be an interesting method to include in the training of an athlete or in the rehabilitation program of a patient. However, it is important not to consider it as a substitute but as a complement to classical methods of strength training.

A judicious choice of the current characteristics limits the nociceptives sensations and optimizes the effects of an electrostimulated training. In order to do so, it is crucial to select an appropriate impulse duration.

The "*Mi-sensor*", available on the Complex 3 device, represents a technological innovation that, on a theoretical aspect, seems very attractive; as it automatically calculates the chronaxie of the muscle we want to electrostimulate and adapts the impulse duration to this measure. Our research was aimed at evaluating the real pertinence of this tool.

Our experimental group was composed of 21 masculine subjects, physiotherapy students and leisure sportsmen. The protocol consisted in two sessions. The first one focused on identifying the exact location of the motor points and on manually measure the chronaxie of the quadriceps. As for the second one, we realized a measure of the maximum voluntary isometric moment (MVIM) and of the electrically evoked moments (EEM). Afterwards, follows a comparison between the efficacy of three stimulation modalities (two of them using the "*Mi Scan*" technology), according to two test procedures: with maximum stimulation intensity and with constant intensity. As well, an analysis of the reproducibility intra-session and inter-session of the sensor's impulse duration measure has been realized.

An original assembling using an oscilloscope has been created to visualize the impulse duration determined by the sensor.

The results brought by the tests showed that the reproducibility of the "*Mi*" sensor's measurements was mediocre from one session to another but also within a same session. Additionally, we brought forward that there was no better efficacy using the "*Mi*" function in comparison with a classical evaluation, as for what concerns the tolerated current intensity and the developed strength. Therefore, the validity and reliability of this tool has to be taken very cautiously.

# TABLE DES MATIERES

---

TABLE DES MATIERES .....	1
CHAPITRE I : INTRODUCTION.....	3
A. HISTORIQUE .....	3
B. ETUDE DE L'EFFICACITE DES STIMULATIONS ELECTRIQUES SUR LE MUSCLE SAIN .....	3
1. Force isométrique évoquée électriquement.....	4
2. Efficacité de l'entraînement électrostimulé.....	5
3. Technique surimposée ou technique combinée.....	6
C. LES MODALITES DE STIMULATION.....	6
1. Excitabilité de la fibre nerveuse et de la fibre musculaire .....	6
2. Courant optimal.....	7
2.1. Vitesse d'établissement.....	8
2.2. Durée d'impulsion.....	8
2.3. La fréquence de stimulation.....	10
2.4. Intensité de stimulation .....	10
2.5. Direction du courant .....	11
D. MESURE AUTOMATIQUE DE LA CHRONAXIE .....	11
E. CONCLUSION .....	12
F. INTERET DE LA RECHERCHE.....	12
CHAPITRE II : MATERIEL ET METHODE .....	13
A. SUJETS .....	13
B. PROTOCOLE EXPERIMENTAL.....	13
1. Séance 1 .....	13
2. Séance 2 .....	13
3. Reproductibilité.....	13
C. TESTS.....	14
1. Séance 1 .....	14
1.1. Recherche des points moteurs .....	14
1.2. Calcul manuel de la chronaxie .....	14
2. Séance 2 .....	17
2.1. Mesure du Moment Isométrique Maximal Volontaire (MIMV).....	17
2.2. Moments évoqués électriquement (MEE).....	19
3. Reproductibilité de la mesure automatique .....	25
3.1. Reproductibilité inter-séance .....	25
3.2. Reproductibilité intra-séance .....	25
4. Positionnement du senseur.....	25
5. Intensité délivrée par le Compex .....	25
D. ETUDE STATISTIQUE.....	26
CHAPITRE III : RESULTATS.....	27
SEANCE 1.....	27
A. IDENTIFICATION DES POINTS MOTEURS .....	27
B. MESURE MANUELLE DE LA CHRONAXIE .....	28

SCEANCE 2.....	30
C. MOMENT ISOMETRIQUE MAXIMAL VOLONTAIRE.....	30
D. MOMENT EVOQUE ELECTRIQUEMENT A INTENSITE MAXIMALE .....	31
1. <i>Intensités maximales moyennes</i> .....	31
2. <i>Moments évoqués électriquement</i> .....	31
3. <i>Corrélation entre l'intensité et le MEE</i> .....	32
E. MOMENT EVOQUE ELECTRIQUEMENT A INTENSITE CONSTANTE.....	33
1. <i>Intensités moyennes</i> .....	33
2. <i>Moments évoqués électriquement</i> .....	33
3. <i>Corrélation entre l'intensité et le MEE</i> .....	34
F. REPRODUCTIBILITE INTRA- ET INTER-SEANCE .....	35
1. <i>Reproductibilité inter-séance</i> .....	35
2. <i>Reproductibilité intra-séance</i> .....	36
G. EFFET DE L'ORIENTATION DU SENSEUR MI SCAN .....	37
H. REPARTITION DES VALEURS DE DUREE D'IMPULSION.....	38
I. MESURE MANUELLE ET MESURE AUTOMATIQUE DE LA CHRONAXIE.....	39
1. <i>Moyennes des durées d'impulsion en fonction de la méthode de mesure et du chef musculaire</i> .....	39
2. <i>Corrélation entre les méthodes de mesure : automatique vs manuelle</i> .....	40
<b>CHAPITRE IV : DISCUSSION .....</b>	<b>41</b>
A. JUSTIFIATION DU PROTOCOLE .....	41
1. <i>Programme utilisé</i> .....	41
2. <i>Electrodes / montages</i> .....	41
3. <i>Intensité développée</i> .....	42
4. <i>Position angulaire du genou</i> .....	42
B. IDENTIFICATION DE LA POSITION DES POINTS MOTEURS .....	42
C. MESURE MANUELLE DE LA RHEOBASE ET DE LA CHRONAXIE.....	44
1. <i>Rhéobase</i> .....	44
2. <i>Chronaxie</i> .....	44
D. MOMENT ISOMETRIQUE MAXIMAL VOLONTAIRE.....	45
E. MOMENT EVOQUE ELECTRIQUEMENT A INTENSITE MAXIMALE.....	46
1. <i>L'intensité maximale de stimulation</i> .....	46
2. <i>Moments évoqués électriquement</i> .....	46
F. MOMENT EVOQUE ELECTRIQUEMENT A INTENSITE CONSTANTE.....	47
1. <i>Intensités de stimulation</i> .....	47
2. <i>Moment évoqué électriquement à intensité constante</i> .....	48
G. CORRELATION ENTRE L'INTENSITE ET LE MEE .....	48
H. REPRODUCTIBILITE INTRA- ET INTER-SEANCE.....	49
1. <i>Reproductibilité inter-séance</i> .....	49
2. <i>Reproductibilité intra-séance</i> .....	49
I. EFFET DE L'ORIENTATION DU SENSEUR MI SCAN.....	50
J. REPETITION DES VALEURS DE DURÉE D'IMPULSION MESURÉES .....	50
K. CORRELATION ENTRE METHODE MANUELLE ET METHODE AUTOMATIQUE.....	50
L. CRITIQUES DU PROTOCOLE .....	51
<b>CONCLUSIONS .....</b>	<b>52</b>
<b>REFERENCES.....</b>	<b>53</b>

# CHAPITRE I : INTRODUCTION

---

## A. HISTORIQUE

Le courant électrique utilisé dans un but thérapeutique ou de recherche a suivi une progression remarquable au cours de l'histoire. C'est dès l'Antiquité que les premières décharges électriques ont été mises en évidence en Egypte avec des poissons torpilles. Au XVIII<sup>ème</sup> siècle, certains praticiens utilisent la bouteille de Leyde et des dispositifs électrostatiques pour traiter névralgies, contractures et paralysies (Dolhem, 2008).

Vers la fin du 18<sup>ème</sup> siècle, Galvani constate qu'une patte de grenouille se contracte lorsqu'on la touche avec une pince constituée de différents métaux.

C'est à partir de la seconde partie du 19<sup>ème</sup> siècle que l'on observe le plus de changements dans l'évolution de l'utilisation de l'électricité sous forme de thérapie. Duchenne de Boulogne améliore la technique d'électrothérapie avec des appareils volta et magnéto-faradiques.

Au début du XX<sup>ème</sup> siècle, Weiss et Lapique découvrent les lois fondamentales de l'électrostimulation. Weiss (1903) met en évidence que, pour obtenir une stimulation, ce n'est pas tant la forme du courant qui importe mais bien la quantité de courant dans un laps de temps défini. Il étudie alors la manière dont évolue cette quantité de charge en fonction de la durée du courant que l'on applique et détermine la relation "quantité de courant-durée d'application" dans une gamme de temps prédéfinie.

## B. ETUDE DE L'EFFICACITE DES STIMULATIONS ELECTRIQUES SUR LE MUSCLE SAIN

En électrothérapie, il est usuel de distinguer différentes modalités de stimulations électriques qui peuvent être à visée antalgique (tens et courant endorphinique) ou à visée excitomotrice. Dans ce travail, nous nous préoccupons de ce deuxième type de stimulation sur un muscle sain.

Les courants à visée excitomotrice peuvent être différenciés en trois modes (Triffaux, 2007) :

- 1) La stimulation électrique fonctionnelle (SEF) qui tente d'améliorer la fonction musculaire grâce à la stimulation électrique.
- 2) L'électrostimulation musculaire (ESM) qui s'applique sur un muscle dénervé.
- 3) L'électrostimulation neuromusculaire (ESNM) qui correspond à l'application de stimulations électriques excitomotrices par l'intermédiaire des structures nerveuses périphériques.

Il s'agit de cette troisième modalité d'application qui fera l'objet de cette étude. Depuis plusieurs décennies, les courants excitomoteurs sont utilisés afin de prévenir et de

limiter l'amyotrophie due à une immobilisation prolongée, et ainsi minimiser la perte de force musculaire (Merletti, 2006). Après cette phase d'immobilisation, le thérapeute applique l'électrostimulation en complément à la rééducation classique et dans le but de diminuer le temps nécessaire à la récupération de la force musculaire (Hainaut & Duchateau, 1992).

On rencontre également l'électrostimulation dans le domaine sportif, où les courants excito-moteurs se sont largement développés ces dernières années dans le but d'augmenter la force maximale et ainsi améliorer les performances de l'athlète (Merletti 2006). Certains auteurs mettent en évidence que l'électrostimulation peut raccourcir le temps d'entraînement ainsi que le temps de récupération et propose donc une alternative intéressante aux exigences du sport (Cometti, 1988). En effet, les mécanismes adaptatifs sont proches de ceux observés suite aux contractions volontaires, c'est-à-dire à une amélioration des facteurs nerveux et une hypertrophie musculaire (Fukunaga, 1976, dans Cometti, 1988).

Pour permettre une meilleure efficacité de ces stimulations, il faut pouvoir créer un potentiel d'action qui aura la meilleure tolérance possible auprès du patient, l'inconfort lié aux sensations électriques constituant la limitation majeure de la technique (Vanderthommen & Crielaard, 2001).

Les études réalisées dans le domaine de l'électrostimulation excitomotrice se focalisent sur deux mesures pour déterminer l'efficacité de la stimulation électrique :

- la mesure de la force maximale développée sous électrostimulation, souvent comparée à la contraction maximale volontaire,
- le gain de force obtenu après un programme d'électrostimulation.

## **1. Force isométrique évoquée électriquement**

La force instantanée évoquée électriquement est généralement exprimée en pourcentage de la force isométrique maximale volontaire (FIMV). La littérature étudie généralement une stimulation du quadriceps à l'aide d'électrodes de surface, ainsi qu'une intensité de stimulation maximale tolérable pour le sujet et évoque des contractions électrostimulées de l'ordre de 20 à 90 % de la force isométrique maximale volontaire (Fitzerald & Delitto, 2006 ; Monfort, 1992 ; Vanderthommen, 1992 ; Troka, 2007 ; Trifaux, 2007).

D'autres auteurs rapportent des résultats égaux voir supérieurs à la force isométrique maximale volontaire (Delitto & al., 1989). Toutefois, ces résultats sont en général mis en évidence chez un sujet unique hautement entraîné et motivé et dans des conditions extrêmes ou sont obtenus grâce à des électrodes implantées, restant une situation peu réaliste et reproductible sur le terrain (Vanderthommen, 1992). D'autres auteurs encore obtiennent des valeurs très faibles et sont probablement le résultat d'un mauvais choix au niveau des paramètres de stimulation.

C'est la tolérance du sujet à l'intensité du courant qui constituerait la limite au recrutement musculaire (Vanderthommen, 1992 ; Delitto & al. 1989). S'il existe une efficacité



supérieure des contractions volontaires par rapport aux contractions induites électriquement (Halbach & Don Strauss, 1980), cela est dû à l'impossibilité d'obtenir un recrutement spatial complet, et notamment des unités motrices plus profondes, suite aux sensations nociceptives ressenties mais également à l'absence de participation des muscles de la posture qui sont recrutés lors des tests volontaires (Crépon & al., 2007 ; Vanderthommen & Crielaard, 2001 ; Vanderthommen, 1992 ; Vanderthommen & Duchateau, 2007).

Il existe de grandes variations entre les individus dans les performances des muscles stimulés avec une réponse plus importante chez des athlètes entraînés qui sont plus accoutumés à cet inconfort associé à des niveaux importants d'entraînement. C'est une raison probable pour laquelle certains auteurs qui travaillent avec des athlètes de haut niveau obtiennent de meilleurs résultats (Delitto & al. 1989).

## **2. Efficacité de l'entraînement électrostimulé**

La littérature concernant le muscle sain chez l'homme suggère un gain de force dans 85 % des études répertoriées, alors que seulement 15 % d'entre elles ne rapportent aucun effet de l'électrostimulation sur la force maximale volontaire. Par-delà les divergences méthodologiques, il semble donc que l'électrostimulation provoque une amélioration de la force maximale volontaire (FMV) (Bosquet 1996).

Une revue de la littérature des études comparatives des gains de force observés à la suite d'un entraînement volontaire ou électrostimulé a été réalisée par Vanderthommen (1992) ; Duchateau (1997) ; Thépaut-Mathieu ; Triffaux (2007). . Les résultats montrent dans chacun des cas qu'il existe une efficacité égale ou supérieure des contractions volontaires par rapport à l'électrostimulation.

D'autres auteurs confirment ces résultats en mettant en évidence un effet positif de l'électrostimulation mais non supérieurs à ceux obtenus par des techniques de musculation utilisant la contraction volontaire (Duchateau & Hainaut, 1988).

En ce qui concerne l'intensité relative atteinte pendant l'entraînement, elle est variable selon les études et est rarement mise en évidence. Elle peut varier de 33 % (Laughman et coll., 1983) à 100 % (Nobbs et coll., 1983) de l'intensité maximale.

Pour être efficace, une stimulation doit provoquer un potentiel d'action qui stimule un maximum de myofibrilles (Delegay, 1989), la force de contraction étant directement proportionnelle au nombre de myofibrilles mises en jeu. Il faut donc atteindre un seuil minimum de stimulation pour avoir un gain de force (Lai & coll (1988) dans Duchateau et Vanderthommen (2007) ; Cometti (1988) ; Walmsley (1984) ; Miller (1990). Il n'est pas possible de progresser en force si la force développée sous électrostimulation est inférieure à 60% de la force isométrique maximale volontaire (FIMV) (Miller, 1990).

Notons que Vanderthommen et Duchateau (2007) ainsi que Miller et Thépaut-Mathieu (1993), mettent en évidence que, pour obtenir une contraction la plus intense possible, il est

primordial d'encourager le sujet à tolérer la plus grande intensité de courant possible ainsi que de diminuer les sensations nociceptives associées à l'application d'un courant.

Il a été démontré que la technique par contraction volontaire (CV) et la technique par électrostimulation (ES) étaient toutes deux efficaces, bien qu'ayant des mécanismes adaptatifs différents. Il est alors judicieux de s'interroger sur l'association des techniques en utilisant une méthode combinée ou une méthode surimposée.

### **3. Technique surimposée ou technique combinée**

Un programme alternant l'électrostimulation avec des contractions volontaires semble avoir un meilleur effet que l'une ou l'autre méthode prise individuellement (Paillard & al 2005). C'est ainsi que l'électrostimulation peut être un avantage en complément de méthodes traditionnelles d'entraînement de la force.

Les effets de la stimulation électrique combinée à des contractions volontaires isométriques peuvent être au moins équivalents, et parfois supérieurs, à ceux d'un entraînement utilisant uniquement des contractions isométriques volontaires (Bosquet, 1996).

Actuellement, l'électrostimulation est considérée comme une bonne technique complémentaire à la contraction volontaire. De la technique superposée ou la technique combinée, la deuxième semble plus efficace en réadaptation (Paillard & al 2005). La littérature ne met pas en évidence de meilleurs effets à la surimposition de la contraction volontaire avec la stimulation électrique.

## **C. LES MODALITES DE STIMULATION**

Un grand intérêt scientifique est donc porté à l'électrostimulation, reflété à travers de nombreux travaux. Cependant, les résultats des diverses recherches en la matière sont extrêmement variables. Ces écarts résultent probablement d'une importante disparité des conditions d'expérimentation. L'utilisation de l'électrostimulation reste en effet problématique car les modalités d'application de cette technique (choix des intensités, fréquences et durées des impulsions, temps de travail et de repos) sont encore mal maîtrisées, et semblent bien souvent empiriques.

Une application pertinente des stimulations électriques ne peut s'affranchir de la physiologie musculaire et notamment de l'excitabilité de la fibre nerveuse.

### **1. Excitabilité de la fibre nerveuse et de la fibre musculaire**

Kayser (1976) définit l'excitabilité comme étant "la propriété des cellules qui leur permet de répondre par un changement intérieur à une modification énergétique du milieu ambiant (stimulus)".

Afin de provoquer l'apparition d'un potentiel d'action (PA), il faut modifier le potentiel de repos de la membrane jusqu'au niveau critique de -50 mV environ, à partir

duquel le seuil d'excitation est atteint et le potentiel de membrane change brutalement pendant une brève durée (1 ms) pour passer à + 30 mV (Keyser, 1976).

Le potentiel d'action n'apparaît pas si le stimulus a une amplitude inférieure au seuil critique (stimulus infraliminaire). Lorsque l'intensité du stimulus atteint (stimulus liminaire) ou dépasse (stimulus supraliminaire) le seuil, le potentiel d'action apparaît. C'est ce que l'on appelle, en électrostimulation, loi du tout ou rien.

Les seules cellules excitables sont les cellules nerveuses et les cellules musculaires. Le déclenchement du potentiel d'action s'obtient facilement au niveau de la cellule nerveuse en apportant une petite quantité de courant tandis que la tâche est plus ardue au niveau de la fibre musculaire car elle est moins facilement excitable et requiert une plus grande quantité de courant pour atteindre son seuil d'excitation (Compex, 2007).

L'électrostimulation ne stimule pas les fibres musculaires de manière directe mais bien par l'intermédiaire de la dépolarisation de la terminaison du neurone moteur qui l'innerve. Chaque neurone moteur s'attache à plusieurs fibres musculaires et constitue alors une unité motrice. La force de la contraction est proportionnelle au nombre d'unités motrices dépolarisées jusqu'à leur seuil d'excitation (Laflamme A.).

C'est la réponse musculaire ou son absence qui détermine s'il y eu ou non excitation. Cette réponse mécanique révèle l'excitation du nerf moteur, soit l'excitation directe des fibres musculaires. Lorsque l'on utilise sur un muscle normalement innervé des impulsions rectangulaires, la réponse mécanique observée traduit toujours l'excitation du nerf moteur, car les motoneurones sont plus facilement excitables que les fibres musculaires. La réponse mécanique à une excitation musculaire est possible uniquement si les fibres sont soustraites à la commande nerveuse comme dans le cas d'une dénervation (ou en utilisant du curare pour bloquer la transmission synaptique entre motoneurone et plaque motrice) (Compex, 2007).

## **2. Courant optimal**

C'est à partir des années 1910 que l'on a commencé à imaginer les caractéristiques optimales de stimulation permettant une efficacité maximale combinée au meilleur confort possible. Cependant, il n'existait alors pas encore d'appareillage pouvant délivrer ce type de courant.

Nous venons de voir que, pour que l'entraînement sous électrostimulation puisse être efficace, il est nécessaire d'atteindre des contractions les plus intenses possibles (Vanderthommen & Duchateau, 2007). Nous savons également que la limitation principale à l'augmentation de cette intensité de contraction est la sensation nociceptive due au passage de courant électrique à travers les tissus. Il est donc important d'utiliser les paramètres optimaux connus du courant de stimulation (fréquence, durée, forme d'impulsion, intensité, énergie électrique, temps de travail et de repos, pente, etc.). D'après Vanderthommen (1997), le courant de stimulation optimal est un courant qui diminue le potentiel de repos de l'axone

jusqu'au seuil d'excitabilité et qui permet la meilleure tolérance du patient. Les paramètres doivent atteindre le seuil d'excitabilité tout en étant les plus réduits possibles.

### **2.1. Vitesse d'établissement**

Vonkries (1984), cité dans Vanderthommen (1994), signale qu'une pente d'établissement élevée constitue un stimulus efficace à l'instar d'une pente d'établissement plus lente dont l'intensité liminaire va augmenter.

Lorsqu'un courant présente une pente, il peut atteindre une grande intensité sans pour autant provoquer d'excitation alors que le même courant avec un front raide provoquera instantanément cette excitation (Licht, 1956 cité dans Vanderthommen, 1994)

La fibre répondra d'autant mieux avec un courant qui s'établit instantanément (Demoulin & De Bisschop, 1987 ; Vanderthommen 1994, Vanderthommen, 1997).

### **2.2. Durée d'impulsion**

Pour observer une stimulation de la fibre, l'impulsion doit apporter une quantité de courant suffisante dans un temps donné (Weiss, 1901). La quantité de charges électriques (Q) fournie par cette impulsion d'intensité (I) en un temps (t) est le produit de l'intensité et du temps :  $Q = I \times t$  (Hermann & Cier, 1974 cité dans Vanderthommen, 1994).

Lorsque l'on augmente la durée d'impulsion, on dépolarise un plus grand nombre de fibres nerveuses. On remarque en effet qu'à intensité constante, le nombre de fibres stimulées augmente proportionnellement lorsque la durée d'impulsion augmente (Hultmann & coll 1993 ; Vanderthommen 2007). Cependant, cette augmentation de charges électriques, liée à l'augmentation de la durée d'impulsion amène des sensations nociceptives.

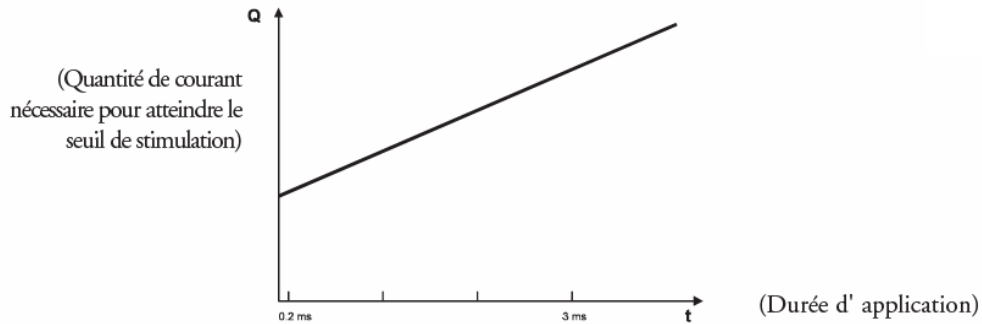
A partir de ses observations, Weiss a pu tracer la relation linéaire entre la quantité de charges nécessaire pour obtenir une stimulation et la durée d'application du courant.

Pour rappel,  $Q = I \times t$  avec :

- Q = quantité de charges électriques
- I = intensité du courant électrique
- t = temps

La "formule fondamentale" décrite par Weiss est de type :  $Q = q + it$  (figure I.1.) avec :

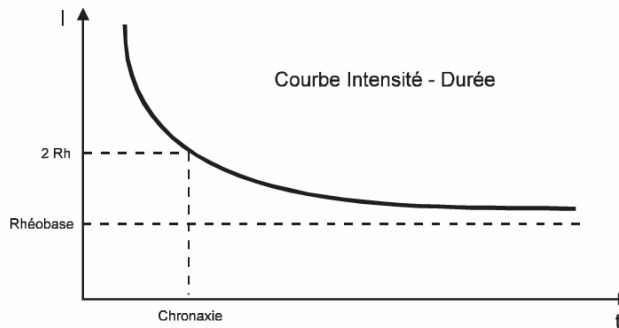
- Q = quantité de courant pour atteindre le seuil de stimulation = quantité de charges électrique =  $I \times t$
- t = la durée d'application du courant = durée d'impulsion
- i = un coefficient déterminé expérimentalement et dont la grandeur est celle d'un courant électrique (intensité)
- q = un coefficient déterminé expérimentalement dont la dimension est celle d'une quantité de charges électriques



**Figure I.1. : Relation linéaire entre la durée d'impulsion électrique et la quantité d'électricité appliquée pour atteindre le seuil d'excitation (Compex 2007)**

Par la suite, Lapicque a fait évoluer cette "formule fondamentale" sous une autre forme en en tirant des coefficients appelés Rhéobase et Chronaxie (Charpier, 2008). La formule devint alors :  $I = q/t + i$  qui correspond à la relation entre l'intensité du courant et la durée pendant laquelle il faut l'appliquer pour obtenir la stimulation (Figure I.2.).

- $I$  = intensité du courant de stimulation
- $t$  = durée d'impulsion



**Figure I.2. : Courbe Intensité – Durée décrite par Lapicque (D'après Compex, 2007)**

La Rhéobase correspond dans cette formule à l'intensité minimale qu'il faut atteindre pour observer une stimulation lorsque la durée d'application du courant est infinie. Ce terme Rhéobase ( $Rh$ ) correspond alors au coefficient  $i$  de la loi de Weiss. En effet, si  $t = \infty$ ,  $I = i$  (= rhéobase).

Le terme Chronaxie vient de chron(o)- : du grec khronos, temps ; et -axie : du latin axis, essieu, ligne qui passe par le centre d'un corps ; dans ce cas, relatif à l'axone du neurone. La Chronaxie est la durée minimale pendant laquelle il faut appliquer un courant dont l'intensité est égale au double de celle de la rhéobase et cela afin d'obtenir une stimulation. Cette Chronaxie ( $Cr$ ) a pour valeur le rapport  $q/i$ . La chronaxie est donc la représentation de l'excitabilité de la fibre nerveuse. En effet, si  $I = 2i$ ,  $2i = (q/t) + i$  et  $t = q/i$  (= chronaxie).

Il est donc primordial lors de l'application d'un courant que la durée d'impulsion soit un compromis entre l'efficacité de la stimulation est le confort du patient. C'est en utilisant une durée d'impulsion correspondant à la chronaxie que ce compromis est le meilleurs (Lapicque, 1903 ; Vanderthommen, 1997).

La chronaxie d'un nerf dépend du type de fibre qu'il contient. Les différentes fibres nerveuses  $A\alpha$  (motrices et sensorielles),  $A\beta$  (sensibilité tactile),  $A\delta$  (douleur discriminative) et C (douleur, réponses réflexes et fonctions autonomes) ont une chronaxie qui dépend principalement de leur taille. Les fibres de gros diamètre  $A\alpha$  ont une sensibilité plus importante (une chronaxie plus basse) que les fibres de petits diamètres  $A\delta$  et C (Bussière & Brual, 2001) (Figure I.3.).

Il existe donc une relation inverse entre la chronaxie et le diamètre (Mercier, 1992) ou la vitesse de conduction (Delbos & Akin, 2003) des fibres nerveuses élémentaires.

La cellule est d'autant plus excitable que la chronaxie est courte, ainsi la chronaxie est de l'ordre de 0,1ms à 0,2ms pour les fibres myélinisées  $A\alpha$  et  $A\beta$ , 0,3ms pour les fibres nerveuses myélinisées de type  $A\delta$ , 0,5ms pour les fibres nerveuses non myélinisées (Fibres C), et comprises entre 0,25 et 1ms pour les fibres musculaires striées squelettiques. (Mercier, 1992 ; Delbos & Akin 2003 ; Ader, 2006).

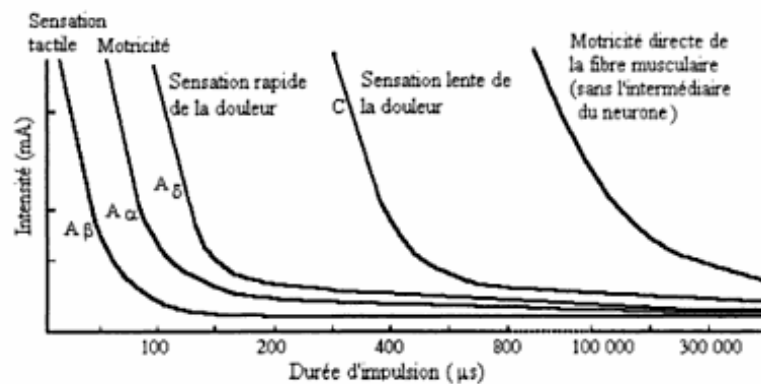


Figure I.3. : Courbes d'intensité-durée des fibres nerveuses tactiles, motrices, nociceptives et des fibres musculaires (Bussières & Brual, 2001)

### 2.3. La fréquence de stimulation

Duchateau (1992) met en évidence que la fréquence doit être réglée en fonction du type de fibre à stimuler (lentes ou rapides) avec une fréquence plus importante chez un muscle avec des fibres plus rapides. La fréquence est comprise entre 50 et 120 Hz sur un muscle squelettique de l'Homme. Pour Vanderthommen et Duchateau (2007) ou Couturier et al., (1998), cela varie entre 50 et 100Hz.

### 2.4. Intensité de stimulation

Avec une impulsion de très longue durée, le potentiel d'action va être enclenché pour une intensité correspondant à la rhéobase de la fibre (Vanderthommen, 1997).

En stimulation transcutanée, le seuil rhéobasique se situe généralement à une valeur égale ou inférieure à 10 mA (Leflohic & Boucher, 1992). Cependant, cette valeur présente

une grande variabilité interindividuelle en fonction des caractéristiques anatomiques, de la peau, du tissu adipeux et des structures sous cutanées (Joly, 1989).

Cette impédance dépend de divers facteurs comme l'état de la peau, le pourcentage d'hydratation de celle-ci ainsi que de l'organisme, le pourcentage de masse adipeuse, la concentration en électrolytes, les changements hormonaux et la longueur du chemin de conduction.

## **2.5. Direction du courant**

L'utilisation d'un courant bidirectionnel avec une impulsion "*compensée directement par une seconde impulsion rectangulaire de même surface, de même forme et de signe opposé*" (Vanderthommen, 1994) est le plus adéquat.

En conclusion, le courant qui permet le maximum d'efficacité tout en ayant la minimum d'inconfort est constitué de (Crépon & al. 2007 ; Vanderthommen & al. 2001 ; Vanderthommen (1997) :

- Vitesse d'établissement : impulsion de forme rectangulaire ou a front raide (Demoulin & al., 1987),
- Durée de passage du courant ou durée d'impulsion : correspondant à la chronaxie des axones/nerfs moteurs stimulés, (Vanderthommen & al. 2001)
- Direction du courant : impulsions bidirectionnelles, symétriques (Vanderthommen & Duchateau, 2007),
- Fréquence de stimulation : comprise entre 50 et 100 Hz (basse fréquence) afin d'obtenir un tétanos parfaits (Vanderthommen & Duchateau, 2007).

## **D. MESURE AUTOMATIQUE DE LA CHRONAXIE**

Au départ, la durée d'impulsion était imposée sur les appareils de la gamme Compex. Ensuite, avec le Compex 1, la durée d'impulsion a été sélectionnable via l'achat de cartes. Puis, avec l'arrivée du Compex 2, le choix s'est fait via une sélection du programme.

C'est en 2003 que la société dépose son brevet pour la technologie *muscle intelligence (Mi)*, qui "*personnalise les paramètres de stimulation en fonction des caractéristiques physiologiques individuelles*", Leu, M. (2007). C'est en 2007 que la société a lancé le Compex 3, nouveau modèle pour professionnels qui permet de créer soi-même son programme de stimulation.

La société Compex est spécialisée dans le développement d'appareils médicaux pour les soins musculaires (rééducation, augmentation de la masse musculaire) et développe depuis lors régulièrement de nouveaux produits.

Le Mi-sensor est "*la clé qui permet de mesurer certaines caractéristiques physiologiques du muscle, de les analyser et d'adapter les paramètres de stimulation*". Ce

sensor "améliore nettement le confort de stimulation et ainsi, l'efficacité thérapeutique des différents programmes" (Compex, 2007).

Le "Mi-scan détecte la chronaxie du muscle en approximativement 12 secondes et permet au stimulateur d'adapter la largeur (durée) d'impulsion à la valeur de chronaxie mesurée". (Compex, 2007).

## **E. CONCLUSION**

Il ressort de cette revue de la littérature que l'électrostimulation peut constituer une méthode intéressante et complémentaire dans l'entraînement d'un sportif (Bax, 2005). Elle augmente la force maximale volontaire mais de façon variable. Elle agit également sur des facteurs nerveux et structuraux. Enfin, il semble que l'ES puisse apporter des gains de force mais dans des proportions inférieures aux gains par contraction volontaire. En revanche, l'ES combinée à la CV semble apporter des gains de force supérieurs à chacune des techniques prises séparément.

Toutefois, l'ES a ses limites, elle active des groupes musculaires séparément, or les gestes sportifs nécessitent une certaine coordination entre les muscles synergiques mais aussi entre les muscles antagonistes (Duchateau, 1992).

Il est donc important de ne pas considérer cette technique comme un moyen de substitution mais bien comme une technique complémentaire aux méthodes classiques d'entraînement de la force.

Il a également été mis en évidence l'importance des caractéristiques du courant afin de limiter les sensations nociceptives et d'optimiser les effets d'un entraînement électrostimulé. A ce titre, nous avons souligné la pertinence d'un choix judicieux concernant la durée d'impulsion.

## **F. INTERET DE LA RECHERCHE**

L'innovation technologique *Mi-sensor* paraît, sur le plan théorique, extrêmement séduisante car elle calcule la chronaxie du muscle que l'on veut électrostimuler et adapte la durée d'impulsion à cette mesure.

A travers de ce travail de recherche, nous souhaitons étudier la reproductibilité de cette mesure, ainsi que valider la mesure automatisée à l'aide d'une mesure manuelle classique. Enfin, nous essaierons de quantifier l'efficacité de cet outil en terme d'intensité de contraction électrostimulée en comparant les forces évoquées électriquement obtenues à l'aide de la technologie "Mi" et à l'aide de technique classique (durée d'impulsion spécifique de la zone stimulée et commune à l'ensemble des sujets).



## CHAPITRE II : MATERIEL et METHODE

---

L'objectif de ce travail est de comparer, au niveau du quadriceps, les réponses musculaires électrostimulées avec et sans la fonction "*Muscle Intelligence*" ("*Mi*"), utilisée par le Compex Professionnel (Compex 3).

### A. SUJETS

Le groupe expérimental se compose de 21 sujets masculins, étudiants en kinésithérapie. Aucun des sujets ne présente de pathologie au niveau du membre inférieur gauche. Les 21 sujets s'adonnent à des activités physiques hebdomadaires de loisir ( $4 \pm 2,8$  heures de sport par semaine) et aucun n'est sédentaire. Les caractéristiques biométriques du groupe sont les suivantes : taille :  $1,82 \pm 0,05$  m ; poids :  $75,8 \pm 9,6$  kg ; âge :  $23,6 \pm 2,6$  ans.

### B. PROTOCOLE EXPERIMENTAL

Pour chacun des sujets, l'ensemble des tests se déroule lors de la même journée et se focalise au niveau du membre inférieur gauche. La journée d'expérimentation est divisée en deux séances.

#### 1. Séance 1

La séance se déroule au Centre Hospitalier Universitaire de Liège (CHU). Deux tests y sont réalisés.

- 1.1. Identification de la position des points moteurs.
- 1.2. Mesure manuelle de la chronaxie du quadriceps au niveau des points moteurs préalablement identifiés.

#### 2. Séance 2

La séance se déroule à l'Institut Supérieur d'Education physique et de Kinésithérapie de l'Université de Liège (ISEPK). Deux tests y sont réalisés.

- 2.1. Mesure du moment isométrique maximum volontaire (MIMV).
- 2.2. Mesure des moments évoqués électriquement (MEE).

Nous comparons l'efficacité de trois modalités de stimulation (dont deux utilisent la technologie "*Mi Scan*"), selon 2 procédures de test : à intensité maximale de stimulation et à intensité constante.

#### 3. Reproductibilité

Une mesure de reproductibilité intra-séance et inter-séance est réalisée pour vérifier que le capteur mesure la même valeur de durée d'impulsion lors de chaque test "*Mi-Scan*".

## **C. TESTS**

### **1. Séance 1**

#### ***1.1. Recherche des points moteurs***

La recherche des points moteurs est réalisée à l'aide d'une électrode crayon et d'un programme spécifique intégré à l'appareil Compex et ce, au niveau du vaste interne, du vaste externe et du droit antérieur. Le sujet se place en position assise sur une chaise, le dos appuyé contre le dossier et les genoux fléchis à 90°, cette position assurant un bon relâchement musculaire.

Du gel conducteur (Cefar-Compex® ref. 602047) est appliqué sur les trois chefs musculaires du quadriceps gauche. Une électrode de grande taille (5 x 10 cm) est disposée sur la partie proximale de la cuisse et est reliée à la borne noire du circuit, l'électrode crayon étant reliée à l'autre borne (rouge). Une intensité comprise entre 10 et 15 mA est préalablement sélectionnée au niveau du stimulateur. Des impulsions électriques se succèdent à une fréquence de 1 Hz alors que le stylet est déplacé sur la surface de la cuisse correspondant au chef musculaire étudié. Le point moteur est identifié à l'endroit où la réponse musculaire est la plus nette.

Postérieurement, une marque indélébile est placée sur les trois points moteurs identifiés (vaste interne "VI", vaste externe "VE" et droit antérieur "DA"). Ce repère s'utilise pour la mesure de la chronaxie (suite séance 1) et la réalisation des contractions électrostimulées (séance 2).

Par ailleurs, une ligne médiane rejoignant l'épine iliaque antéro-supérieure et la pointe de la rotule projetée sur sa base est tracée sur la cuisse du sujet. A partir de cette ligne médiane, une ligne perpendiculaire rejoint le point moteur de chaque vaste. Ainsi, chaque point moteur est localisé longitudinalement et latéralement.

#### ***1.2. Calcul manuel de la chronaxie***

##### ***1.2.1. Le matériel***

Le matériel utilisé pour réaliser les mesures de chronaxie est un appareil EMG de type Viking IV D de la firme Nicolet Biomédical Inc. (Photo II.1.).



Photo II.1. : EMG Viking IV D. Nicolet Biomedical Inc.

Les mesures de chronaxie et de rhéobase sont réalisées par le Professeur WANG, chef de service associé du secteur EMG au sein du service de Médecine de l'Appareil Locomoteur du CHU de Liège.

### 1.2.2. La mesure manuelle

Nous testons neuf durées d'impulsions différentes (0,01 ; 0,02 ; 0,05 ; 0,10 ; 0,20 ; 0,30 ; 0,50 ; 0,70 et 1 ms). Pour chaque durée d'impulsion, l'intensité est augmentée très progressivement jusqu'à obtention de la PREMIERE réponse musculaire qui correspond à une secousse nette observée au niveau du site de stimulation. Pour chaque intensité, nous notons cette intensité liminaire exprimée en milliampères (mA). A partir de ces neuf points expérimentaux, nous établissons la relation hyperbolique Intensité/Durée (Figure II.1.) répondant à l'équation  $I = q/t + i$  où  $q$  représente la quantité de charge et  $i$  représente la rhéobase.

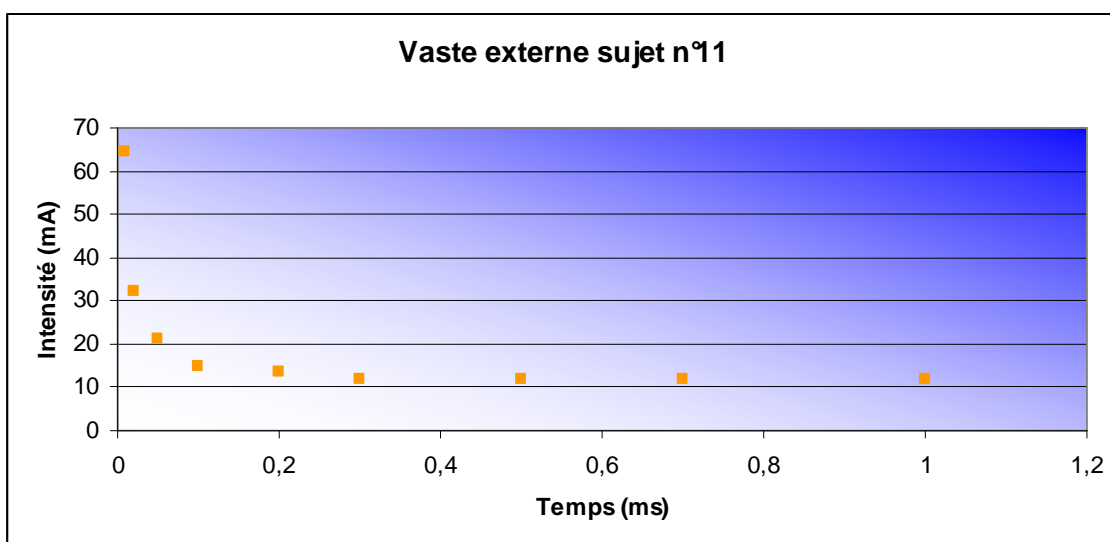


Figure II.1. : Représentation des points expérimentaux du sujets n°11 pour le vaste externe

Le logiciel Excel n'autorisant pas l'ajustement d'une courbe tendance à partir d'une hyperbole, nous "linéarisons" cette relation en exprimant l'intensité en fonction de l'inverse du temps (Figure II.2.). Cette relation linéaire est également caractérisée par un coefficient de détermination  $R^2$ .

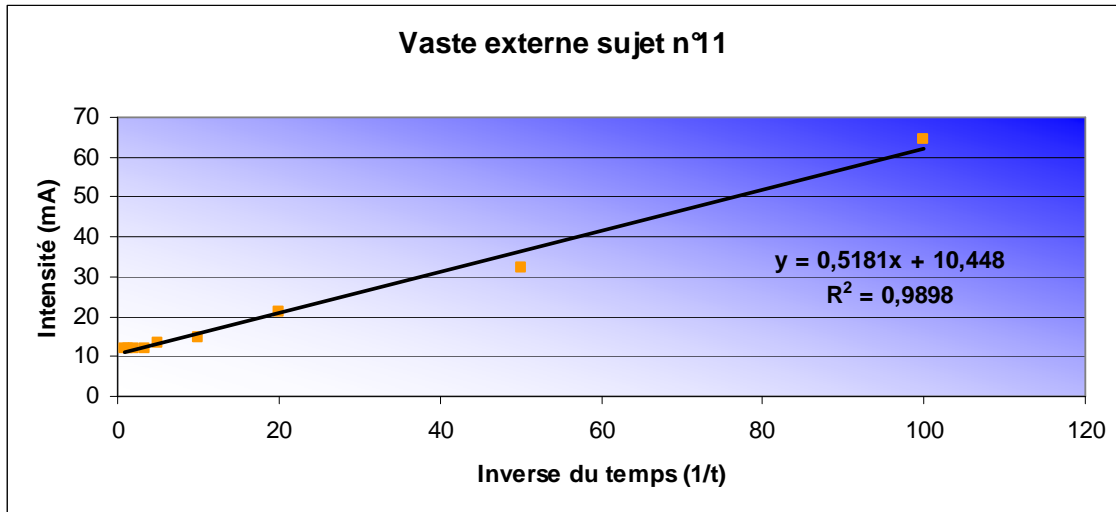


Figure II.2. : Représentation des points après linéarisation et régression linéaire pour le vaste externe du sujet n°11. Détermination de l'équation correspondante à la régression et détermination du coefficient de détermination  $R^2$ .

Suite au meilleur ajustement de relation linéaire à nos points expérimentaux à l'aide du logiciel Excel, nous établissons l'équation de cette relation linéaire qui permet d'identifier les valeurs précises de "q" et "i" et qui nous permettent de tracer précisément l'hyperbole de la relation Intensité/Durée et ainsi de calculer la chronaxie (Figure II.3.).

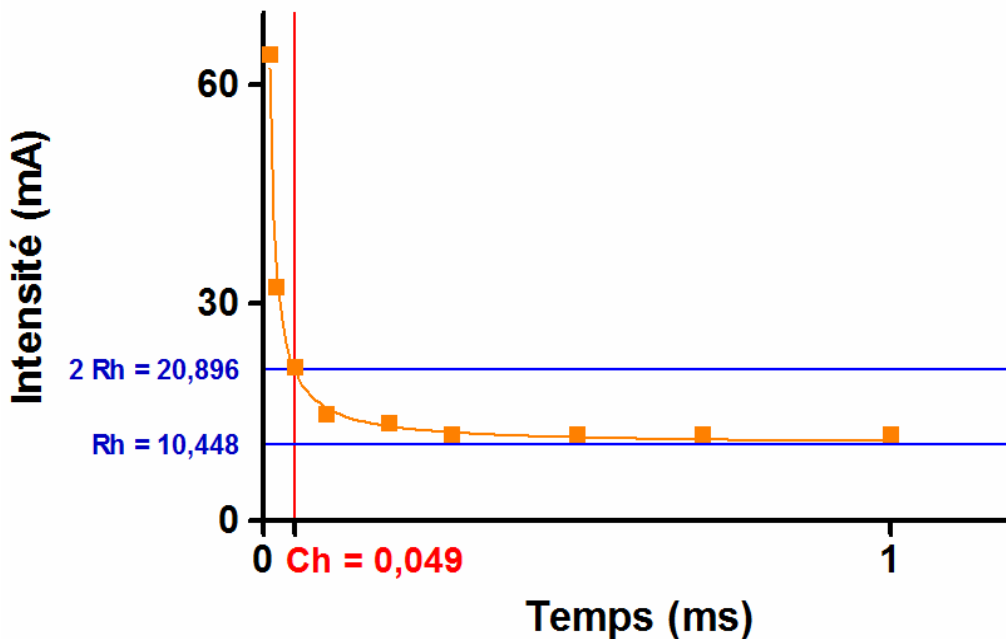


Figure II.3. : Représentation de l'hyperbole Intensité/Durée d'équation  $y = 0,5181x + 10,448$  pour le vaste externe du sujet n°11 et coefficient de détermination  $R^2 = 0,9898$ .

## 2. Séance 2

### 2.1. Mesure du Moment Isométrique Maximal Volontaire (MIMV)

Avant de participer aux tests d'électrostimulation, les sujets subissent un test d'évaluation du Moment Isométrique Maximal Volontaire (MIMV) au niveau du quadriceps fémoral gauche. Ce MIMV est mesuré avec le genou fléchi à 90°.

#### 2.1.1. Echauffement

L'échauffement qui précède la mesure du MIMV consiste en cinq minutes de pédalage sur cyloergomètre (Gymna Monark 915 E<sup>®</sup>, Photo II.2.) avec une fréquence cardiaque de 100 pulsations par minute et une allure de 60 révolutions par minute. La puissance est ajustée en temps réel en fonction de la fréquence cardiaque et cela grâce à une molette de réglage située sur l'appareil. Cette puissance est de l'ordre de 25 à 50 watts/min.

#### 2.1.2. Matériel

##### a) Le banc de musculation

Nous utilisons un banc de musculation Gymna<sup>®</sup> adapté pour le travail isométrique (Photo II.3.). Ce banc de musculation comprend un dossier amovible (1), un bras de levier pivotant (2) et un cadre métallique artisanal (3) avec différentes attaches pour fixer le bras de levier.

Pour le quadriceps fémoral, un crochet est placé à la partie antérieure du levier (4) et une jauge de contrainte est placée à la partie postérieure (5).

Dans ce travail, le bras de levier reste fixe (contractions isométriques), la hanche et le genou du sujet formant chacun un angle de 90°.

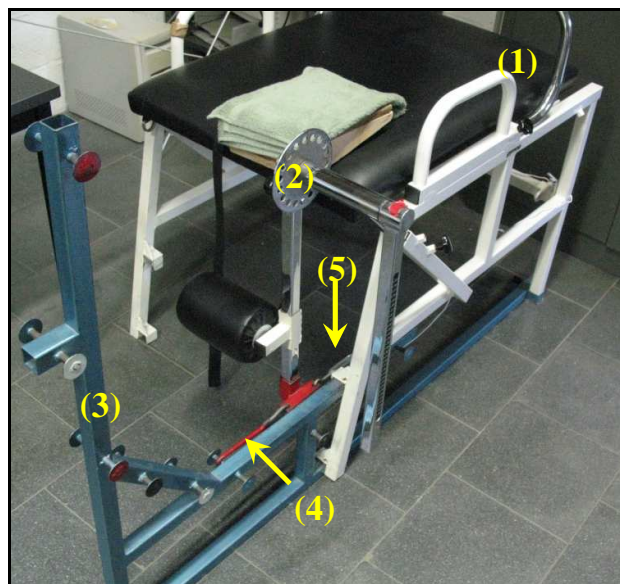


Photo II.3. : Photo du banc de musculation avec les annotations du dispositif de mesure (expliquée dans le texte)

## b) Le système d'enregistrement de la force

Le système d'enregistrement est composé d'une jauge de contrainte reliée à un ordinateur (Pentium III ; 450 MHz ; Windows Millenium Edition). La jauge est située perpendiculairement à l'axe du bras de levier.

Cette jauge possède un capteur électromécanique constitué d'une jauge électrique de pression. Celle-ci subit des déformations et provoque des variations de potentiel qui sont ensuite augmentées grâce à un amplificateur.

La jauge est reliée à l'ordinateur et les mesures sont analysées via un programme original après étalonnage du système. Ce programme permet de mesurer les variations de force en fonction du temps (fréquence d'acquisition de 20 Hz). Le pic de force développé est déterminé en plaçant le curseur au point maximal de la courbe dessinée. L'exemple présenté montre un MIMV de 213 N.m au temps 315 cs (Figure II.4.).

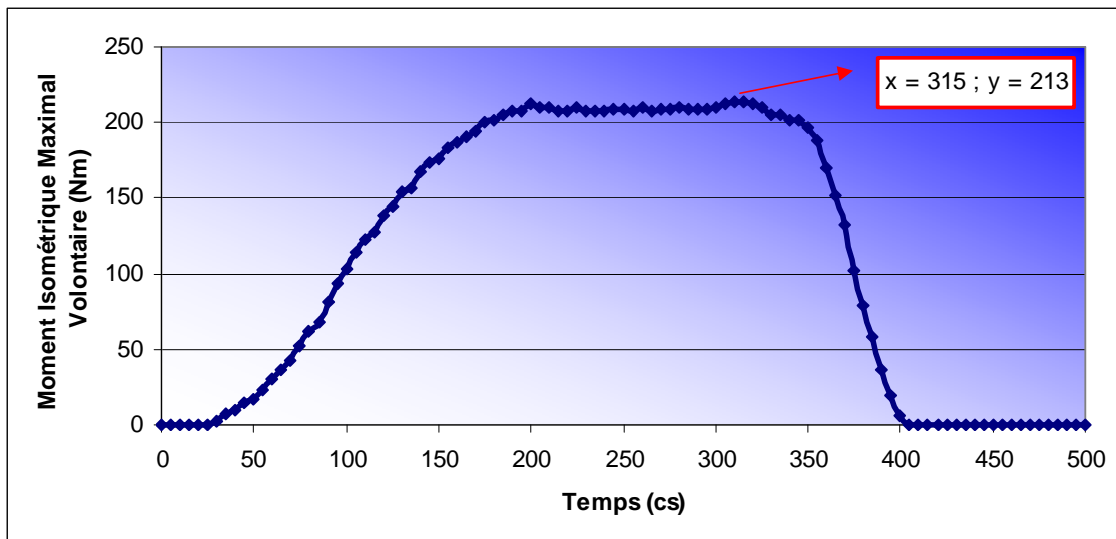


Figure II.4. : Graphique représentant la variation du moment de force, exprimée en Newton-mètre (Nm), en fonction du temps exprimé en centisecondes (cs), mesurée par le programme original lors d'un test de mesure de MIMV

### 2.1.3. Réglages

Une fois le sujet placé sur le banc de musculation, nous procédons au réglage optimal de sa position (Photo II.4.) :

- Le dossier est ajusté afin qu'il se trouve au niveau du dos du patient. Il est vertical par rapport à l'assise, le tronc formant un angle de  $90^\circ$  avec les cuisses.
- Une cale en bois est placée sous l'extrémité distale de la cuisse gauche. Elle a comme fonction le maintien de la cuisse en position horizontale, la cuisse formant alors un angle de  $90^\circ$  avec la jambe.
- L'axe du cylindre en mousse, sur lequel la partie distale de la jambe appuie, est placé 6 cm au dessus du bord inférieur de la malléole externe.
- Afin de garder une position stable, le sujet est sanglé à trois niveaux :
  - o Au niveau du bassin avec un appui sur les épines iliaques antérieures (1).

- Au niveau de la partie distale de la cuisse gauche pour éviter une ascension de la cuisse (2).
- Au niveau de la partie distale de la jambe au niveau du cylindre en mousse (3).
- Lors des tests, le sujet place ses bras croisés sur le tronc afin d'éviter toute intervention des membres supérieurs.



Photo II.4. : Réglage de la position du sujet avec sanglages à trois niveaux

#### 2.1.4. Epreuve

Le sujet réalise trois contractions sous-maximales d'intensité croissante avant l'épreuve proprement dite. Cette dernière consiste à réaliser trois efforts maximaux d'extension du genou au cours desquels il est vivement encouragé par l'évaluateur. Un laps de temps de deux minutes de repos est respecté entre chaque contraction. Dans l'hypothèse d'une augmentation des performances au cours de ces trois essais, un quatrième essai est autorisé.

### 2.2. Moments évoqués électriquement (MEE)

#### 2.2.1. Placement des électrodes

La position du sujet est identique à celle décrite pour la mesure de MIMV. Nous utilisons le montage le plus efficace pour l'électrostimulation du quadriceps (Troka, 2007) : nous plaçons une électrode stimulatrice carrée (taille 5 x 5 cm) au niveau du point moteur du vaste interne (canal 1), une électrode stimulatrice au niveau du point moteur du vaste externe (canal 2) et une électrode stimulatrice au niveau du point moteur du droit antérieur (canal 3). Les circuits sont fermés à l'aide de deux grandes électrodes indifférentes (taille : 5 x 10 cm) disposées transversalement sur la partie proximale du quadriceps (Photo II.5.).



**Photo II.5. : Placement des électrodes sur la cuisse du sujet selon le montage le plus adéquat proposé par Troka (2007)**

Nous avons utilisé des électrodes autocollantes (modèle Compex 5cm x 5cm) pour toutes les stimulations car elles seules permettent d'utiliser les senseurs "Mi Scan".

### 2.2.2. Matériel

#### a) Le senseur

Selon la société Compex, *"la technologie Muscle Intelligence™, non invasive, détermine et adapte les paramètres de stimulation pour chaque patient et à chaque séance. En minimisant l'énergie électrique nécessaire à un traitement, elle permet un plus grand confort et une meilleure efficacité"*. Le senseur utilisé par cette technologie contient un accéléromètre. Le principe de fonctionnement consiste à envoyer des impulsions électriques qui engendrent des secousses musculaires détectées par le senseur (Photo II.6.).



**Photo II.6. : Représentation photo du senseur "Mi" développé par la société Compex (Compex, 2007)<sup>1</sup>**

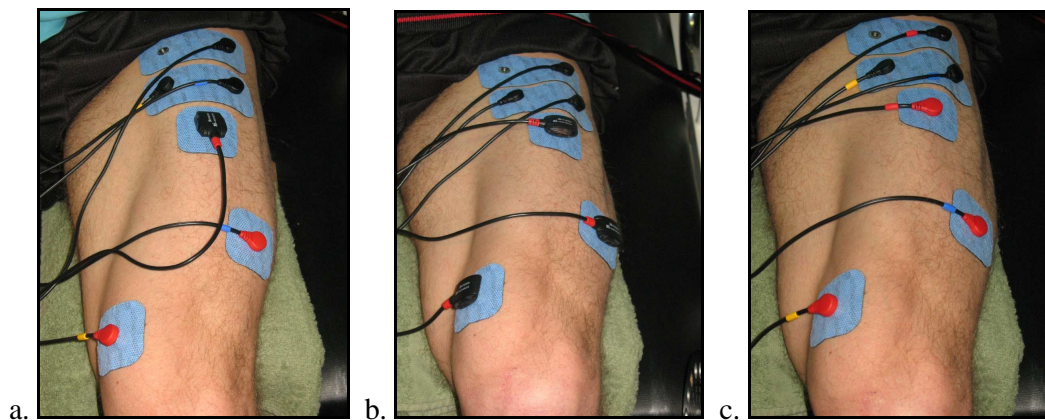
<sup>1</sup> Photo reprise du site internet [www.compex-professional.com](http://www.compex-professional.com) le 14 mars 2009



## b) Les connections

Nous avons utilisé trois types de connections qui correspondent à trois modalités de stimulation (photo II.7.) :

- Modalité 1 : 1 canal "Mi Scan" : circuit avec un seul canal possédant la fonction *Mi-Scan* placé sur le droit antérieur et les deux autres canaux possédant des câbles traditionnels (photo II.10 a).
- Modalité 2 : 3 canaux "Mi Scan" : circuit avec trois canaux possédant la fonction *Mi-Scan* (photo II.10 b).
- Modalité 3 : Sans "Mi Scan" : circuit avec trois canaux possédant des câbles traditionnels. La durée d'impulsion conseillée est déterminée par un programme pré-établi (photo II.10 c).



**Photo II.7. : Représentation du montage monopolaire décrit par Troka (2007) en fonction du circuit utilisé. De gauche à droite : "1 Mi Scan" (a), "3 Mi Scan" (b) et "0 Mi Scan" (c). Un code de couleur est placé sur les fils pour différencier les canaux et localiser les deux électrodes de leur appartenance. Les canaux avec senseur ne possèdent pas ce code.**

### 2.2.3. Le programme

Dans la gamme des programmes disponibles, nous avons recherché un courant qui se rapprochait le plus possible du courant optimal de stimulation :

- Impulsions de forme rectangulaire,
- Impulsions bidirectionnelles, symétriques,
- Fréquence de stimulation entre 50 et 100 Hz,
- Temps de montée court,
- Temps de contraction (palier) assez court (afin de limiter la douleur et la fatigue lors de l'Imax),
- Durée de descente courte,
- Temps de repos long (afin de permettre la récupération mais également de pouvoir régler certains paramètres extérieurs).

Ainsi, nous avons sélectionné le programme "Force 1" qui présente les caractéristiques suivantes :

- Impulsions rectangulaires, bidirectionnelles et symétriques,
- Fréquence de 75 Hz,
- temps de montée du train d'impulsions : 1,5 secondes
- temps de contraction : 4 secondes
- temps de descente du train d'impulsions : 0,75 secondes
- temps de repos entre deux trains d'impulsions : 19 secondes

En ce qui concerne la durée d'impulsion, nous utilisons 3 possibilités qui correspondent aux trois modalités de stimulation :

- Modalité 1 : 1 seul senseur, la chronaxie est mesurée automatiquement par ce senseur et est délivrée sur les trois canaux,
- Modalité 2 : 3 senseurs, la chronaxie est mesurée automatiquement et est délivrée de façon indépendante sur chaque canal,
- Modalité 3 : sans senseur, la durée d'impulsion est de 380  $\mu$ s (sélection préalable de la DI).

Le programme "Force 1" permet l'application de la fonction "*Mi Scan*" (utilisée dans ce travail).

#### *2.2.4. Comparaison des modalités de stimulation à intensité maximale et à intensité constante*

Nous comparons les différentes modalités de stimulation lors de l'application d'un courant dont l'intensité correspond à l'intensité maximale tolérable avec un courant dont l'intensité est constante.

L'ordre des stimulations est déterminé de façon aléatoire par tirage au sort entre les différentes modalités (trois tests mis en place dans un ordre aléatoire donnent 6 possibilités : 123 – 132 – 213 – 231 – 312 – 321) afin de diminuer l'effet dû à l'accoutumance au courant, la fatigue éventuelle et l'effet dû à la surprise d'un premier test.

##### a) Test 1 : Intensité maximale

Pour chaque modalité, l'examineur augmente de manière simultanée l'intensité des trois canaux. Lorsque le sujet estime qu'il n'y a plus moyen de progresser suite à l'importance des douleurs qu'il perçoit, l'augmentation de l'intensité est stoppée. La contraction s'arrête alors directement et il s'en suit un temps de relaxation de 19 secondes.

A la deuxième contraction, l'examineur réalise la mesure du moment évoqué électriquement (MEE) grâce au programme informatique décrit plus haut.

## b) Test 2 : Intensité constante

Pour chaque modalité, l'examineur augmente l'intensité jusqu'à 80% de l'intensité minimale obtenue lors des trois modalités précédentes.

### 2.2.5. Quantification de la durée d'impulsion

Dans le cadre de la sélection automatique de la DI via le senseur (modalités 1 et 2), le secret commercial imposé par la société Compex ne nous permet pas d'accéder aux détails méthodologiques qui permettent au senseur de calculer la chronaxie. Nous savons cependant que le senseur est un accéléromètre sensible à la déformation musculaire et au mouvement qui en résulte. Lorsqu'un Scan est réalisé, l'appareil envoie des impulsions dont il fait varier les largeurs ainsi que l'intensité. A partir des mouvements détectés par le senseur, l'appareil déterminerait la courbe intensité/durée. Il déterminerait de cette façon la chronaxie du muscle pour ensuite appliquer la durée d'impulsion à son programme.

Lorsqu'un Scan est réalisé par un ou plusieurs senseurs du Compex, les données collectées par l'appareil, et en particulier la chronaxie calculée, et donc la DI injectée dans le programme, ne sont pas visualisables par l'utilisateur. Nous avons utilisé un oscilloscope afin de visualiser l'impulsion délivrée par le stimulateur et ainsi calculer la DI sélectionnée.

### 2.2.6. L'oscilloscope

L'oscilloscope utilisé est le PCGU 1000<sup>®</sup> de la société Velleman (voir photo II.8.)<sup>2</sup>. Ses caractéristiques sont disponibles sur le site internet de la société. Il a la particularité de pouvoir être utilisé sur un ordinateur via une sortie USB.



Photo II.8. : Oscilloscope PCGU 1000<sup>®</sup> de la société Velleman

Un montage original est réalisé pour relier l'oscilloscope à l'appareil Compex 3. Ce montage est constitué d'un câble avec une double entrée relié à un fil conducteur et faisant le pont entre deux électrodes (5 x 5 cm de la firme Compex) placées sur leur support d'origine (non conducteur) et reliées au Compex. Les deux pinces sont fixées de part et d'autre d'une résistance (type de résistance : rouge-rouge-brun-or = 220  $\Omega \pm 5\%$ ) placée sur ce fil

<sup>2</sup> Photo reprise du site internet <http://www.velleman.be/ot/en/product/view/?id=366646> consulté le 14 mars 2009

conducteur. Ce câble est relié à une des deux sorties que possède l'oscilloscope. (Voir photos II.9. ; II.10. ; II.11.).

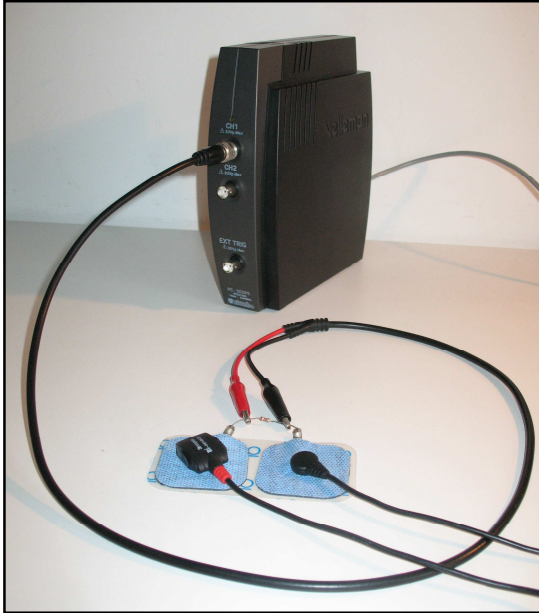
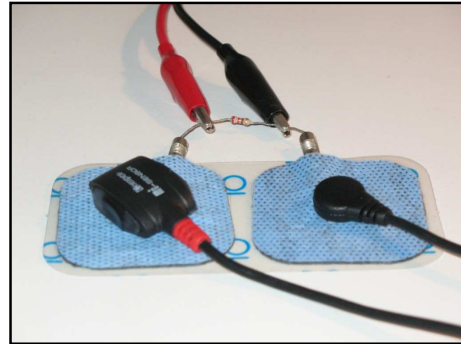


Photo II.9. : Résistance utilisée =  $220 \Omega \pm 5 \%$



Photos II.10. et II.11. : Montage oscilloscope

La connexion de l'oscilloscope à un ordinateur permet la visualisation du signal. La validation de ce système a été réalisée en visualisant l'impulsion d'un courant électrique dont les paramètres sont connus à l'avance. La photo II.12 représente l'impulsion du programme "force 1" sans utilisation de la fonction "Mi", et dont la durée d'impulsion déterminée par le programme est de  $380 \mu\text{s}$ .

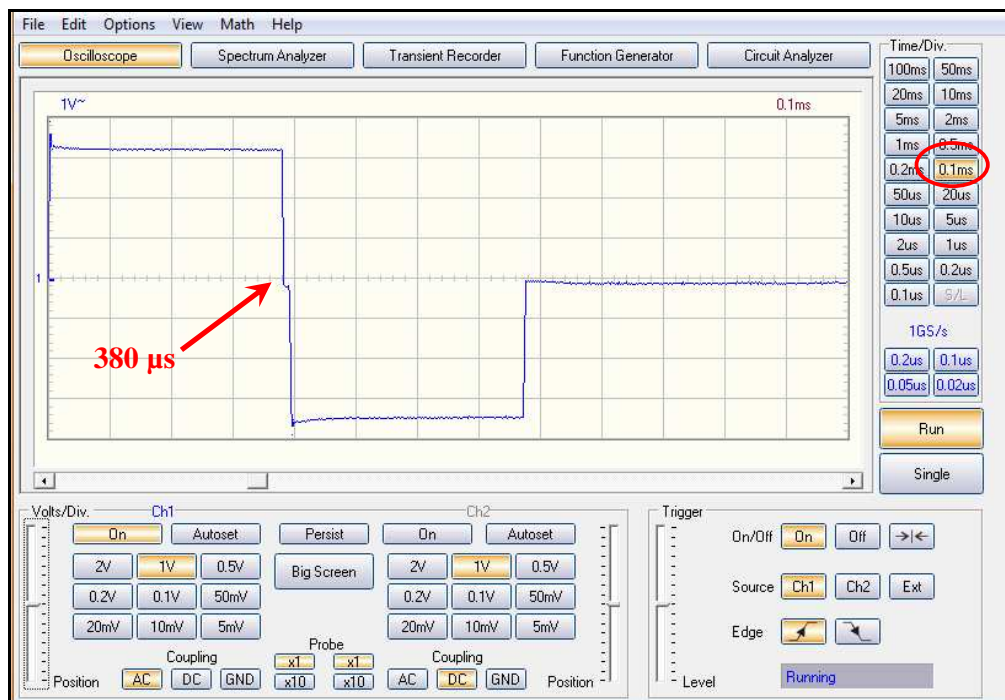


Photo II.12. : Impulsion observée à partir du programme Pc-Lab2000se générée par le programme "Force 1" du Complex 3 avec une DI qui correspond à  $380 \mu\text{s}$ . Pour l'abscisse, l'échelle correspond à  $0,1 \text{ ms/division}$ .

### **3. Reproductibilité de la mesure automatique**

#### **3.1. Reproductibilité inter-séance**

Une première mesure automatique est réalisée sur les trois chefs musculaires testés lors de la première séance (CHU) et une seconde lors de la deuxième séance (ISEPK). La première mesure se fait juste avant la mesure manuelle de chronaxie (Séance 1). La deuxième mesure se réalise juste avant le test de mesure du MEE à intensité maximale avec le montage comprenant 3 "*Mi Scan*" (Séance 2, test 1, modalité 2).

#### **3.2. Reproductibilité intra-séance**

Afin d'apprécier la reproductibilité intra-séance, une troisième mesure s'effectue avant le test de mesure du MEE à intensité constante avec le montage comprenant 3 "*Mi Scan*" (Séance 2, test 2, modalité 2).

### **4. Positionnement du senseur**

Pour évaluer l'éventuelle influence du positionnement du senseur sur les MEE, nous sélectionnons deux sous-groupes de 10 et 11 sujets. Pour le sous-groupe 1, le ou les senseurs sont positionnés parallèlement à l'axe de la cuisse. Pour le sous-groupe 2, le ou les senseurs sont positionnés perpendiculairement à l'axe de la cuisse.

Lors de l'ensemble des mesures utilisant la fonction "*Mi-Scan*", le sujet est encouragé à rester parfaitement immobile et relâché afin qu'aucune contraction ou mouvement parasite ne perturbe les secousses générées automatiquement par le Compex et détectées par le senseur.

### **5. Intensité délivrée par le Compex**

Une mesure de fiabilité de l'appareil est réalisée en ce qui concerne l'intensité qu'il délivre.

Contrairement aux modèles précédents, lorsque l'intensité est augmentée sur l'appareil Compex 3 Professional, celle-ci n'est pas notée à l'écran sous forme d'intensité mais sous forme "d'équivalent énergie" (EE), avec des valeurs comprises entre 0 et 999 EE. L'intensité maximale qui peut être délivrée par l'appareil est de 120 mA (Compex, 2007).

Pour valider ce moyen de transformation entre équivalents énergie et milliampères, nous avons utilisé le montage décrit précédemment dans ce chapitre. Nous avons alors noté la tension développée pour une série de valeurs représentant des équivalents énergie (Figure II.5.).

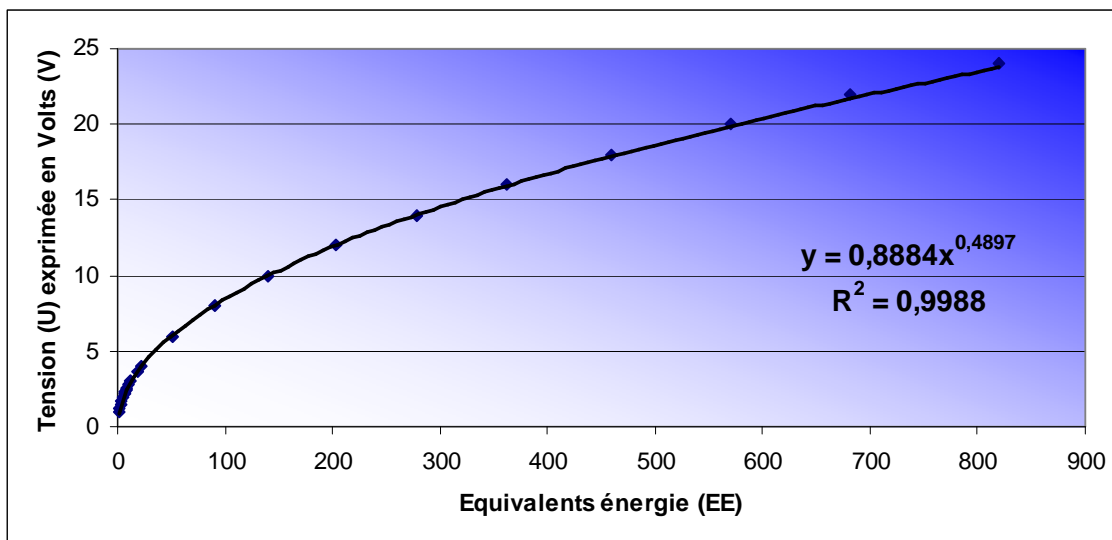


Figure II.5. : Relation linéaire entre la tension (U) exprimée en volts (V) et l'intensité (I) exprimée en équivalents énergie (EE), délivrée par le Compex 3 Professional

A partir des points obtenus, nous avons réalisé une courbe tendance sous forme de puissance qui nous a donné la formule  $y = 0,8884 x^{0,4897}$  dont le coefficient de détermination  $R^2$  est de 0,9988 (Figure II.5.). Par extrapolation, la valeur maximale de 999 "équivalents énergie" développe une tension de 26,1515 volts.

Nous ne pouvons pas utiliser une simple règle de trois pour déterminer l'intensité délivrée. Nous utiliserons la formule décrite par cette courbe tendance pour transformer les équivalents énergie (EE) obtenus en volts et la loi " $U = R.I$ " pour transformer la tension (volts) en intensité (mA).

D'après la loi d'Ohm " $U = R. I$ " qui met en relation l'intensité (I) exprimée en ampères (A) avec la tension développée (U) exprimée en volts (V), et en connaissant la valeur de la résistance (R) utilisée et qui est ici de  $220 \Omega \pm 5 \%$ , nous obtenons une intensité de 119 mA pour 999 équivalents énergies (EE). Il est probable que la différence de 1 mA avec la donnée théorique soit due aux 5 % de marge d'erreur de la résistance ainsi qu'à l'ajustement de la courbe tendance et l'extrapolation de la tension développée pour 999 EE.

Nous avons réalisé la mesure décrite ci-dessus lorsque l'appareil était complètement chargé ainsi que lorsqu'il était presque complètement déchargé. Aucune différence significative entre les valeurs obtenues n'a été observée, mettant ainsi en évidence que l'intensité délivrée n'est pas fonction de l'état de chargement de l'appareil.

## D. ETUDE STATISTIQUE

La comparaison de moyennes obtenues sur les mêmes sujets est réalisée à l'aide du test de Wilcoxon pour échantillons appariés lorsque le nombre de moyennes est égal à 2 et à l'aide de l'ANOVA de Friedman pour échantillons appariés lorsque ce nombre est supérieur à 2. Les corrélations sont analysées avec le test au rang R de Spearman. Dans chaque cas, nous rejetons l'hypothèse nulle au niveau d'incertitude de 5%.

# CHAPITRE III : RESULTATS

## SEANCE 1

### A. IDENTIFICATION DES POINTS MOTEURS

La figure III.1. illustre la position moyenne des points moteurs du quadriceps.

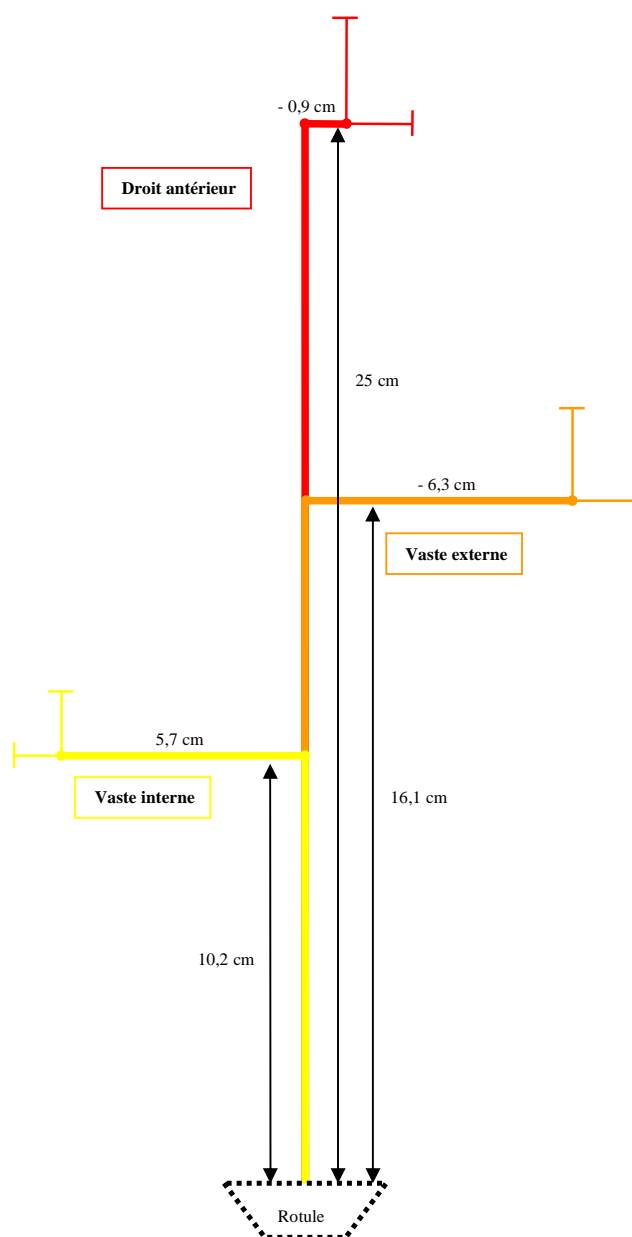


Figure III.1. : Cartographie de la localisation verticale et horizontale (exprimée en cm) des points moteurs du vaste interne, vaste externe et droit antérieur. La ligne de repère verticale est tracée entre l'épine iliaque antéro-supérieure et le milieu de la base de la rotule. Pour la localisation horizontale, les valeurs se situant du côté interne par rapport à la ligne repère sont positives, les valeurs se situant du côté externe sont négatives (valeurs moyennes et écart-types, n = 21). Cuisse gauche vue de face, échelle à 6/10.

La position moyenne du point moteur du vaste interne correspond à  $10,2 \pm 1,5$  cm en hauteur et  $5,7 \pm 1$  cm en largeur, celle du vaste externe à  $16,1 \pm 2,1$  cm en hauteur et  $-6,3 \pm 1,5$  cm en largeur, et celle du droit antérieur à  $25 \pm 2,4$  cm en hauteur et  $-0,9 \pm 1,5$  cm en largeur (voir figure III.1.).

La différence entre les positions verticales des points moteurs de chaque chef musculaire analysé est hautement significative ( $p < 0,001$ ) (Test ANOVA de Friedman). Le point moteur du vaste interne se situe plus bas que celui du vaste externe, lui-même plus bas que celui du droit antérieur.

Il existe une grande variabilité interindividuelle. Cette variabilité est la plus marquée au niveau de la mesure verticale du droit antérieur (ET = 2,4 cm) et la moins marquée au niveau de la mesure horizontale du vaste interne (ET = 1 cm).

## B. MESURE MANUELLE DE LA CHRONAXIE

La procédure expérimentale associée au traitement mathématique des données nous permet d'obtenir, pour chaque sujet et chacun des trois chefs musculaires, la relation I/D (figure III.2.) caractérisée par un coefficient de corrélation et les valeurs de Rhéobase et Chronaxie.

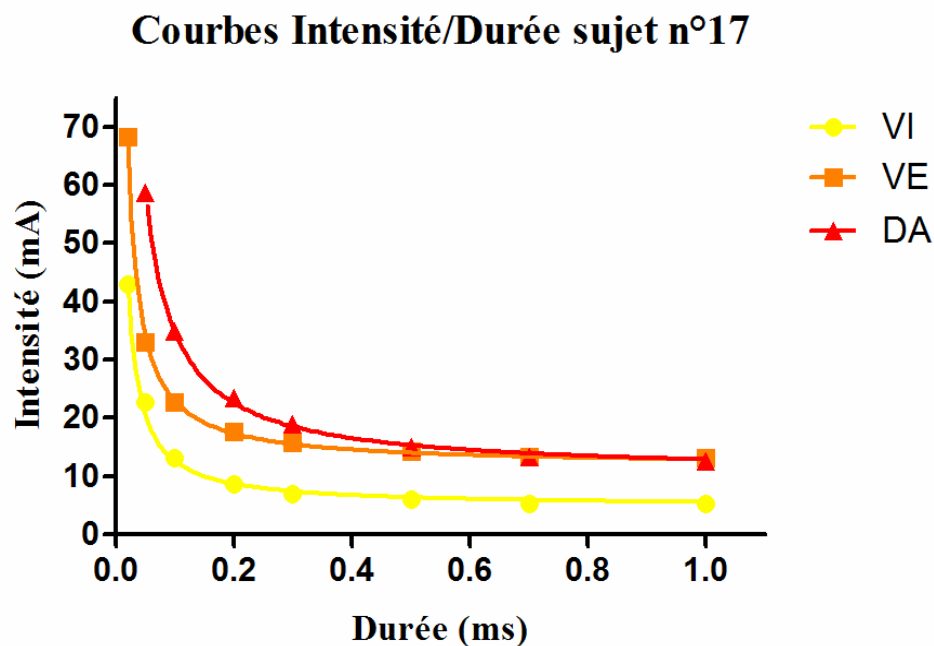


Figure III.2. : Courbes Intensité/Durée du sujet n°17  
(Créé à partir du programme GraphPad Prism 5).



Le tableau III.1. rassemble les valeurs de Rhéobase, Chronaxie et de coefficient de corrélation caractérisant la relation Intensité/Durée de chaque sujet.

Sujets	Vaste Interne			Vaste Externe			Droit Antérieur		
	Rh	Ch	R	Rh	Ch	R	Rh	Ch	R
1	4,06	80	0,978	7,52	57	0,978	14,67	73	0,986
2	5,07	32	0,994	5,15	201	0,998	3,90	51	0,991
3	7,33	51	0,988	13,29	71	0,999	10,16	71	0,998
4	4,99	44	0,989	14,72	25	0,967	10,33	41	0,993
5	8,49	49	0,993	4,77	35	0,998	8,82	93	0,999
6	12,84	71	0,999	27,68	102	0,999	22,67	84	0,997
7	3,63	69	0,984	5,95	70	0,988	11,97	75	0,999
8	4,18	54	0,993	17,34	83	0,999	10,27	99	0,999
9	8,06	49	0,992	7,30	55	0,995	8,72	54	0,982
10	9,28	49	0,978	10,96	88	0,999	10,78	99	0,998
11	12,60	32	0,914	10,45	50	0,994	18,23	73	0,997
12	7,81	144	0,997	8,60	139	0,998	13,78	117	0,995
13	3,08	59	0,983	7,61	52	0,995	17,09	359	0,999
14	7,99	66	0,982	9,57	111	0,999	18,55	92	0,996
15	5,03	79	0,989	14,80	176	0,999	14,17	92	0,995
16	6,89	65	0,984	7,73	265	0,999	15,68	76	0,993
17	4,81	163	0,996	11,78	95	0,999	10,47	232	0,999
18	6,10	54	0,991	6,82	32	0,998	12,86	82	0,999
19	5,38	45	0,995	9,88	94	0,998	13,11	170	0,996
20	9,00	48	0,988	14,74	73	0,998	9,72	69	0,999
21	12,01	143	0,998	8,92	74	0,998	9,21	46	0,993
Moyenne	7,08	69	0,986	10,74	93	0,995	12,63	102	0,995
Ecart-Type	2,90	36	0,017	5,21	59	0,008	4,22	73	0,004

Tableau III.1. : Valeurs de Rhéobase (Rh) exprimées en milliampères (mA) et de Chronaxie (Ch) exprimées en microsecondes ( $\mu$ s) calculées à partir des courbes intensité/durée pour les trois chefs musculaires étudiés. Le coefficient de corrélation (R) illustre la qualité de l'ajustement mathématique aux points expérimentaux. (n = 21).

Les valeurs extrêmes de **rhéobase** sont 3,08 mA pour le vaste interne du sujet n°13 et 27,68 mA pour le vaste externe du sujet n°6. La moyenne obtenue pour la rhéobase est de  $7,08 \pm 2,90$  mA pour le vaste interne,  $10,74 \pm 5,21$  mA pour le vaste externe et de  $12,63 \pm 4,22$  mA pour le droit antérieur. Ces valeurs sont statistiquement différentes ( $p = 0,00024$ ) (Test ANOVA de Friedman). Le test de Wilcoxon met en évidence une différence significative entre le VI et le VE ( $p = 0,004$ ) ainsi qu'entre le VI et le DA ( $p = 0,000$ ). La différence entre le VE et le DA n'est pas significative ( $p = 0,106$ ).

Les valeurs extrêmes de **chronaxie** sont de 25  $\mu$ s pour le vaste externe du sujet n°4 et 359  $\mu$ s pour le droit antérieur du sujet n°13. La moyenne obtenue pour la chronaxie est de  $69 \pm 36$   $\mu$ s pour le vaste interne,  $93 \pm 59$   $\mu$ s pour le vaste externe et de  $102 \pm 73$   $\mu$ s pour le droit antérieur. Ces valeurs sont statistiquement différentes ( $p = 0,041$ ) (Test ANOVA de Friedman). Le test de Wilcoxon met en évidence une différence très significative entre le VI

et le DA ( $p = 0,006$ ). La différence entre le VI et le VE n'est pas significative ( $p = 0,131$ ), de même qu'entre le VE et le DA ( $p = 0,715$ ).

L'ensemble des coefficients de corrélation des courbes intensité/durée est élevé (valeurs  $> 0,914$ ). Toutefois, le **coefficient de corrélation** moyen est significativement inférieur pour le VI (0,986) comparativement au VE (0,995) et au DA (0,995) ( $p = 0,002$ , test de Wilcoxon).

## SCEANCE 2

### C. MOMENT ISOMETRIQUE MAXIMAL VOLONTAIRE

La figure III.3. illustre les données relatives aux potentialités maximales du quadriceps

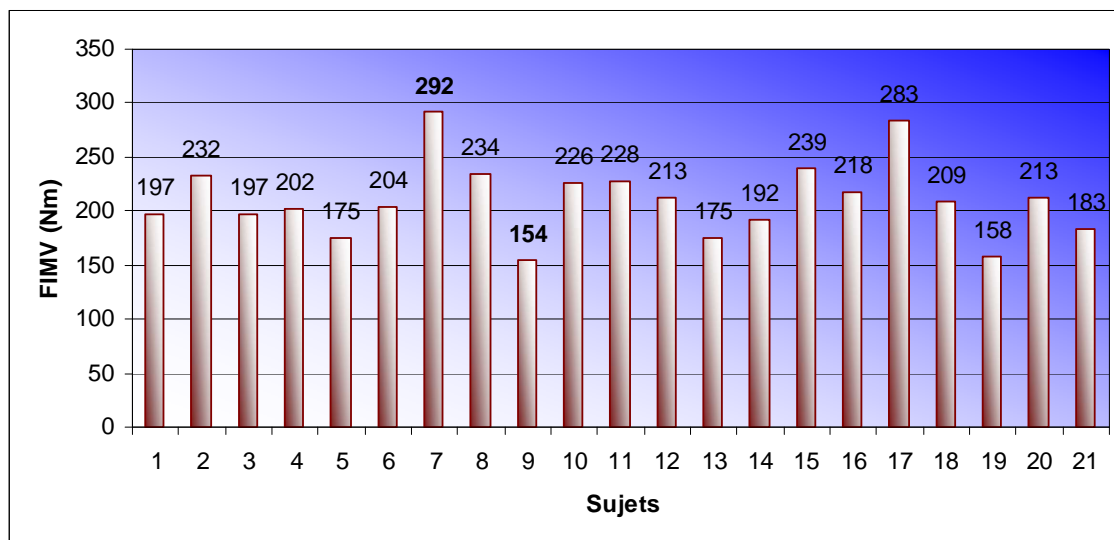


Figure III.3. : Résultats du test d'évaluation du moment isométrique maximal volontaire (MIMV) du quadriceps gauche, exprimés en Newton-mètre (Nm). Valeurs individuelles,  $n = 21$ .

La valeur moyenne de cette évaluation atteint  $210 \pm 35$  Nm. Les valeurs extrêmes atteignent 154 Nm pour le sujet n°9 et 292 Nm chez le sujet n°7.

## D. MOMENT EVOQUE ELECTRIQUEMENT A INTENSITE MAXIMALE

### 1. Intensités maximales moyennes (Figure III.4.)

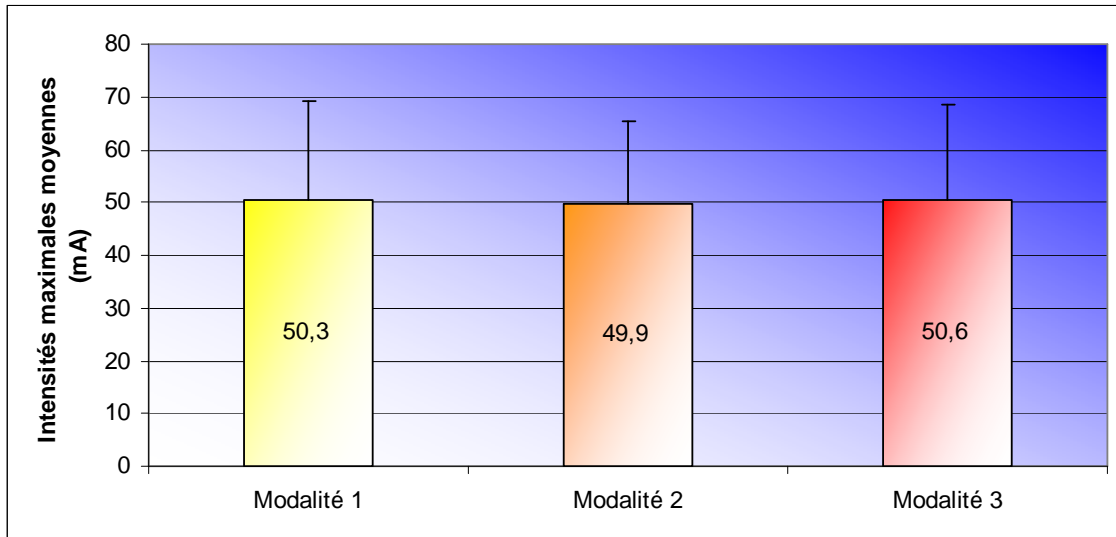


Figure III.4. : Intensités maximales, exprimées en mA, atteintes lors des 3 modalités de stimulations (Modalité 1 = "1 Mi Scan", Modalité 2 = "3 Mi Scan" et Modalité 3 = "0 Mi Scan"), valeurs moyennes + ET (n = 21).

Nous observons que les trois modalités permettent d'atteindre des valeurs semblables. Les valeurs moyennes obtenues sont de  $50,3 \pm 18,7$  mA (modalité 1),  $49,9 \pm 15,6$  mA (modalité 2) et  $50,6 \pm 18,0$  mA (modalité 3) ( $p = 0,467$ ) (Test ANOVA de Friedman).

Il existe une grande variabilité interindividuelle : outre les valeurs élevées des ET, nous obtenons des valeurs extrêmes de 33,5 mA pour l'intensité la plus faible (sujet n°2, modalité 1) et 118,4 mA pour l'intensité la plus élevée (sujet n°15, modalité 1).

### 2. Moments évoqués électriquement (Figure III.5.)

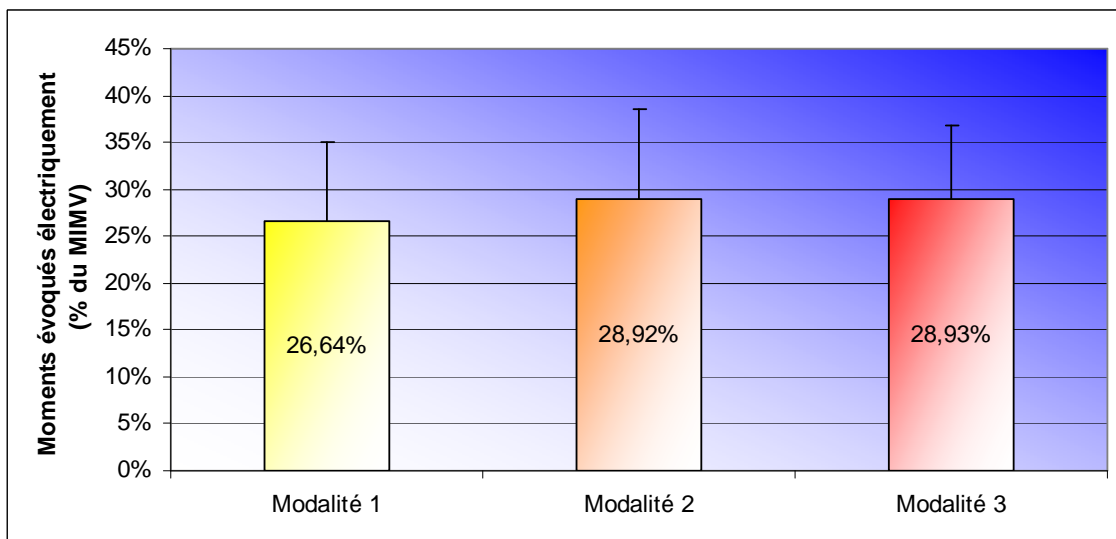


Figure III.5. : Moments évoqués électriquement, exprimés en pourcentage du MIMV, développés à intensité maximale en fonction des 3 modalités de stimulation (Modalité 1 = "1 Mi Scan", Modalité 2 = "3 Mi Scan" et Modalité 3 = "0 Mi Scan"). Valeurs moyennes et ET (n = 21).

Nous observons que les trois montages permettent d'atteindre une intensité de contraction comprise entre 26 et 29 % des potentialités maximales. Il n'existe pas de différence significative entre les différentes modalités de stimulation ( $p = 0,146$ ) (Test ANOVA de Friedman).

Il existe une grande variabilité interindividuelle : les écart-types atteignent 8,36 % (modalité 1), 9,64 % (modalité 2) et 7,77 % (modalité 3). Les valeurs extrêmes atteignent 14,85 % (sujet 4, modalité 1) et 61,92 % de la force maximale (sujet n°15, modalité 2).

### 3. Corrélation entre l'intensité et le MEE

La figure III.6. illustre la relation entre le moment évoqué électriquement et l'intensité maximale développée.

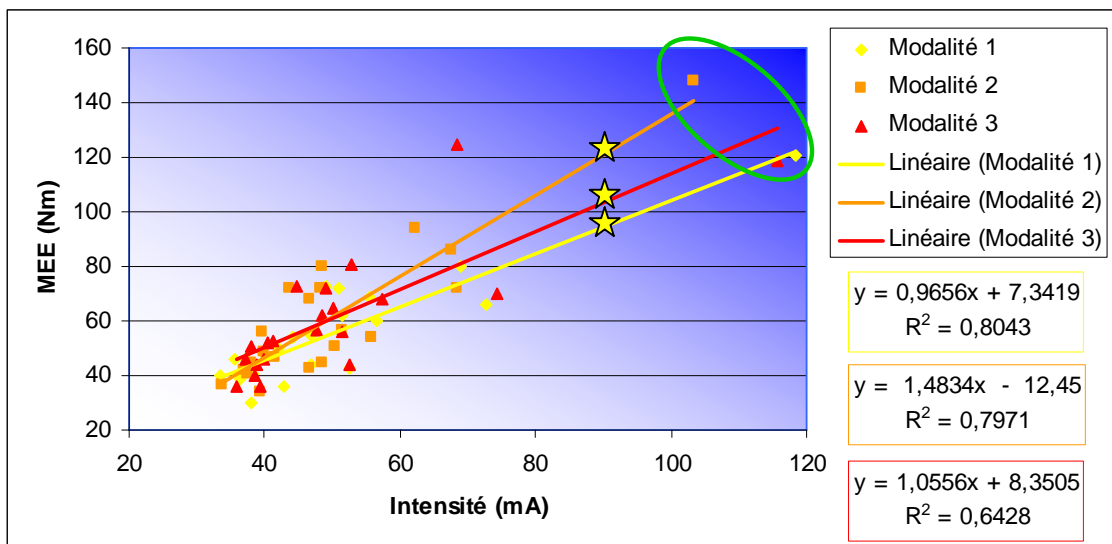


Figure III.6. : Relations entre l'intensité maximale développée (I) exprimée en mA et le Moment Evoqué Electriquement (MEE) exprimé en Newton-mètre (Nm) pour les trois modalités (Modalité 1 = "1 Mi Scan", Modalité 2 = "3 Mi Scan" et Modalité 3 = "0 Mi Scan") (n = 21); chaque série est caractérisée par une relation linéaire et un coefficient de détermination ( $R^2$ ). Les trois valeurs obtenues pour le sujet n°15 sont entourées. La présence d'une étoile met en évidence une corrélation significative entre l'intensité et le MEE.

Ces relations (intensité/force) sont positives et hautement significatives pour les trois modalités de stimulation ( $p = 0,000$ ). Notons également qu'en retirant les valeurs extrêmes du sujet n°15, les corrélations demeurent hautement significatives ( $p = 0,000$ ).

## E. MOMENT EVOQUE ELECTRIQUEMENT A INTENSITE CONSTANTE

### 1. Intensités moyennes (Figure III.7.)

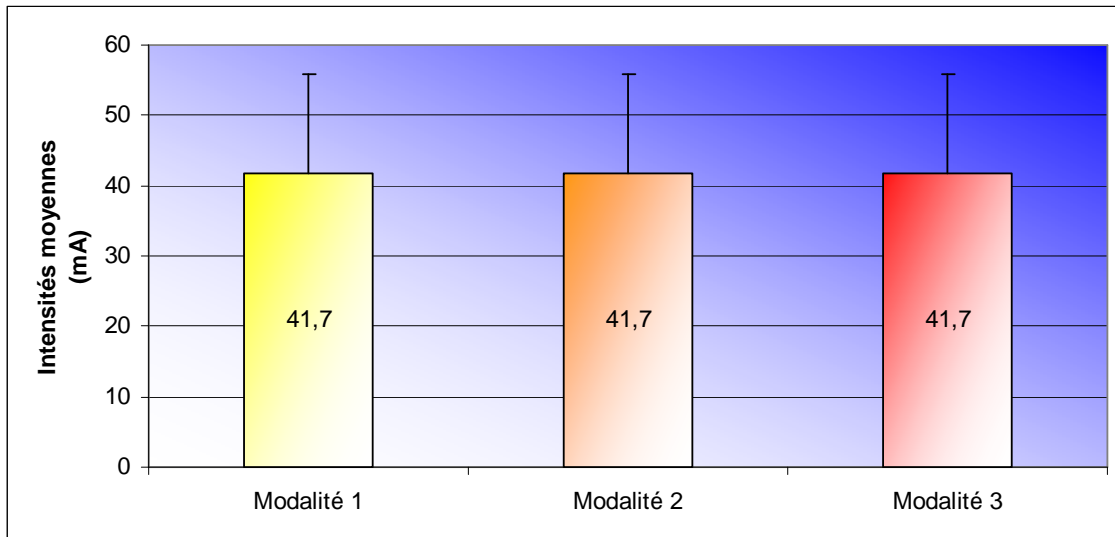


Figure III.7. : Intensités moyennes exprimées en mA, atteintes lors des 3 modalités de stimulations (Modalité 1 = "1 Mi Scan", Modalité 2 = "3 Mi Scan" et Modalité 3 = "0 Mi Scan"), valeurs moyennes et ET (n = 21).

Pour ce test (test 2), l'intensité sélectionnée correspond à 80% de la valeur minimale obtenue lors de la 1<sup>ère</sup> série de test (test 1) réalisé à intensité maximale. Les intensités réellement utilisées sont illustrées à la figure III.7.

### 2. Moments évoqués électriquement (Figure III.8.)

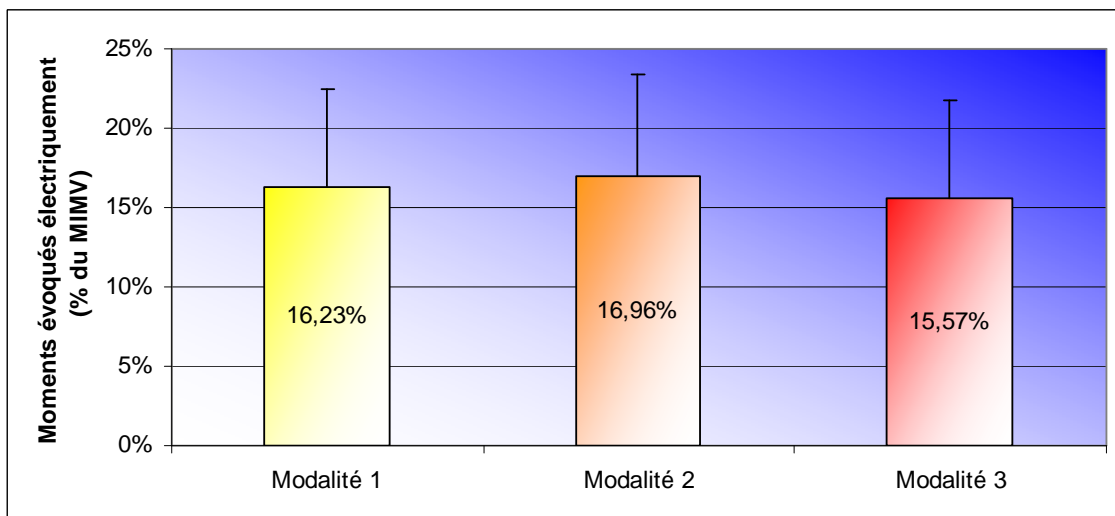


Figure III.8. : Moments évoqués électriquement, exprimés en pourcentage du MIMV, développés à intensité constante en fonction des 3 modalités de stimulation (Modalité 1 = "1 Mi Scan", Modalité 2 = "3 Mi Scan" et Modalité 3 = "0 Mi Scan"). Valeurs moyennes et ET (n = 21).

Les valeurs moyennes obtenues sont proches et atteignent 16,23 % (modalité 1), 16,96 % (modalité 2) et 15,57 % (modalité 3). Il n'existe pas de différence significative entre les différentes modalités de stimulation ( $p = 0,079$ ) (Test ANOVA de Friedman).

Nous remarquons qu'il existe une grande variabilité interindividuelle : pour les différentes séries, les écart-types sont de 6,26 % (modalité 1), 6,37 % (modalité 2) et 6,17 % (modalité 3).

Concernant les valeurs extrêmes, notons que le plus petit pourcentage est de 6,77 % et a été obtenu par le sujet n° 14 (modalité 3) et que le plus grand pourcentage (36,4%) a été obtenu par le sujet n° 15 (modalité 1).

### 3. Corrélation entre l'intensité et le MEE

La figure III.9. illustre la relation entre le moment évoqué électriquement et l'intensité fournie par le stimulateur.

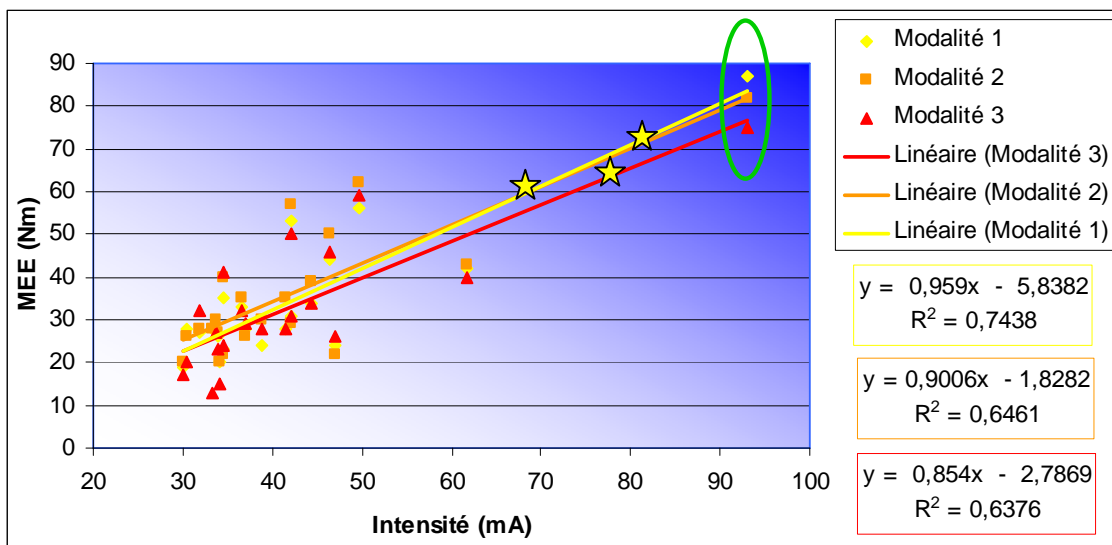


Figure III.9. : Relations entre l'intensité développée (I) exprimée en mA et le Moment Evoqué Electriquement (MEE) exprimé en Newton-mètre (Nm) pour les 3 modalités (Modalité 1 = "1 Mi Scan", Modalité 2 = "3 Mi Scan" et Modalité 3 = "0 Mi Scan") (n = 21); chaque série est caractérisée par une relation linéaire et un coefficient de détermination (R²). Les trois valeurs obtenues pour le sujet n°15 sont entourées. La présence d'une étoile met en évidence une corrélation significative entre l'intensité et le MEE.

Ces relations (intensité/force) sont positives et hautement significatives pour les trois modalités de stimulation : modalité 1 (p = 0,002) ; modalité 2 (p = 0,001) ; modalité 3 (p = 0,000). Notons également qu'en retirant les valeurs extrêmes du sujet n°15, les corrélations demeurent hautement significatives : modalité 1 (p = 0,007) ; modalité 2 (p = 0,005) ; modalité 3 (p = 0,001).

## F. REPRODUCTIBILITE INTRA- ET INTER-SEANCE

Nous avons évalué les qualités métrologiques de la fonction "Mi Scan" en appréciant la reproductibilité inter- et intra-séance.

### 1. Reproductibilité inter-séance

Afin d'observer la reproductibilité inter-séance, nous avons comparé la mesure de durée d'impulsion réalisée à la séance 1 et celle réalisée à la séance 2 (test 1, modalité 2) (Figure III.10.).

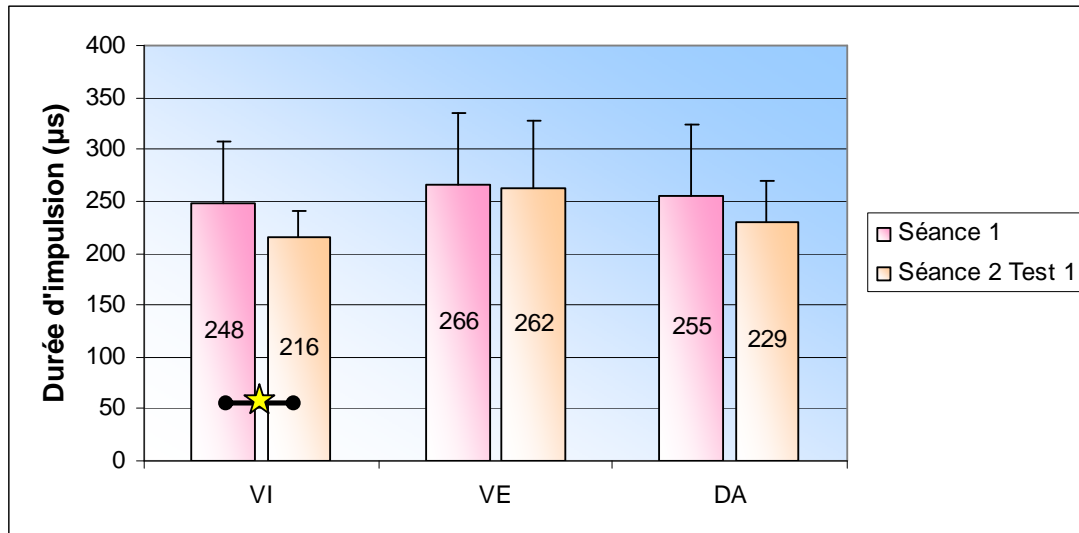


Figure III.10. : Valeurs moyennes de durées d'impulsions obtenues pour les trois chefs musculaires analysés lors de la séance 1 et de la séance 2 test1. n = 21. La présence d'une étoile met en évidence une différence significative.

Le test de Wilcoxon met en évidence une différence significative entre les deux séances pour le VI (différence de 13 % avec  $p = 0,033$ ). Cette différence n'est pas significative pour le VE (différence de 2 % avec  $p = 0,760$ ) ni pour le DA (différence de 10% avec  $p = 0,149$ ).

De manière additionnelle nous calculons les coefficients de corrélation entre ces 2 mesures (Figure III.11.).

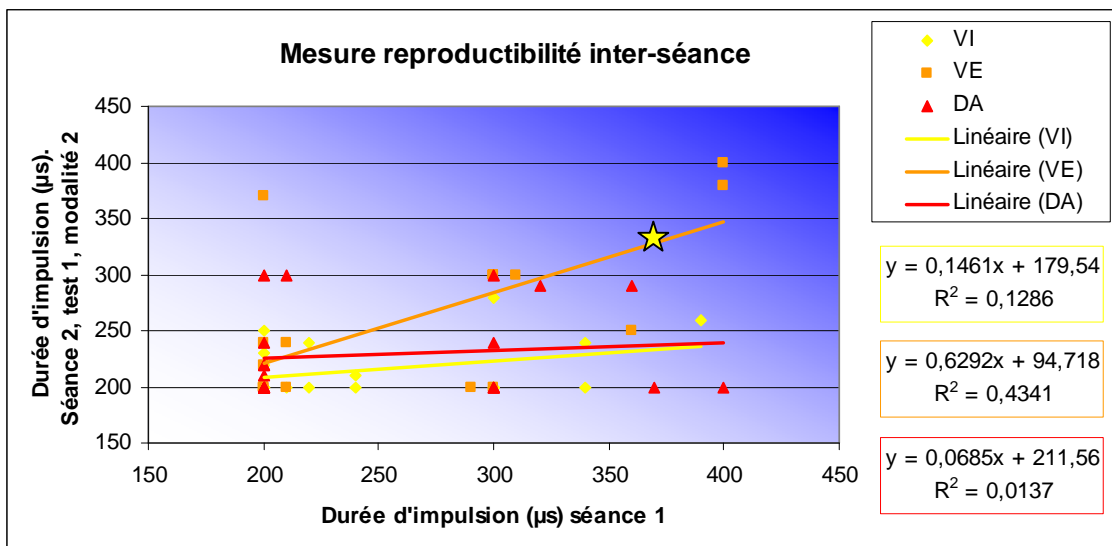


Figure III.11. : Corrélation entre les mesures de durée d'impulsion réalisées lors de la séance 1 et de la séance 2 (test 1, modalité 2). Valeurs exprimées en microsecondes (µs), n = 21. La présence d'une étoile met en évidence une corrélation significative.

Nous observons que pour le vaste interne et le droit antérieur, les coefficients de corrélation entre les valeurs des deux séances sont faibles et non-significatifs sur le plan statistique (VI :  $R = 0,3586$  et  $p = 0,326$  ; DA :  $R = 0,1170$  et  $p = 0,702$ ). Seule la corrélation pour le VE est significative ( $R = 0,6589$  et  $p = 0,001$ ).

## 2. Reproductibilité intra-séance

Afin d'observer la reproductibilité inter-séance, nous avons comparé la mesure de durée d'impulsion réalisée à la séance 2 (test 1, modalité 2) et celle réalisée à la séance 2 (test 2, modalité 2) (Figure III.12.).

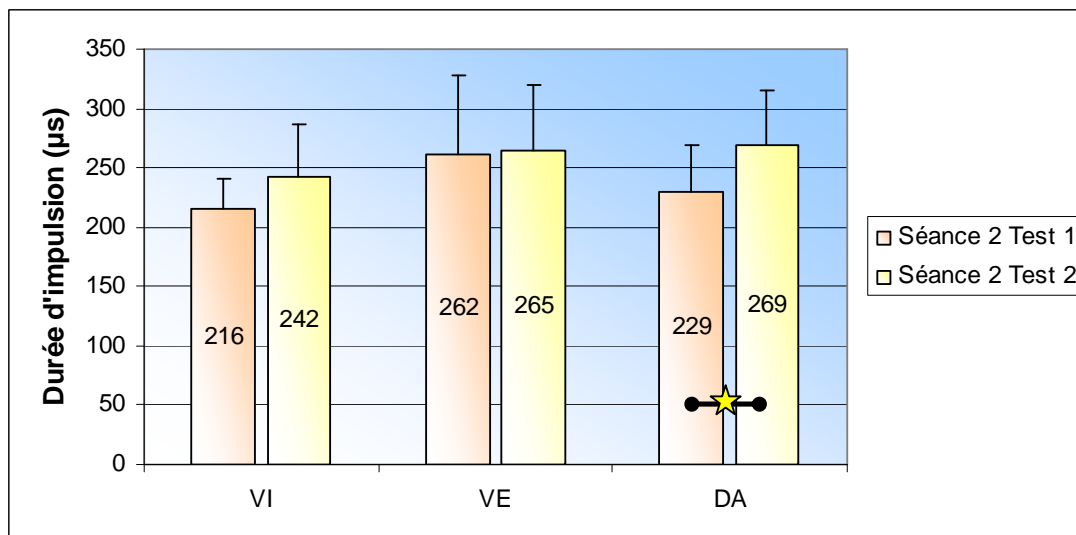


Figure III.12. : Valeurs moyennes de durées d'impulsions obtenues pour les trois chefs musculaires analysés lors des deux tests de la séance 2, n = 21. La présence d'une étoile met en évidence une différence significative.

Le test de Wilcoxon met en évidence une différence significative entre les deux mesures pour le DA (différence de 15% avec  $p = 0,013$ ). Cette différence n'est pas



significative pour le VI (différence de 11% avec  $p = 0,061$ ) ni pour le VE (différence de 1% avec  $p = 0,929$ ).

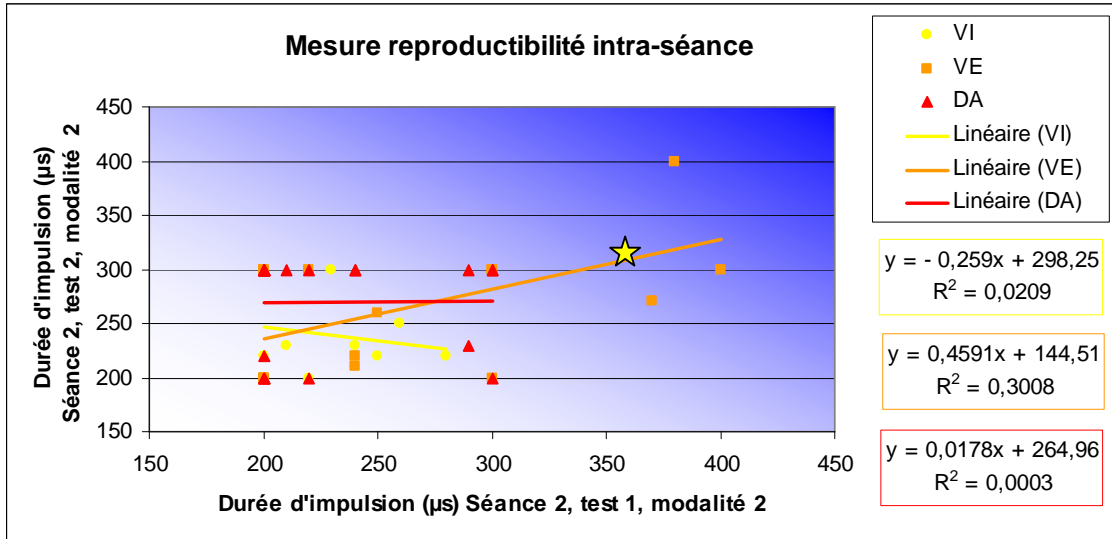


Figure III.12. : Corrélation entre les mesures réalisées lors des deux tests de la séance 2. Valeurs exprimées en microsecondes (µs),  $n = 21$ . La présence d'une étoile met en évidence une corrélation significative.

Nous observons que pour le vaste interne et le droit antérieur, les coefficients de corrélation entre les valeurs des deux séances sont faibles et non-significatifs sur le plan statistique (VI :  $R = 0,1446$  et  $p = 0,907$  ; DA :  $R = 0,0173$  et  $p = 0,804$ ). Seule la corrélation pour le VE est significative ( $R = 0,5485$  et  $p = 0,022$ ).

## G. EFFET DE L'ORIENTATION DU SENSEUR MI SCAN

Dans le premier sous-groupe de sujets (sujet 1 à 10), l'orientation du senseur était parallèle à l'axe du membre inférieur gauche. Dans le second sous-groupe de sujets (sujets 11 à 21), nous avons placé le senseur selon une orientation perpendiculaire à l'axe du membre inférieur gauche.

La figure III.14. reprend la moyenne de l'ensemble des mesures en distinguant le premier groupe du second groupe.

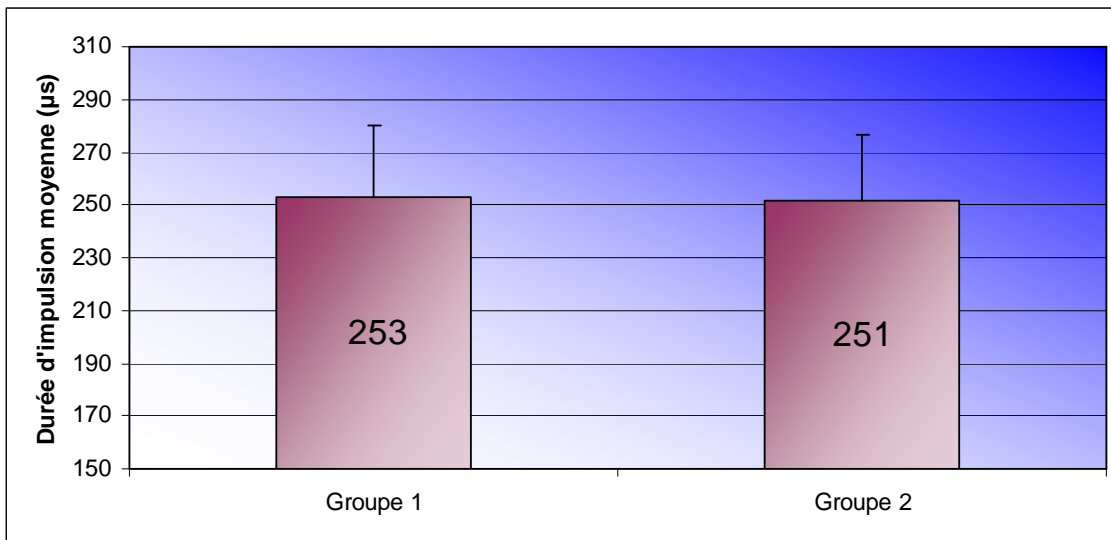


Figure III.14. : Moyenne des durées d'impulsions mesurées lors des cinq tests Mi Scan, exprimée en microseconde (μs) pour deux groupes de sujets distincts.

Le premier groupe de sujets présente une moyenne de  $253 \pm 27 \mu s$ . Le second groupe de sujets présente une moyenne de  $251 \pm 25 \mu s$ . Il n'existe pas de différence significative entre les deux groupes testés ( $p > 0,05$ ).

## H. REPARTITION DES VALEURS DE DUREE D'IMPULSION

En reprenant chacune des durées d'impulsion (DI) calculées lors des 231 tests réalisés avec le "Mi Scan" dans cette étude, nous observons la répartition illustrée par la figure III.15.

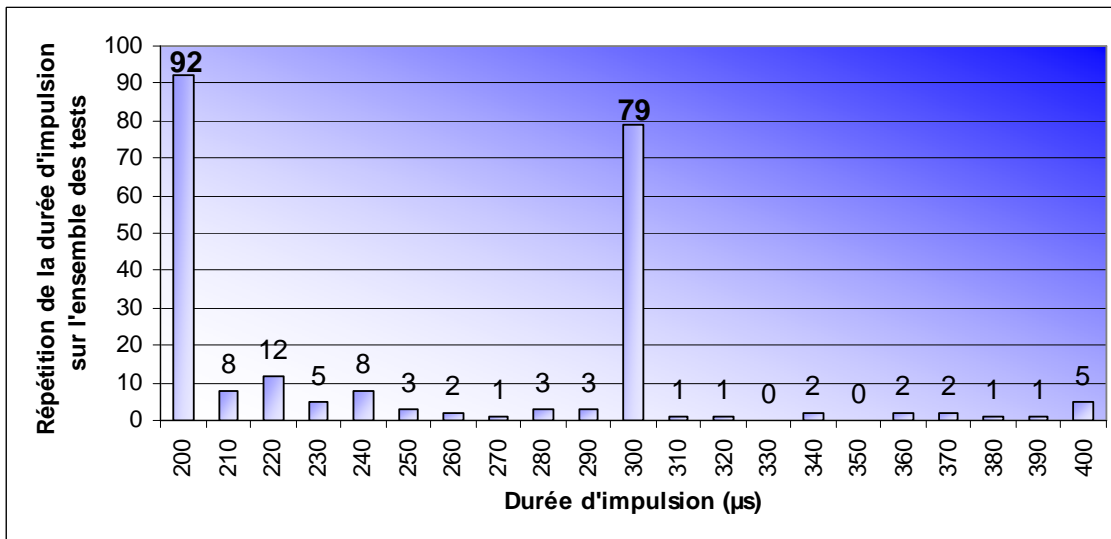


Figure III.15. : Nombre de répétitions pour chaque durée d'impulsion (DI), exprimée en microsecondes (μs) lors de l'ensemble des tests réalisés avec le capteur "Mi Scan".

Nous remarquons que le calcul du capteur se réalise avec une précision de 10 microsecondes et que les extrêmes sont de 200 et 400 μs. Les valeurs sont au nombre de 19 entre ces deux extrêmes et seules les valeurs de 330 et 350 μs n'ont pas été observées.

Nous remarquons également que les valeurs de 200  $\mu\text{s}$  et 300  $\mu\text{s}$  sont identifiées de manière très régulière : dans 39,83 % des mesures effectuées par le "Mi Scan" (92 cas sur 231), c'est la valeur de 200  $\mu\text{s}$  qui a été sélectionnée et dans 34,20% des mesures (79 cas sur 231), c'est la valeur de 300  $\mu\text{s}$  qui a été identifiée.

Nous observons sur la figure III.16. que la distribution des données recueillies ne correspond pas à une courbe de Gauss théorique (Test W de Shapiro-Wilk).

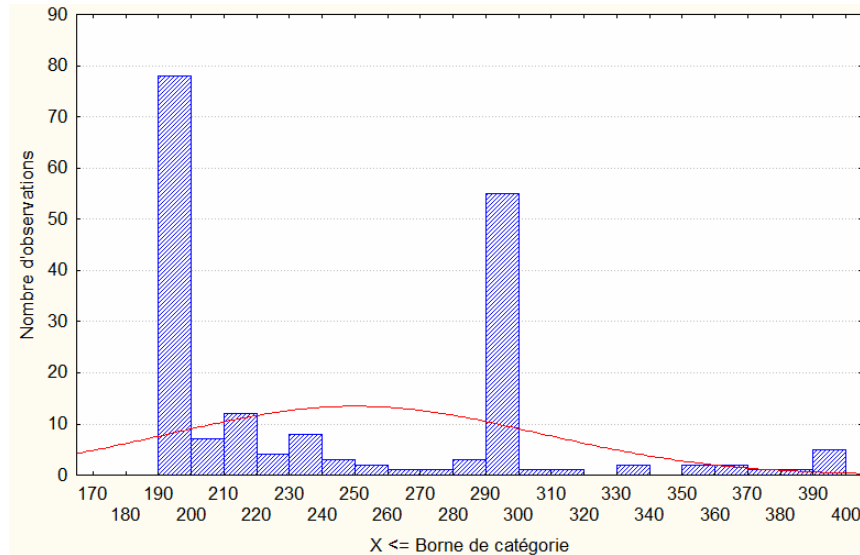


Figure III.16. : Représentation de la distribution des valeurs de durée d'impulsion obtenue lors de l'ensemble des tests automatiques. En rouge, représentation de la courbe normale théorique de Gauss

## I. MESURE MANUELLE ET MESURE AUTOMATIQUE DE LA CHRONAXIE

### 1. Moyennes des durées d'impulsion en fonction de la méthode de mesure et du chef musculaire (Figure III.17.)

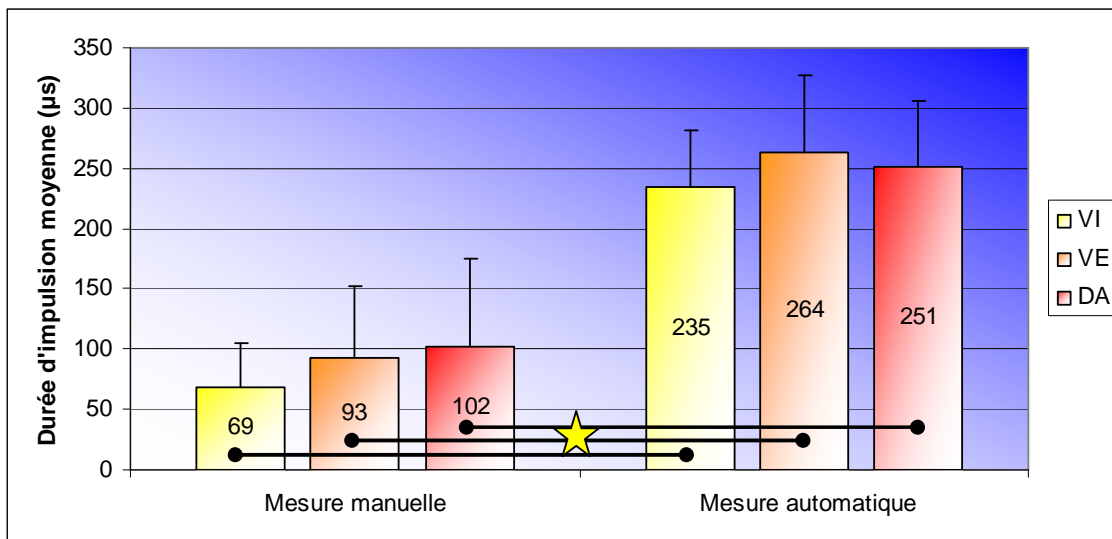


Figure III.17. : Comparaison des mesures de durées d'impulsion (DI exprimées en microsecondes ( $\mu\text{s}$ )) pour la méthode manuelles et pour la méthode automatiques, en fonction du chef musculaire analysé,  $n = 21$ . La présence d'une étoile met en évidence une différence significative.

Les moyennes obtenues pour la mesure manuelle sont de  $69 \pm 36 \mu\text{s}$  pour le vaste interne ;  $93 \pm 59 \mu\text{s}$  pour le vaste externe et  $102 \pm 73 \mu\text{s}$  pour le droit antérieur. Pour la mesure automatique, les moyennes obtenues sont de  $235 \pm 47 \mu\text{s}$  pour le vaste interne ;  $264 \pm 63 \mu\text{s}$  pour le vaste externe et  $251 \pm 55 \mu\text{s}$  pour le droit antérieur.

Les mesures manuelles de chronaxie donnent des résultats nettement inférieurs aux mesures automatiques réalisées par le senseur "Mi". Le test de Wilcoxon met en évidence, pour chacun des chefs musculaires analysés, une différence hautement significative entre les deux méthodes de mesures : VI (différence de 71% avec  $p = 0,000$ ), VE (différence de 65% avec  $p = 0,000$ ), DA (différence de 59% avec  $p = 0,000$ ). Les durées d'impulsions effectuées par la méthode manuelle sont en moyenne 2,84 fois inférieures aux mesures réalisées par le procédé automatique.

## 2. Corrélation entre les méthodes de mesure : automatique vs manuelle (Figure III.18.)

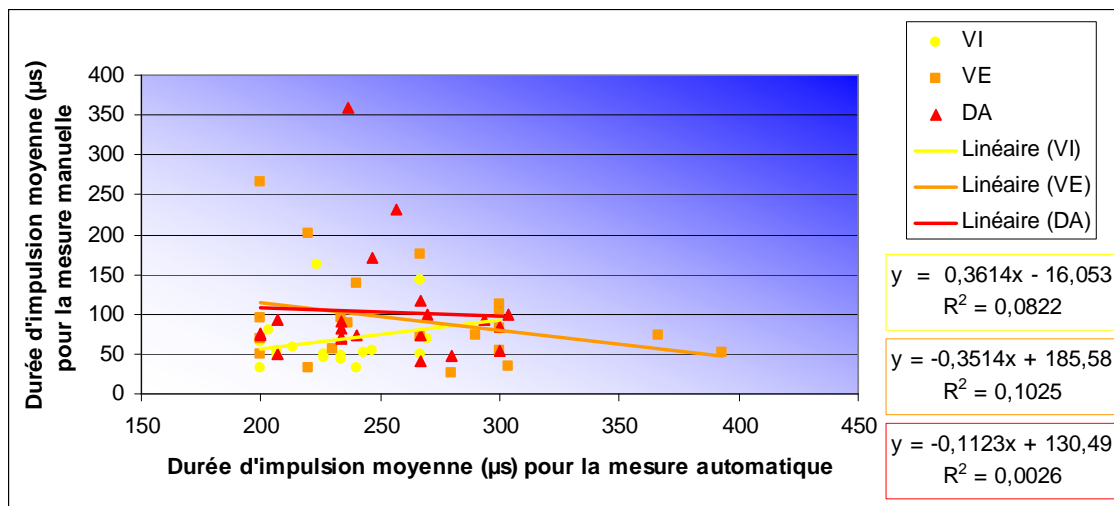


Figure III.18. : Corrélation entre la mesure automatique et la mesure manuelle de la chronaxie. Valeurs exprimées en microsecondes ( $\mu\text{s}$ ). Pour la mesure automatique, nous avons utilisé les valeurs moyennes des trois tests réalisés avec 3 Mi Scan.  $n = 21$

Nous observons pour le vaste interne, le vaste externe et le droit antérieur, que les coefficients de corrélation entre les valeurs de mesure automatique et de mesure manuelle sont faibles et non-significatifs sur le plan statistique (VI :  $R = 0,2867$  et  $p = 0,305$  ; VE :  $R = 0,3202$  et  $p = 0,414$  ; DA :  $R = 0,0510$  et  $p = 0,710$ ).

# CHAPITRE IV : DISCUSSION

---

## A. JUSTIFICATION DU PROTOCOLE

### 1. Programme utilisé

Dans ce travail, nous avons utilisé une impulsion permettant d'obtenir une réponse musculaire optimale. Les paramètres qui permettent une stimulation à la fois sûre, confortable et efficace sont les suivants (Crépon & al., 2007) :

- Impulsion de forme rectangulaire ou à front raide,
- Durée de passage correspondant à la chronaxie des axones/nerfs moteurs stimulés,
- Impulsions bidirectionnelles, symétriques,
- Fréquence de stimulation comprise entre 50 et 100 Hz.

Dans le programme "Force 1", tous ces paramètres sont appliqués à l'exception de la durée d'impulsion qui varie d'une modalité à l'autre en fonction du calcul réalisé par le senseur.

### 2. Electrodes / montages

D'après Troka (2007), l'efficacité excitomotrice est supérieure pour des montages monopolaires avec une petite électrode (excitatrice) placée sur le point moteur du muscle ou du chef musculaire à stimuler et une électrode de plus grande taille (indifférente) située sur une autre région de ce muscle. Avec ce type de montage, le nombre d'axone stimulés est maximalisé et l'efficacité excitomotrice ainsi optimisée.

D'après Demoulin et al. (1987), la surface de l'électrode est idéalement trois fois supérieure à celle de l'électrode excitatrice. Pour le quadriceps, le montage optimal est composé de trois électrodes excitatrices placées sur les points moteurs du vaste interne, du vaste externe et du droit antérieur. Deux électrodes indifférentes sont placées sur la partie proximale de la cuisse (Monfort, 1992 ; Vanderthommen, 1994).

Avec l'appareillage Compex, il est possible d'utiliser des électrodes en élastomères, avec éponges ou encore autocollantes. Toutefois, l'utilisation du senseur avec la fonction "Mi" n'étant possible qu'avec des électrodes autocollantes, nous n'avons pas pu utiliser les électrodes en élastomère ou avec éponges. Lieber et Kelly (1991) ont montré l'efficacité supérieure des électrodes en élastomère avec des MEE maximaux plus importants avec ce type d'électrodes et de moins bons résultats avec des électrodes autocollantes. Une des raisons évoquées est la présence de colle qui constitue une barrière au passage du courant et qui impose une élévation de l'intensité. Cette étude a également rapporté des sensations de brûlure avec les électrodes autocollantes.

Nous pouvons dès lors imaginer qu'une électrode autocollante a une efficacité qui diminue au fil du temps et de son usure. Le fabricant conseille un maximum de vingt utilisations (Compex, 2007) et nous nous sommes limités à une dizaine d'utilisations par jeu d'électrodes. En effet, pour limiter l'effet lié à l'usure, nous avons remplacé les électrodes entre le groupe 1 et le groupe 2.

Les électrodes autocollantes montrent une plus grande simplicité en termes de confort mais leur efficacité est légèrement altérée. Il aurait été intéressant de pouvoir utiliser la fonction "Mi" avec des électrodes en élastomère également.

### **3. Intensité développée**

De nombreux auteurs ont mis en évidence la relation linéaire qui existe entre l'intensité de stimulation et la réponse musculaire qui en découle (Selkowitz, 1985 ; Trimble & Enoka, 1991). Une intensité élevée de stimulation permet de dépolariser un plus grand nombre d'unités motrices plus profondes. De cette manière, on augmente la sommation spatiale et on obtient une contraction musculaire électro induite plus importante (Bosquet, 1996). C'est la raison pour laquelle l'intensité utilisée est élevée au maximum tolérable dans une partie de nos épreuves.

Afin de limiter les phénomènes de fatigue, lors de chaque mesure, nous sommes montés à l'intensité maximale en un minimum de temps, et de manière semblable pour les 21 sujets. Aussi, nous avons laissé un temps de repos suffisant entre les différentes mesures ou séries de mesures.

### **4. Position angulaire du genou**

Certains travaux signalent que, dans le cadre de la stimulation du quadriceps, les meilleurs résultats sont obtenus avec un angle de 60° de flexion de genou (Vanderthommen, 1994). D'autres études ont démontré une bonne efficacité excitomotrice avec un angle de 90° de flexion (Troka, 2007). Dans notre étude, nous avons opté pour un angle de 90°.

## **B. IDENTIFICATION DE LA POSITION DES POINTS MOTEURS**

Les jonctions neuromusculaires sont le plus souvent localisées dans la même région d'un muscle ; la projection en surface du centre anatomique de cette zone d'innervation est appelée "point moteur" (Maître, 2001).

En électrostimulation, il importe d'utiliser un courant intense tout en minimisant l'inconfort lié à cette stimulation (Vanderthommen & Crielaard 2001 ; Crépon & al. 2007). La stimulation au niveau du point moteur d'un muscle permet d'obtenir une plus grande efficacité excitomotrice pour une intensité donnée car elle dépolarise les terminaisons nerveuses motrices qui sont plus excitables que les cellules musculaires (Lake, 1992). Ces points moteurs peuvent être repérés grossièrement à l'aide de cartes topographiques (Bisschop & Commandré, 1999).

Lors de nos recherches, nous avons observé que les points moteurs de nos sujets sont situés en moyenne à :

- 10,2 cm au dessus du bord supérieur de la rotule pour le vaste interne,
- 16,1 cm au dessus du bord supérieur de la rotule pour le vaste externe,
- 25,0 cm au dessus du bord supérieur de la rotule pour le droit antérieur.

Le tableau IV.1. compare ces données aux résultats de la littérature.

	Angle genou (°)	Vaste Interne		Vaste Externe		Droit Antérieur	
		PV (cm)	PH (cm)	PV (cm)	PH (cm)	PV (cm)	PH (cm)
Nos résultats	90°	10,2	5,7	16,1	6,3	25,0	0,9
Troka (2007)	90°	10,0	7,0	14,0	6,0	/	/
Triffaux (2007)	60°	6,5	5,6	17,0	6,8	22,2	2,2
Knoden (1991)	60°	11,2	7,3	13,2	7,1	23,7	1,5

**Tableau IV.1. : Résumé des résultats de la littérature en comparaison avec nos résultats pour les points moteurs du quadriceps. VI = Vaste interne. VE = Vaste externe. DA = Droit antérieur. PV = Position verticale (cm) par rapport au bord supérieur de la rotule. PH = Position horizontale (cm) par rapport à une ligne médiane.**

Malgré certaines divergences ponctuelles, nous observons une certaine cohérence au niveau de ces résultats. Les différences entre les études pourraient résulter d'une position angulaire du genou qui est variable entre les protocoles. La position angulaire du genou modifie en effet légèrement la localisation du point moteur sur la cuisse (Vanderthommen, 1992).

Nous observons une grande variabilité interindividuelle concernant le positionnement des points moteurs. Ainsi, les écart-types atteignent 2,5 cm pour la position verticale du droit antérieur.

Nous confirmons également qu'il existe une différence significative entre chaque position verticale des points moteurs, le droit antérieur étant situé plus haut que le vaste externe, lui-même plus haut que le vaste interne.

Etant donné cette grande diversité et malgré l'existence de cartographies, il est important, pour chaque utilisateur, de rechercher la position exacte de ces points moteurs lors de l'application d'un courant en vue d'un traitement excitomoteur. L'utilisation d'une "électrode crayon" semble pertinente pour réaliser une telle recherche.

## C. MESURE MANUELLE DE LA RHEOBASE ET DE LA CHRONAXIE

Les régressions hyperboliques réalisées à partir des mesures manuelles sont caractérisées par un coefficient de corrélation proche de 1, mettant en évidence la qualité de nos mesures manuelles.

### 1. Rhéobase

Pour Leflohic et Boucher (1992), en stimulation transcutanée, le seuil rhéobasique se situe généralement à une valeur égale ou inférieure à 10 mA. Cette valeur peut présenter d'importantes variations en fonction de la résistance des structures anatomiques comme la peau, le tissu adipeux et les structures aponévrotiques sous-cutanées (Joly, 1989). La littérature met également en évidence une rhéobase inférieure pour le vaste interne par rapport au vaste externe (Troka, 2007).

Dans notre étude, nous calculons une rhéobase moyenne à  $10,15 \pm 4,75$  mA, ce qui est conforme aux données de la littérature. De manière additionnelle, nous avons montré que cette valeur de rhéobase est significativement plus importante au niveau du DA que du VE et plus importante au niveau du VE que du VI. Ces résultats, déjà évoqués dans d'autres travaux, s'expliqueraient par le fait qu'en électrostimulation transcutanée, une partie de l'intensité est requise pour franchir la barrière cutanée, le tissu adipeux ainsi que les tissus aponévrotiques (Vanderthommen, 1992). La résistance des tissus organiques diffère entre les muscles et chefs musculaires (Joly, 1989) : au niveau du vaste externe, la barrière de tissu aponévrotique est plus épaisse qu'au niveau du vaste interne, en raison de la bandelette de Maissiat. Ainsi, l'intensité nécessaire pour obtenir une contraction de même force est supérieure au niveau du vaste externe comparativement au vaste interne (Triffaux, 2007).

### 2. Chronaxie

La durée d'impulsion joue un rôle déterminant dans la perception sensitive ou douloureuse liée à l'électromyostimulation. L'efficacité des secousses électriques augmente avec la durée d'impulsion, mais également l'inconfort et les sensations nociceptives (Kelleter, 1990). La durée d'impulsion ne doit pas être trop courte afin d'activer le plus grand nombre possible de fibres nerveuses (Duchateau, 1990), ni trop longue pour pouvoir induire une contraction confortable (Lloyd, 1986).

La valeur moyenne de l'ensemble des chronaxies mesurées manuellement est de  $88 \pm 59$   $\mu$ s. Cette valeur est largement inférieure aux données disponibles dans la littérature :

- 199  $\mu$ s (Knoden, 1991),
- 200  $\mu$ s (Pouramat, 1990),
- 200 à 1000  $\mu$ s pour une fibre musculaire (Duchateau & Hainaut, 1988),
- 200 à 400  $\mu$ s pour les axones moteurs (Bowman et al. 1985),
- 100 à 600  $\mu$ s pour un muscle normalement innervé (Crépon et al., 2007),
- 100 à 500  $\mu$ s (Vanderthommen & Duchateau, 2007),
- 250  $\mu$ s (Vanderthommen, 1997),
- **395 à 843  $\mu$ s pour le quadriceps (Couturier et al., 1998).**



La sous-évaluation de nos mesures de chronaxie pourrait s'expliquer par le fait que pour tracer les courbes I/D nous avons retenu la PREMIERE contraction visible du muscle. Cela nous paraissait pertinent pour obtenir un résultat objectif. Cependant, cette procédure ne sélectionne que les fibres les plus excitables en ignorant les axones présentant un seuil d'excitabilité plus élevé et donc une relation I/D décalée vers la droite

Nous mettons également en évidence qu'il existe des différences significatives entre les différents chefs musculaires, la chronaxie étant plus importantes au niveau du VE qu'au niveau du VI et plus importante au niveau du DA qu'au niveau du VE. Cette observation pourrait justifier le système automatique du *Compex 3 Professional* qui individualise la mesure de chronaxie de chaque chef musculaire.

## **D. MOMENT ISOMETRIQUE MAXIMAL VOLONTAIRE**

Notre population, composée de 21 sujets masculins, atteint, au niveau du quadriceps, un MIMV moyen d'environ 210 Nm. Compte tenu du statut de nos sujets (étudiants en kinésithérapie et sportifs de loisir) et de la position angulaire du genou utilisée, cette valeur s'accorde avec les données de la littérature :

- 166 Nm (Lai et al., 1988) ;
- 200 Nm pour des sujets pratiquants un sport à niveau moyen une à trois fois par semaine (conditions angulaires identiques) (Troka, 2007) ;
- 205 Nm pour des étudiants en kinésithérapie, sportifs de loisir (conditions angulaires identiques) (Monfort, 1992) ;
- 209 Nm pour des sujets masculins (conditions angulaires identiques) (Currier et al., 1983) ;
- 210 Nm (Brooks & al., 1990) ;
- 213 Nm pour des sujets masculins étudiants en kinésithérapie (conditions angulaires identiques) (Knoden, 1991) ;
- 230 Nm pour des sportifs de loisir (flexion de genou à 60°) (Demez, 2001).
- 242 Nm (Brooks et al., 1990) ;
- 255 Nm pour des étudiants en éducation physique (conditions angulaires identiques). (Kelleter, 1990) ;
- 264 Nm pour des sujets masculins sportifs de loisir (flexion de genou à 60°) (Triffaux 2007) ;
- 291 Nm pour des sujets masculins pratiquant un sport en compétition. (Van Gheluwe & Duchateau, 1997) ;
- 314 Nm pour des sujets masculins (flexion de genou à 60°) (Vanderthommen, 1994).

## **E. MOMENT EVOQUE ELECTRIQUEMENT A INTENSITE MAXIMALE**

### **1. L'intensité maximale de stimulation**

La littérature décrit, selon les études, des intensités maximales supportées lors d'une électrostimulation du quadriceps qui sont variables :

- 37 mA chez des sujets sains (Brooks et coll., 1990),
- 40 mA chez des patients post chirurgie du ligament croisé antérieur (Draper et Ballard, 1991),
- 49 mA chez des étudiants (Lieber et Kelly, 1991),
- 62 mA chez des sujets sportifs de loisir (Triffaux, 2007),
- 62 mA chez des sujets sportifs de loisir (Monfort, 1992),
- 65 mA chez des étudiants en kinésithérapie, sportifs de loisir (Troka, 2007),
- 72 mA chez des étudiants en kinésithérapie, sportifs de loisir (Knoden (1991),
- 84 mA chez des sportifs de loisir (Martin et Coll., 2004),
- 200 mA chez des athlètes (Fitzgerald et Delitto, 2006).

Dans notre étude, l'intensité maximale moyenne supportable atteint la valeur de 55 mA pour la modalité 1, de 54 mA pour la modalité 2 et de 55 mA pour la modalité 3. Ces valeurs s'intègrent donc parfaitement à la littérature.

Les trois modalités de stimulation permettent d'atteindre des intensités de stimulation comparables. Aucune de ces modalités n'est donc plus confortable qu'une autre. Comme la durée d'impulsion est le seul paramètre qui varie entre ces trois modalités, nous pensons que la modalité 1 (1 "*Mi scan*") et la modalité 2 (3 "*Mi scan*") n'utilisent pas une durée d'impulsion permettant d'avoir une stimulation plus confortable qu'avec la modalité 3 (Sans "*Mi Scan*").

Notons que le sujet n°15 a atteint la valeur de 991 équivalents d'énergie avec la modalité 1, ce qui correspond à une valeur de 117 mA. Cette valeur extrême nous amène à penser que les caractéristiques individuelles de chaque sujet influencent fortement la tolérance au courant. Dans ce cas-ci nous expliquons ce résultat par la motivation et la tolérance au courant importante du sujet n°15.

### **2. Moments évoqués électriquement**

Nos conditions expérimentales permettent de provoquer des contractions électrostimulées comprises en moyenne entre 26 et 29 % du MIMV. Ces valeurs correspondent aux valeurs de Triffaux (2007) (29%) et de Troka (2007) (35 %) et sont inférieures aux valeurs de Vanderthommen et al. (1992) (57,5 % du MIMV, flexion de genou à 60° et 40,3%, flexion de genou à 90°). Knoden (1991) rapporte, quant à elle, des valeurs de 41% du MIMV avec un montage similaire aux nôtres (90° et 3 canaux de stimulation).

Les facteurs qui influencent le niveau de force induit par électrostimulation sont les suivants:

- Le nombre de circuits utilisés (MIMV plus grand avec trois circuits qu'avec deux et plus grand avec deux qu'avec un seul circuit (Troka, 2007)),
- L'angle de flexion de la jambe (MIMV plus important à 60° qu'à 90° (Vanderthommen et al., 1992 ; Knoden, 1991),
- L'intensité supportée et donc des caractéristiques intrinsèques du sujet comme la génétique ou encore la tolérance à l'électrostimulation. Selon Merletti (2006), il existe un lien entre la tolérance du courant électrique et le niveau sportif, ces derniers présentant une plus grande tolérance au courant.
- Les caractéristiques des électrodes (élastomères vs autocollantes ou à éponges).

L'impossibilité d'obtenir une contraction sous électrostimulation comparable à une contraction volontaire est un élément souvent repris dans la littérature. Seules certaines conditions comme l'utilisation d'électrodes implantées ou la stimulation directe du nerf permettent d'atteindre ce niveau de contraction. Cette difficulté à obtenir une contraction maximale résulte de la difficulté d'obtenir une sommation spatiale complète. Les axones moteurs proches de l'électrode excitatrice étant dépolarisés plus facilement que ceux situés en profondeur du muscle car la densité électrique est plus importante en surface (Vanderthommen, 2002). L'augmentation de l'intensité de stimulation permet de recruter des unités motrices plus profondes, ce qui augmente la force musculaire développée (Vanderthommen, 2002).

Par ailleurs, les contractions volontaires permettent de recruter les muscles de la posture alors que les contractions induites électriquement laissent ces muscles au repos (Hainaut & Duchateau, 1992).

Le résultat le plus important montre qu'il n'existe pas de différence significative entre les trois modalités de stimulation en termes de force électrostimulée : les modalités qui utilisent la fonction "*Mi scan*" (1 canal ou 3 canaux) ne permettent pas d'atteindre des forces supérieures à celles atteintes avec un programme classique où la durée d'impulsion est choisie de façon arbitraire. La fonction "*Mi Scan*" peut dès lors être fortement contestée puisque le fabricant nous garantit "*... un plus grand confort et une meilleure efficacité*" (Compex, 2007).

## **F. MOMENT EVOQUE ELECTRIQUEMENT A INTENSITE CONSTANTE**

### **1. Intensités de stimulation**

Pour chaque sujet, nous avons sélectionné une intensité (42 mA en moyenne) correspondant à 80% de l'intensité atteinte lors du test précédent afin de comparer l'efficacité des 3 modalités dans des conditions strictement identiques. Ce pourcentage a été choisi car il permet le développement de forces importantes tout en réduisant les phénomènes algiques et l'inconfort lié à une stimulation maximale.

## 2. Moment évoqué électriquement à intensité constante

Les moments évoqués électriquement lors des trois modalités sont comparables. Il n'y a donc pas d'effet favorable du senseur "Mi" sur la force musculaire qui peut être développée à intensité constante de stimulation.

Le tableau IV.1. représente les différents pourcentages du MIMV obtenus lors des 3 modalités de mesure à intensité maximale et à intensité constante.

	% du MIVM à I maximale	% du MIMV à I constante
Modalité 1	26,64 %	16,23 %
Modalité 2	28,92 %	16,96 %
Modalité 3	28,93 %	15,57 %

Tableau IV.1. : Pourcentage du MIMV pour les différentes stimulations

Les pourcentages de MIMV mesurés pour les trois modalités à intensité constante valent 61% (modalité 1), 59% (modalité 2) et 54% (modalité 3) des pourcentages de MIMV à intensité maximale alors que les intensités ne diffèrent, elles, que de 20%.

Une raison évoquée est que la valeur de 80% de l'intensité maximale décrit dans notre protocole est sélectionnée sur base de la valeur de l'intensité la plus faible obtenue lors des trois modalités à intensité maximale.

La raison principale de cette non-proportionnalité réside vraisemblablement dans le fait qu'une part non négligeable et assez constante de l'intensité est utilisée pour franchir la barrière cutanée et sous-cutanée.

## G. CORRELATION ENTRE L'INTENSITE ET LE MEE

Nous observons que les coefficients de corrélation obtenus sont importants (valeurs proche de 1) et significatifs entre les deux variables ( $p < 0,05$ ) quel que soit le test (intensité maximale ou intensité constante), la modalité ("*1 Mi Scan*", "*3 Mi Scan*" ou sans "*Mi Scan*") ou le chef musculaire (VI, VE ou DA). Cela confirme la littérature qui met en évidence qu'il existe une relation entre l'intensité et le MEE (Lieber et Kelly, 1991 ; Lake, 1992). Plus l'intensité de stimulation augmente, plus la densité de courant augmente, plus le recrutement des fibres nerveuses et/ou musculaires est important et plus le MEE va lui aussi augmenter. C'est ce que l'on appelle la sommation spatiale. Toutefois, ce phénomène n'est pas directement linéaire. C'est ainsi que, pour une intensité de stimulation faible, il n'y a pas de contraction musculaire. Cette dernière n'apparaît qu'à partir d'un seuil d'intensité caractéristique appelée intensité liminaire ; pour une intensité de stimulation supérieure à l'intensité liminaire, la contraction musculaire augmente proportionnellement à l'augmentation de l'intensité et, passé un certain niveau d'intensité, la contraction n'augmente plus et se maintient en plateau (Bussières & Brual, 2001).

Lors de la contraction électro-induite, le recrutement spatial est relativement superficiel, en dessous des électrodes. Les unités motrices superficielles sont activées en premier lieu et cette activation se fait d'autant plus profondément que l'intensité du courant augmente. C'est ainsi qu'en électrostimulation, la sommation spatiale se fait de la superficie vers la profondeur en recrutant aléatoirement les fibres de type I et II tandis que lors d'une contraction volontaire, le système nerveux central recrute d'abord les unités motrices de type I puis de manière additionnelle celles de type IIa et enfin de type IIb (Vanderthommen, 1997).

## **H. REPRODUCTIBILITE INTRA- ET INTER-SEANCE**

### **1. Reproductibilité inter-séance**

Lorsque la mesure de chronaxie est répétée d'une séance à l'autre, les valeurs moyennes diffèrent de 13% pour VI, 2% pour VE et 10% pour le DA. De plus cette différence apparaît significative pour le VI.

Par ailleurs, nous observons que les coefficients de corrélations sont faibles, hormis pour le VE pour lequel le test R de Spearman montre une corrélation significative entre les deux séances.

Une variabilité existe entre ces deux séances : les électrodes sont placées intuitivement sur les différents chefs musculaires lors de la séance 1 alors que lors du test 1 de la séance 2, les électrodes sont placées précisément sur le point moteur de chaque chef musculaire (déterminé dans l'intervalle de temps entre ces 2 séances). Cependant, il est peu vraisemblable que cette légère différence méthodologique explique la grande variabilité de nos résultats.

### **2. Reproductibilité intra-séance**

Lorsque la mesure de chronaxie est répétée au cours d'une même séance, les valeurs moyennes diffèrent de 11% pour VI, 1% pour VE et 15% pour le DA. De plus cette différence apparaît significative pour le DA.

Par ailleurs, nous observons que les coefficients de corrélations sont faibles, hormis pour le VE pour lequel le test R de Spearman montre une corrélation significative entre les deux séances. Il est étonnant d'observer que cette corrélation n'est pas significative pour l'ensemble des mesures du senseur.

Dans ce cas-ci, la disposition des électrodes est précisément identique dans les deux situations. Les capteurs sont placés selon la même orientation et aucun effort physique autre que les tests eux-mêmes n'a été réalisé entre les deux mesures.

Nous remarquons donc que, même en intra-séance, la reproduction des données est médiocre.

## **I. EFFET DE L'ORIENTATION DU SENSEUR Mi SCAN**

Nous n'observons pas de différences significatives entre les deux groupes analysés. L'orientation (perpendiculaire à l'axe de la cuisse vs. parallèle à l'axe de la cuisse) du senseur ne semble pas avoir d'effet sur le calcul.

Il serait également utile de vérifier qu'un mouvement du sujet lors du test n'induit pas de modification du calcul. Sans avoir fait cette analyse, nous préconisons aussi à l'utilisateur de la fonction "*Mi*" de ne pas bouger lors du Scan.

## **J. REPETITION DES VALEURS DE DURÉE D'IMPULSION MESURÉES**

Nous avons observé que les valeurs de 200  $\mu$ s et 300  $\mu$ s étaient souvent répétées lors des Scan avec le senseur "*Mi*". Ces répétitions de valeurs sont étonnantes car elles représentent à elles seules plus de 74 % des valeurs observées. Nous avons aussi pu mettre en évidence que cette distribution des valeurs ne suivait pas une distribution Gaussienne.

Ici aussi, nous nous interrogeons sur la validité de l'appareil et sur le calcul qui est réalisé par le senseur. Nous avons voulu obtenir des informations sur la procédure de calcul de ce senseur mais celle-ci relève du secret commercial.

## **K. CORRELATION ENTRE METHODE MANUELLE ET METHODE AUTOMATIQUE**

Pour chaque chef musculaire, nous avons pu mettre en évidence qu'il existait une différence significative sur le plan quantitatif entre la mesure manuelle et la mesure automatique. Nous avons déjà évoqué la possible sous-évaluation de la mesure manuelle. Cependant il était légitime d'espérer une corrélation entre la mesure manuelle (qui constitue la méthode de référence pour calculer la chronaxie) et la mesure automatique

Nous observons qu'il n'existe aucune corrélation entre la mesure manuelle et la mesure automatique, quel que soit le chef musculaire observé, traduisant une nouvelle fois le manque de précision de la mesure automatique.

## L. CRITIQUES DU PROTOCOLE

Au sein de chaque test, les modalités étaient appliquées de façon aléatoire. Nous observons cependant que lors de la première mesure, l'intensité maximale atteinte est inférieure à la seconde qui elle-même est inférieure à la troisième (Figure IV.1.) ( $p = 0,00373$ ) (Test ANOVA de Friedman). Cette observation a également été faite dans l'étude de Triffaux (2007).

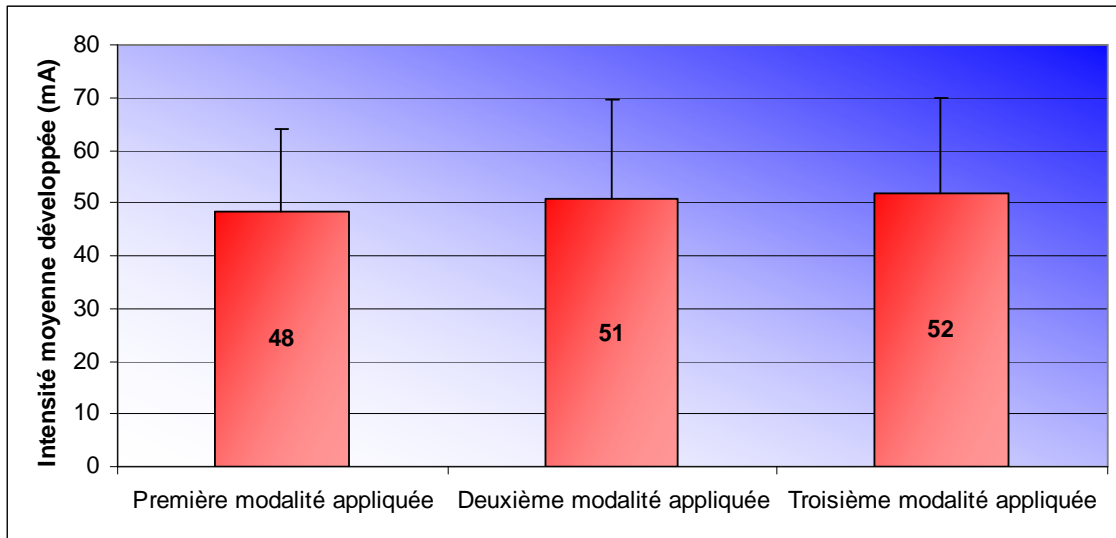


Figure IV.1. : Intensité maximale moyenne développée en fonction de l'ordre de passage de la modalité.

Nous pouvons dès lors penser que, dans notre protocole, une ou plusieurs séances d'habituation à une stimulation maximale auraient pu se justifier. En effet, pour atteindre cette intensité maximale, il convient de réaliser des séances d'habituation et un bon échauffement préalable (Laughman, 1983 ; Lloyd & coll., 1986 ; Kramer, 1987 ; Joly & Cometti, 1988).

Dans la littérature, Paul (2003) a pu mettre en évidence une intensité de 41 mA à la première séance et de 80 mA à la deuxième séance d'un entraînement électro-induit bilatéral du quadriceps. Demez (2001) a pu passer de 32 mA à 69 mA dans le décours de son étude.

Les séances d'habituation permettent donc de mieux supporter le courant électrique et d'augmenter l'intensité maximale de stimulation (Kramer 1987 ; Kubiak et coll., 1987). Elles permettent également de réduire l'anxiété des sujets au cours des séances et d'ainsi obtenir une meilleure collaboration de ceux-ci.

Il est légitime de penser que ces séances d'habituation auraient permis d'atteindre des niveaux de contractions supérieurs

## CONCLUSIONS

---

La société Compex propose un produit dont les utilisateurs ne peuvent connaître de manière précise le fonctionnement car certains paramètres relèvent du secret industriel imposé par la société. Grâce à notre montage original utilisant un oscilloscope, nous avons pu développer un système mesurant la chronaxie déterminée par l'appareil *Compex 3 Professional*, valeur qu'il est impossible d'obtenir à partir du seul appareillage *Compex*.

Les objectifs de notre travail étaient d'étudier la reproductibilité des mesures effectuées par le senseur "*Mi Scan*". Nous voulions également valider cette mesure automatisée à l'aide d'une mesure manuelle. Aussi, nous désirions quantifier l'efficacité de cet outil en terme d'intensité de contraction électrostimulée en comparant les forces évoquées électriquement obtenues à l'aide de la technologie "*Mi*" et à l'aide de techniques classiques (durée d'impulsion spécifique de la zone stimulée et commune à l'ensemble des sujets).

Nous avons pu mettre en évidence que la reproductibilité des mesures effectuées par le senseur "*Mi*" était médiocre d'une séance à l'autre mais également au sein d'une même séance.

Bien que notre mesure manuelle soit inférieure à la valeur théorique, nous avons pu également démontrer qu'il n'existe aucune corrélation entre la mesure automatique réalisée par le senseur "*Mi*" et la mesure manuelle. Nous ne pouvons dès lors pas valider ce système de mesure automatique qui, par ailleurs, fournit des valeurs dont la répartition est très éloignée d'une répartition gaussienne.

Aussi, nous avons démontré, tant sur la mesure de l'intensité tolérée que par la force développée par le sujet, qu'il n'existait pas d'efficacité supérieure d'un montage utilisant la fonction "*Mi*" par rapport à un montage ne possédant pas cette fonctionnalité.

Au vue de tous ces résultats, nous remettons en cause la fiabilité de la technologie "*Mi*" en ce qui concerne sa fonction "*Mi Scan*".



## REFERENCES

---

- **Ader J-L., Carré F., Dinh-Xuan A.T., Duclos M., Kubis N., Mercier J., Mion F., Préfaut C., Roman S.** Physiologie. Ed Masson. 2<sup>ème</sup> Edition. 2006, pp. 45.
- **Bacquaert, P.** Renforcement musculaire par électrostimulation. Institut Régional de Biologie et de Médecine du Sport. 2008.
- **Bax L., Staes F., Verhagen A.** Does neuromuscular electrical stimulation strengthen the quadriceps femoris ? Sports Med., 2005, 35, 191-212.
- **Bisschop G., Commandré F.** Electrophysiothérapie. Editions Elsevier Masson, 1999, pp. 44.
- **Bosquet L.** Entraînement par électrostimulation : une revue. Science et motricité. 1996, 29-30, 12-21. Consulté sur le site <http://www.preparation-physique.net> le 24-02-2009.
- **Bowman B.R., Baker L.L.** Effects of waveform parameters on comfort during transcutaneous on muscular electrical stimulation. Ann Biomed Eng, 1985, 13, 59-74. Cité dans Vancertommen et al. (2001).
- **Brook M.E, Smith E.M & Currier D.P.** Effect of longitudinal versus transverse electrode placement on torque production by the quadriceps femoris muscle during neuromuscular electrical stimulation. J. Orth. Sports. Phys. Ther. 1990, 11, 11, 530-4.
- **Bussièrès P., Brual J.** Agents physiques en réadaptation : Théorie et pratique. De Boeck Université. 2001, 51-53.
- **Charpier S, Lopicque L.** (1866-1952) : un siècle d'excitabilité intrinsèque. Revue Neurologique. 2008, 164 (HS1), 53-66.
- **Cometti, G.** Intérêt de l'électrostimulation dans l'entraînement des sportifs de haut niveau. Unité de formation et de recherches en sciences techniques des activités physiques et sportives. Université de Bourgogne. 1988, 253-341.
- **Compex Médical SA.** Guide Pratique Compex 3, 2007.
- **Compex.** Un peu d'histoire. 2007. Site internet [www.compex-professional.com](http://www.compex-professional.com) consulté le 24-02-2009.
- **Couturier A., Malissard M., Souquet J.** Electro-induced strength in quadriceps muscles : Electrical energy and stimulation parameters optimization. Innovation et technologie en biologie et médecine. 1998, 19, pp 293-303.
- **Currier D, Mann R.** Muscular strength development by electrical stimulation healthy individual. Phys Ther, 1983, 63, 6, 915-21.
- **Crépon F., Doubrère J-F., Vanderthommen M., Castel-Kremer E., Cadet G.** Électrothérapie. Électrostimulation. Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation. 2007.

- **Delbos A., Aknin P.** Neurostimulation en anesthésie locorégionale. Conférences d'actualisation. Elsevier SAS. Clinique des Cèdres, Château d'Alliez, 31700 Cornebarrieu, France. 2003, 119-134.
- **Delegay J-M.** EMC Electrologie kinésithérapie 4. 1989. Dans Bacquaert (2008).
- **Delitto A., Brown M., Strube M.J., Rose S-J., Lehman R.C.** Electrical stimulation of quadriceps femoris in an elite weight lifter: a single subject experiment. *Int. J. Sports Med.* 1989,10, 187–91. Dans Paillard T., Noé F., Edeline O. (2005).
- **Demez G.** Analyse comparative de deux protocoles d'entraînement associant la contraction volontaire et électrostimulée. Mémoire présenté en vue de l'obtention du grade de licencié en éducation physique. Université de Liège. Liège. 2000-2001.
- **Duchateau J., Hainaut K.** Training effects of sub-maximal electrostimulation in a human muscle. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1988, 20, pp. 99-104. Dans Vanderthommen M., Duchateau J. (2007)
- **Duchateau J.** Principes de l'électrostimulation musculaire et recrutement des différents types de fibres. Journées internationales d'électrostimulation. A.C.A.P.S. 1990, 79-82
- **Duchateau J.** Principe de l'électrostimulation musculaire et recrutement des différents types de fibres. *Science et motricité.* 1992, 16, 18-24.
- **Dolhem R.** Histoire de l'électrostimulation en médecine et en rééducation. *Annales de réadaptation et de médecine physique.* 2008, 51, 6, 427-431.
- **Dumoulin J., De Bisschop G.** Electrothérapie. 5<sup>e</sup> Edition. Maloine, Paris. 1987, 163-165.
- **Draper V., Ballard L.** Electrical stimulation versus electromyographic in the recovery of quadriceps femoris muscle function following anterior cruciate ligament surgery. *Phys. Ther.* 1991, 71, 455-464.
- **Fitzgerald G.K., Delitto A.** Biomedical engineering in exercise and sports. Rainoldi A., Minetto M.A., Merletti R. Editions Minerva Medica Torino 2006, 199-207. Dans Troka (2007).
- **Fukunaga T.** Die absolute Muskelkraft und das Muskelkrafttraining. *Sportarzt und Sportmed.* 1976, 11, 255-256. Dans Cometti G. (1988).
- **Hainaut K., Duchateau J.** Neuromuscular electrical stimulation and voluntary exercise. *Sports Medicine.* 1992, 14 (2), 100-113.
- **Halbach J.W. & Don Strauss A.T.C.** Comparison of electro-myoelectric stimulation to isokinetic training in increasing power of the knee extensor mechanism. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 1980, 2, 1, 20-24.
- **Hermann H. & Cier J-F.** Précis de physiologie. Ed. Masson, Paris. 1974. Dans Vanderthommen, 1994.

- **Hultman E., Sjöholm H., Jäderholm I., Krynicki J.** Evaluation of method for electrical stimulation of human skeletal in situ. *Plügers Arch.* 1983, 398, 139-41.
- **Joly B. & Cometti G.** L'électrostimulation dans l'entraînement sportif. Colloque "Les méthodes modernes de musculation", URF, STRAPS de Dijon. 1988.
- **Joly, B.** Données récentes en matière d'excitation musculaire. *Ann. Kinesith.*, 16, 6, 253-60, 1989. Dans Vanderthommen M. (1994).
- **Kayser C.** *Physiologie. Système nerveux. Muscle.* Ed. Flammarion, Paris. 1976.
- **Kelleter B.** Contribution à l'étude des courants excito-moteurs de basse fréquence. Mémoire présenté pour l'obtention du grade de licencié en éducation physique. Université de Liège. Liège. 1990. Dans Knoden (1991).
- **Knoden A.** Contribution à l'étude des courants excito-moteurs de bases fréquences : mise au point des modalités optimales de stimulation du quadriceps fémoral. Mémoire présenté en vue de l'obtention du grade de licencié en kinésithérapie. 1991.
- **Kubiak R.J., Withman K.M., Johnston R.M.** Changes in quadriceps femoris muscle strength using isometric exercices versus electrical stimulation. *J. Orthop. Phys. Ther.*, 1987, 8, 537-541.
- **Kramer J-F.** Effect of electrical stimulation current frequencies on isometric knee extension torque. *Physical therapy.* 1987, 67, 1, 31-38.
- **Lai H.S., De Domenico G., Strauss G.R.** The effect of different electro-motor stimulation training intensities on strength improvement. *Aust. J. Physiother.* 34:151Y164, 1988. Dans Vanderthommen M. & Duchateau J., (2007).
- **Lake D.A.** Neuromuscular electrical stimulation. a overview and its application in the traitement of sports injuries. *Sports medicine.* 1992, 13, 5, 320-336.
- **Laflamme A.** Utilisation de l'électrostimulation dans le but d'améliorer la performance sportive. Consulté sur le site [www.vmqca.qc.ca](http://www.vmqca.qc.ca) le 02-05-2009
- **Lapicque L.** Recherches sur la loi d'excitation électrique. *J. Physiol. Path. Gén.* 1903. 5, 843-58.
- **Laughman R.K., Youdas J.W., Garrett T.R.** Strength changes in normal quadriceps femoris muscle as a result of electrical stimulation. *Phys. Ther.* 1983, 294-299.
- **Leflohic, J-C. & Boucher, J-P.** Corrélation entre le bilan électrique et le bilan clinique (testing) du muscle dénervé. Dans : *Actualités en Rééducation Fonctionnelle et Réadaptation*, 17° S, Simon L., Pélissier J., & Hérisson D., Ed. Masson, 16-9, 1992. Dans Vanderthommen M. (1994).
- **Licht, S.** *Electrodiagnosis and electromyography.* E. Licht Publisher, New Haven, U.S.A. 1956. Dans Vanderthommen (1994).
- **Lieber R., Kelly J.** Factors influencing quadriceps femoris muscle torque using transcutaneous neuromuscular electrical stimulation. *Phys. Ther.* 1991, 71, 10, 715-723.

- **Lloyd Th., De Domenico G., Stauss G. & Singer K.** A review of the use of electro-motor stimulation in human muscles. The Australian journal of physiotherapy. 1986, 32, 1 18-29.
- **Maitre S.** L'électrostimulation. 1999-2001. Consulté sur le site internet <http://www.preparation-physique.net> le 24-02-2009.
- **Martin V., Millet G-V., Martin A., Deley G., Lattier G.** Assessment of low-frequency fatigue with two methods of electrical stimulation. J. Appl. Physiol. 2004, 97, 1923-1929.
- **Mercier J.** Bases électriques et biochimiques du fonctionnement du nerf et du muscle. Electrostimulation des nerfs et des muscles. Pelissier J. et Rogyques C.F. Masson. 1992, 22, 1-16
- **Merletti R.** Biomedical engineering in exercise and sports. Rainoldi A., Minetto M.A., Merletti R. Editions Minerva Medica Torino. 2006, 169-180. Dans Troka (2007).
- **Miller C.** Effets comparés d'un entraînement sous électrostimulation et d'un entraînement par contraction volontaire : mécanismes physiologiques d'adaptation. Jour. Inter. d'électrostimulation, A.C.A.P.S. 1990, 2-6. Dans Monfort, 1992.
- **Miller C., Thépaut-Mathieu C.** Strength training by electrostimulation conditions for efficacy. Int. J. Sports Med. 1993, 14, 20-28.
- **Monfort J.** Mise au point des modalités optimales d'électrostimulation au niveau des muscles ischio-jambiers, quadriceps fémoral et adducteur du pouce. Mémoire pour l'obtention du grade de licencié en kinésithérapie. 1991-1992.
- **Nobbs L.A., Rhodes E.C.** The effects of electrical stimulation and isokinetic exercise on muscular power of the quadriceps femoris. J Orthop Sports Phys 8. 1986, 260-268.
- **Paillard T., Noé F., Edeline, O.** Effets neuromusculaires de l'électrostimulation transcutanée surimposée et combinée à l'activité volontaire : une revue. Annales de réadaptation et de médecine physique. 2005, 48, 3, 126-137.
- **Poumarat G., Squire P., Dabonneville M., Lawani M.** Contractions isométriques et isocinétiques induites par neuro-stimulation musculaire. Communication aux « journées internationales d'électrostimulation », Clermont-ferrand, novembre 1990. Dans Cometti G. (1988).
- **Pougeaon M. & Thépaut-Mathieu.** Réponse du muscle à différents types de stimulation électrique. Journ. Inter. d'électrostimulation. A.C.A.P.S. 1990, 24-26.
- **Selkowitz D.M.** Improvement in isometric strength of the quadriceps femoris muscle after training with electrical stimulation. Phys. Ther. 1985, 65, 186-196. Dans Troka (2007).
- **Thépaut-Mathieu C.** Electrostimulation et entraînement de la force. In " Entraînement de la force. Spécificité et planification" Thépaut-Mathieu C. INSEP Les cahiers de l'INSEP n°21: 339-371

- **Triffaux M.** Les stimulations électriques excito-motrices sont-elles susceptibles d'induire des microlésions musculaires ? Mémoire pour l'obtention du grade de licencié en kinésithérapie. 2006-2007.
- **Trimble M.H. & Enoka R.M.** Mechanism underlying the training effects associated with neuromuscular electrical stimulation. *Phys. Ther.* 1991, 71, 4, 273-82.
- **Troka S.** Contribution à l'étude des modalités optimales de l'électrostimulation du quadriceps fémoral. Mémoire pour l'obtention du grade de licencié en kinésithérapie. 2006-2007.
- **Van Gheluwe C., Duchateau J.** Effets de la superposition de l'électrostimulation à l'activité volontaire au cours d'un renforcement musculaire en mode isocinétique. *Ann. Kinésither.* 1997, 24, 267-274.
- **Vanderthommen M., Monfort J., Knoden A., et al.** Les courants excitomoteurs au niveau du quadriceps et des ischio-jambiers. Détermination des conditions fonctionnelles idéales de stimulation. *Kiné 2000.* 1992, 5, 15.
- **Vanderthommen, M.** Contribution à l'étude du métabolisme de la contraction musculaire électro-induite chez l'homme. Mémoire pour l'obtention du grade d'Agrégé de l'enseignement Supérieur. Département de Médecine Physique-kinésithérapie et Réadaptation. Université de Liège. 1992.
- **Vanderthommen M.** Contribution à l'étude fondamentale et clinique de l'électrostimulation neuromusculaire. Mémoire présenté en vue de l'obtention du grade de Docteur en Kinésithérapie. Université de Liège. Liège. 1994.
- **Vanderthommen M.** Electrophysiothérapie. Notes de cours de 2<sup>ème</sup> baccalauréat en kinésithérapie. Institut Supérieur d'Education Physique et de Kinésithérapie. Université de Liège. Liège. 1997.
- **Vanderthommen M., Crielaard J-M.** Electrostimulation en médecine du sport : analyse critique. *Rev Med liège.* 2001, 56, 5, 391-395.
- **Vanderthommen M., Duchateau J.** Electrical stimulation as a modalitu to improve performance of the neuromuscular system. *Exerc. Sport Sci. Rev.,* 2007, 35, 4, 180-185.
- **Vonkries J.** Über die Abhängigkeit der Erregungs-Vorgänge von dem zeitlichen Verlaufe der zur Reizung dienenden Electricitäts – Bewegungen. *Arch. Anat. Physiol. Abt., Leipzig.* 1984, 337-72. Dans Vanderthommen, 1994.
- **Walmsley R-P., Letts G., Vooyes J.** A comparison of torque generated by knee extension with a maximal voluntary muscle contraction vis-a-vis electrical stimulation. *J. Ortho. Sport Phys. Ther.* 1984, 6, 1, 10-17. Dans Monfort (1992).
- **Weiss, G.** Sur la possibilité de rendre comparable entre eux les appareils servant à l'excitation électrique. *Arch. Ital. Biol.* 1901, 35, 413-46.