

Geneviève Allard

Annick Cornet

Myriam Lafrance

Marilyn Tessier

« Relation entre l'accomodabilité et le triangle prévisionnel lors de l'électrodiagnostic rapide : Une étude exploratoire »

Document présenté à :

Dany Gagnon

Christian Murie

Dans le cadre du cours :

PHT-6113

Travail dirigé

Le 31 mai 2011

Titre de l'abrégé :

La relation entre le triangle prévisionnel et l'accomodabilité lors de l'électrodiagnostic rapide en physiothérapie : Une étude exploratoire

Auteurs de l'abrégé :

Allard G.¹, Cornet A.¹, Lafrance M.¹, Tessier M.¹, Murie C.¹²³, Gagnon D.¹²

¹Programme de physiothérapie, École de réadaptation, Université de Montréal

²Institut de Réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal, ³Clinique de physiothérapie St-Lambert

Abrégé :

PROBLÉMATIQUE : Les outils actuellement disponibles pour documenter une lésion nerveuse périphérique (LNP) sont la courbe intensité/durée et l'électrodiagnostic rapide. Les triangles prévisionnels (TP) constituent une nouvelle approche. **OBJECTIF** : Déterminer l'utilité des TP pour l'évaluation des LNP. **MÉTHODE** : Une expérimentation sur le jambier antérieur gauche de dix sujets sains et une étude rétrospective sur huit patients ayant une LNP ont été effectuées. Les mesures de résultats sont la rhéobase (RH), la chronaxie (CH), le seuil galvanique triangulaire (SGT) et l'accomodabilité (ACC). L'aire des TP a été calculée avec une formule incluant les coordonnées de la CH, la RH et du SGT. **RÉSULTATS** : Chez les sujets sains, une faible association ($r=0,3483$) existe entre l'aire du TP et l'ACC. Chez les sujets ayant une LNP, une bonne association aire-ACC ($r=0,791$), SGT-RH ($r=0,7852$) et aire-SGT ($r=0,9651$) a été trouvée, sans égard au niveau d'innervation. Le pourcentage de changement de l'aire des triangles (PCAT) varie de -10,62% à 970% lors d'un suivi longitudinal, selon l'évolution de chacun des muscles évalués. **DISCUSSION** : L'aire des TP et l'ACC présentent une grande variabilité entre les individus sains et sont que faiblement associées. L'aire, chez les sujets atteints, est généralement associée avec l'ACC et le SGT. Les TP évoluent, pour un même sujet, avec la réinnervation. Le PCAT permet donc de suivre l'évolution intra-sujet. **CONCLUSION** : L'aire des TP est difficilement comparable entre les sujets sains. Toutefois, un sujet atteint peut être comparé à lui-même. Le PCAT aurait une valeur complémentaire à l'ACC.

Tables des matières

1.	Introduction.....	7
2.	Objectifs.....	8
3.	Généralités	9
3.1.	Généralités.....	9
3.1.1.	Physiologie du muscle squelettique.....	9
3.1.1.1.	Fibres musculaires.....	9
3.1.1.2.	Unités motrices	10
3.1.1.3.	Innervation autonome	11
3.1.2.	Physiologie du nerf périphérique.....	11
3.1.2.1.	Fibres nerveuses	11
3.1.2.2.	Transport axonal.....	12
3.1.2.2.1.	Généralités	12
3.1.2.2.2.	Transport axonal antérograde	13
3.1.2.2.3.	Transport axonal rétrograde	13
3.1.2.3.	Fonction des fibres myélinisées.....	13
3.1.3.	Excitation des fibres nerveuses et musculaires	14
3.1.3.1.	Membrane et potentiel membranaire de repos	14
3.1.3.2.	Réponse à un stimulus	15
3.1.3.3.	Régénérescence nerveuse	16
3.1.3.3.1.	Vitesse moyenne de régénération	18
3.2.	Classification des lésions nerveuses périphériques	18
3.2.1.	Types.....	18
3.2.1.1.	Neuropraxie	19
3.2.1.2.	Axonotmèse	20
3.2.1.3.	Neurotmèse	20
3.2.2.	Étiologie des blessures traumatiques	21
3.2.2.1.	Coupure.....	21
3.2.2.2.	Compression.....	21
3.2.2.3.	Traction.....	22
3.2.2.4.	Chaleur	22
3.2.3.	Nerfs les plus fréquemment atteints	23
3.2.4.	Pertinence de l'intervention en en physiothérapie	23
3.2.4.1.	Stimulation électrique.....	23
4.	La lésion nerveuse périphérique : ses effets néfastes et les pistes de solution	25
4.1.	Les conséquences d'une lésion nerveuse périphérique.....	25
4.1.1.	Types de recherches effectuées	25
4.1.2.	Conséquences générales de la dénervation	25
4.1.2.1.	Troubles sensitifs.....	26
4.1.2.2.	Troubles moteurs.....	27
4.1.2.3.	Troubles végétatifs.....	27
4.1.2.4.	Changements des tissus mous.....	28
4.1.2.5.	Changements osseux	28
4.1.2.6.	Douleur neuropathique	30
4.1.3.	Conséquences spécifiques de la dénervation sur le muscle	30

4.1.3.1.	Taux de neurotrophines	31
4.1.3.2.	Atrophie musculaire	32
4.1.3.3.	Accumulation de tissu graisseux.....	33
4.1.3.4.	Changement de phénotype.....	33
4.1.3.5.	Diminution du contenu en titine et désorganisation du.....	33
	sarcomère 33	
4.1.3.6.	Diminution de l'excitabilité.....	34
4.1.3.7.	Diminution du recrutement musculaire.....	35
4.1.3.8.	Présence d'activités parasites	36
4.2.	Le traitement d'une lésion nerveuse périphérique.....	36
4.2.1.	La stimulation électrique.....	37
4.2.1.1.	Les courants monophasiques et biphasiques	38
4.2.1.2.	La fréquence.....	39
4.3.	Conclusion de La lésion nerveuse périphérique : ses	40
	effets néfastes et les pistes de solution	40
5.	Théorie de l'électrodiagnostic	41
5.1.	Terminologie des paramètres.....	41
5.1.1.	Impulsions rectangulaires et triangulaires.....	41
5.1.2.	Rhéobase et chronaxie	42
5.1.2.1.	Rhéobase	42
5.1.2.2.	Chronaxie	43
5.1.3.	Seuil galvanique triangulaire.....	45
5.1.4.	Accomodabilité.....	46
5.1.5.	Seuil faradique.....	47
5.1.6.	Dissociation des seuils ou « Fishgold »	47
5.2.	Application clinique de l'électrodiagnostic	48
5.2.1.	Les points moteurs.....	48
5.2.2.	Emplacement des électrodes et polarité	48
5.2.3.	Courbes intensité/durée (i/t) triangulaire et rectangulaire.....	49
5.2.4.	Temps utiles rectangulaire et triangulaire	51
5.2.5.	Contre-indications et précautions	52
5.3.	Les paramètres validés	52
5.3.1.	Les différentes chronaxies établies à ce jour.....	53
5.4.	Paramètres de traitement de la stimulation électrique	53
6.	L'électrodiagnostic rapide et le triangle prévisionnel chez le sujet sain	55
6.1.	Introduction	55
6.2.	Méthodologie.....	56
6.2.1.	Sélection.....	56
6.2.1.1.	Critères d'inclusion.....	57
6.2.1.2.	Critères d'exclusion.....	57
6.2.1.3.	Taille de l'échantillon.....	57
6.2.2.	Protocole d'intervention.....	57
6.2.2.1.	Nerf évalué	57
6.2.2.2.	Détails sommaires de l'expérimentation	58
6.2.2.3.	Protocole des tests pré-expérimentation.....	58
6.2.2.4.	Test de faisabilité	59
6.2.2.5.	Protocole de l'électrodiagnostic rapide	60

6.2.3.	Production de triangles prévisionnels	62
6.2.4	Mesures complémentaires à l'électrodiagnostic rapide	62
6.2.4.1.	Calcul de l'aire des triangles prévisionnels	62
6.2.4.2.	Calculs des accomodabilités.....	63
6.2.4.3.	Analyses statistiques	63
6.3.	Résultats	64
6.3.1.	Présentation et comparaison des résultats spécifiques chez les sujets sains ..	64
6.3.1.1.	Comparaison des diagnostics rapides chez les sujets sains	64
6.3.1.2.	Résultats des données complémentaires à l'électrodiagnostic rapide	69
6.4.	Discussion sur l'électrodiagnostic rapide et le triangle prévisionnel chez le sujet sain.....	70
6.4.1	Rappel de l'objectif de cette section.....	70
6.4.2	Données recueillies pour l'élaboration du triangle (CH, RH, SGT)	71
6.4.3	Données calculées à partir des données du triangle prévisionnel.....	72
6.4.3.1	Accomodabilité	72
6.4.3.2	Aires des triangles prévisionnels des sujets sains	72
6.4.3.3	Relation entre l'aire des triangles et l'ACC.....	72
6.4.3.4	Limites de l'étude.....	73
6.4.3.5	Conclusion sur l'utilisation du triangle prévisionnel.....	73
7	Le triangle prévisionnel : Une étude rétrospective chez les sujets atteints de lésions nerveuses périphériques	75
7.1	Introduction	75
7.2	Objectifs	76
7.3	Hypothèses	76
7.4	Méthodologie.....	77
7.4.1	Devis de recherche.....	77
7.4.2	Échantillon	77
7.4.3	Contexte de la prise de mesure	79
7.5	Mesures des résultats	80
7.5.1	Valeurs utiles de l'électrodiagnostic rapide	80
7.5.2	La rhéobase et le seuil galvanique triangulaire	80
7.5.3	La chronaxie	80
7.5.4	L'accomodabilité	81
7.5.5	Le triangle prévisionnel : l'aire et la forme.....	81
7.6	Résultats	82
7.6.1	Les valeurs des aires des triangles et les valeurs d'ACC dans le temps	83
7.6.2	Le pourcentage de changement d'aire du triangle dans le temps	83
7.6.3	Études des corrélations	84
7.6.3.1	L'étude globale	84
7.6.3.2	L'étude de corrélations selon l'ACC.....	85
7.6.3.2.1	<i>Les muscles à nouveau innervés totalement</i>	86
7.6.3.2.2	<i>Les lésions modérées</i>	86
7.6.3.2.3	<i>Les lésions sévères</i>	86
7.7	Discussion.....	86
7.7.1	L'aire du triangle prévisionnel évolue en fonction de l'innervation musculaire	87

7.7.2	L'aire du triangle prévisionnel serait-il plus sensible aux changements de l'innervation du muscle que l'ACC?.....	89
7.7.3	Modification de la forme du triangle en fonction de l'innervation	90
7.7.4	Contradictions entre les relations en regard des différentes approches de corrélation : Globale et par importance de la lésion	92
7.7.5	La chronaxie n'est pas assez stable pour classifier les lésions en fonction de sa valeur à l'électrodiagnostic rapide	93
7.8	Conclusion de l'étude rétrospective	94
8	Discussion de l'étude exploratoire	95
9	Conclusion de l'étude exploratoire	97
	En terminant les évidences scientifiques démontrent que l'ACC et la CH demeurent les meilleurs paramètres d'évaluation des LNP. Davantage d'évidences sont quant à elles requises afin de préciser si le triangle prévisionnel et son pourcentage de changement d'aire représentent des incontournables pour quantifier la sévérité de la dénervation.	97
10	Annexe.....	98
11	Références	110

Table des figures et photos

Figure I : Impulsions rectangulaire et triangulaire	100
Figure II : Allure générale des courbes i/t rectangulaire et triangulaire chez un sujet sain	101
Figure III : Conséquences des lésions nerveuses périphériques	102
Figure IV : Appareil Endomed 582	103
Figure V : Tableau d'affichage de l'endomed 582	104
Figure VI : Barre d'outil de l'Endomed 582	105
Photo I : Positionnement pour l'électrodiagnostic rapide du muscle jambier antérieur G	103
Photo II : Recherche du point moteur théorique du muscle jambier antérieur G	103

Table des tableaux

Tableau 1: Résumé des évidences disponibles dans la littérature chez les animaux et les humains.....	78
Tableau 2: Les valeurs de la chronaxie de certains muscles obtenues avec des appareils à voltage constant et à courant constant	Erreur ! Signet non défini.

1. Introduction

Les lésions nerveuses périphériques (LNP) représentent un faible pourcentage de la clientèle évaluée et traitée en réadaptation. Les déficiences secondaires associées à cette condition sont une faiblesse musculaire avec une atrophie significative, ainsi qu'une diminution de l'amplitude articulaire et de l'excitabilité du muscle dénervé. Comme les LNP ont une faible incidence, ils représentent un maigre pourcentage de la clientèle en physiothérapie. L'expertise avec cette clientèle est récente ainsi que peu développée, la prise en charge de celle-ci se trouve donc à être peu efficiente. Dans la littérature, aucune modalité de traitement, autre que les exercices conventionnels (mobilité articulaire et renforcement musculaire), n'a reçu de consensus. Par contre, il est généralement suggéré que la stimulation électrique (SE) est une approche favorable, puisqu'elle permet de garder la capacité contractile du muscle, et accélère ainsi le retour moteur.

Les outils actuellement disponibles pour documenter une lésion nerveuse périphérique (LNP) sont la courbe intensité/temps (I/T) et l'électrodiagnostic rapide, permettant de déterminer l'accommodabilité (ACC) du nerf. Les triangles prévisionnels (TP) constituent une nouvelle approche d'évaluation récemment proposée. Le TP met en relation la valeur de chronaxie (CH), le seuil galvanique triangulaire (SGT) et la rhéobase (RH) donnant également la valeur d'ACC mais aussi une valeur d'aire de ce TP. Cette approche évaluative par TP n'a jamais été documentée à ce jour. C'est pourquoi nous avons décidé de faire une étude exploratoire visant à déterminer la relation entre le triangle prévisionnel et son aire, avec l'ACC et les différents éléments de l'électrodiagnostic rapide.

Dans un premier temps, une section vous exposera les généralités sur les types de lésion nerveuse périphérique et leurs mécanismes de lésion. Dans un deuxième temps, il sera question des multiples conséquences des LNP, lesquelles concernent principalement le muscle squelettique. Par la suite, la théorie de l'électrodiagnostic vous informera sur l'inventaire des paramètres d'évaluation et de traitement. Les deux dernières sections décriront respectivement l'expérimentation sur sujets sains et sujets atteints de LNP. Ces deux parties

auront comme objectif commun d'analyser les résultats des électrodiagnostics rapides et ainsi déterminer l'utilité d'ajouter le TP à notre collecte de données. Enfin, une discussion évoquera les limites des outils actuels et proposera des pistes de solutions sur l'amélioration de la pratique avec les patients atteints de LNP.

2. Objectifs

L'objectif principal de ce travail est de quantifier les différentes composantes du triangle prévisionnel et d'évaluer l'utilité de ce TP pour décrire les LNP. Pour ce faire, une revue des paramètres d'évaluation de l'électrodiagnostic ainsi que deux études, une sur les sujets sains et une autre sur les sujets atteints, ont été effectuées.

Les objectifs secondaires sont, en premier lieu, de déterminer s'il existe une relation entre l'ACC et l'aire du triangle prévisionnel, et, en second lieu, de déterminer s'il existe une relation entre le degré de réinnervation et la modification du triangle prévisionnel.

3. Généralités

3.1. Généralités

3.1.1. Physiologie du muscle squelettique

3.1.1.1. Fibres musculaires

La principale composante du muscle squelettique est la fibre musculaire. Il est maintenant connu qu'il existe plusieurs types de muscle squelettique et ceux-ci se différencient par la façon dont ils sont utilisés dans la vie courante (De Bisschop, Dumoulin, & Aaron, 1994; Robinson & Snyder - Mackler, 2008; Watson, 2008). Au début du vingtième siècle, les chercheurs ont découverts que les muscles de l'appareil locomoteur étaient constitués de trois types distincts de fibres musculaires. Ceux-ci sont les fibres IIb (diamètre élevé, contraction très rapide, métabolisme glycolytique), IIa (diamètre moyen, contraction rapide, métabolisme aérobie et glycolytique) et I (petit diamètre, contraction lente, métabolisme aérobie). Toutefois, le pourcentage de ces fibres constituant les différents muscles squelettiques varie pour chaque muscle. Chez l'humain, en général, les muscles des extrémités sont fréquemment composés de fibres à contraction rapide et de fibres à contraction lente en parts relativement égales.

Il est important de mentionner aussi que les caractéristiques des fibres musculaires sont en lien avec la fonction du muscle (De Bisschop, et al., 1994). Il a été remarqué que si on sectionnait un muscle à fibres rapides et qu'on le rattachait au tendon d'un muscle à fibres lentes, la fonction primitive du muscle à fibres rapides changeait. Celui-ci avait davantage les caractéristiques d'un muscle à fibres lentes. Ce phénomène est aussi observé lors de l'entraînement, où les efforts de courte durée amènent une hypertrophie musculaire. Il va donc y avoir une augmentation préférentielle du diamètre des fibres de type IIb. En comparaison, les exercices d'endurance n'entraînent pas une hypertrophie musculaire aussi marquée. Ces exercices vont toutefois augmenter le nombre des fibres de type I dans le muscle et peuvent aussi transformer les fibres IIb en fibres IIa.

3.1.1.2. Unités motrices

Avec une perspective structurelle, le muscle squelettique est constitué de fibres musculaires provenant de trois catégories différentes, soit IIb, IIa et I. Toutefois, dans une perspective fonctionnelle, la contraction musculaire ne survient pas avec l'activation de fibres musculaires séparées (Robinson & Snyder - Mackler, 2008). Dans les activités courantes, la force de la contraction musculaire est produite par l'activation de groupes de fibres qui agissent de concert en réponse à un stimulus provenant du même nerf. Ce groupe, qui inclut le motoneurone, le groupe de fibres musculaires qu'il innerve ainsi que la plaque motrice, est ce que l'on appelle une *unité motrice*. L'unité motrice est aussi la plus petite unité de mouvement que le système nerveux central peut contrôler (Watson, 2008).

En général, plus le muscle est gros, plus il a d'unités motrices (De Bisschop, et al., 1994; Licht, 1971; Robinson & Snyder - Mackler, 2008; Watson, 2008). Une source indique que, chez l'homme, le nombre de fibres musculaires par unité motrice varie de 25 à environ 2000 (Licht, 1971). Une autre source affirme que pour un muscle de la main, on peut compter entre 200 et 300 fibres musculaires, et que pour les muscles de la jambe, on peut en compter plus de 1000 (Robinson & Snyder - Mackler, 2008). Toutefois, le nombre d'unités motrices innervées par un même nerf varie grandement d'un muscle à l'autre. Le nombre et la grosseur des unités motrices jouent un rôle important dans la cotation de l'activité musculaire volontaire.

Comme pour les fibres musculaires, les unités motrices peuvent être classifiées en trois catégories distinctes : les unités motrices fatigables à contraction très rapide (fibres musculaires IIB), les unités motrices résistantes à la fatigue et à contraction rapide (fibres musculaires IIA) et les unités motrices résistantes à la fatigue et à contraction lente (fibres musculaires I) (Robinson & Snyder - Mackler, 2008; Watson, 2008). Cette classification a été établie par Burke et ses collègues en 1973 (Watson, 2008). Au cours d'une activité musculaire ou d'une stimulation électrique, les unités motrices rapides vont avoir un seuil de

réponse plus bas que les unités motrices lentes, ce qui fait qu'elles vont être recrutées en premier (De Bisschop, et al., 1994).

3.1.1.3. Innervation autonome

Les muscles reçoivent de plus l'innervation de fibres autonomiques. Plus spécifiquement, celles-ci innervent les structures vasculaires du muscle qui lui amènent son apport en oxygène et en nutriment. Avec l'accumulation de métabolites, le débit vasculaire est augmenté et peut être 20 fois plus important qu'au repos (Licht, 1971). Le nombre de capillaires « ouverts » augmente aussi avec l'activité.

3.1.2. Physiologie du nerf périphérique

3.1.2.1. Fibres nerveuses

Les différents types de fibres nerveuses ont été classifiés en trois catégories : les fibres A, B et C (De Bisschop, et al., 1994). Les fibres A sont les plus grosses et les plus rapides et elles sont myélinisées. Elles sont retrouvées dans les nerfs moteurs et sensitifs et elles sont subdivisées en fibres α , β , γ et δ . Les fibres B sont plus petites et conduisent moins rapidement que les fibres A. Elles sont aussi myélinisées et elles sont les plus retrouvées dans le système nerveux autonome. Les fibres C sont les plus petites et les plus lentes, surtout parce qu'elles ne sont pas myélinisées. Les nerfs viscéraux et cutanés en sont principalement constitués. Ainsi, les fibres C jouent un rôle important dans la douleur, les réponses réflexes nociceptives et dans le système nerveux autonome.

Les structures qui supportent les fibres nerveuses périphériques sont les cellules de Schwann, les tissus conjonctifs et les vaisseaux sanguins (Robinson & Snyder - Mackler, 2008). Toutes les fibres nerveuses sont entourées de cellules de Schwann. Celles-ci assurent plusieurs fonctions importantes dont la production de myéline. En moyenne, près de la moitié de la longueur des axones périphériques est entourée de myéline. La myéline augmente la vitesse de propagation des potentiels d'actions. De plus, les cellules de Schwann isolent les axones les uns des autres, ce qui explique que les potentiels d'actions qui se propagent dans les

fibres motrices et autonomiques n'interfèrent pas avec les potentiels d'action des fibres sensibles, ceux-ci ne voyageant pas dans le même sens.

Les axones des nerfs périphériques sont aussi entourés par trois couches de tissu conjonctif qui jouent un grand rôle au niveau de la transmission nerveuse : l'épinèvre, le périnèvre et l'endonèvre (Cameron & Monroe, 2007; De Bisschop, et al., 1994; Robinson & Snyder - Mackler, 2008). L'épinèvre est constituée de deux couches de fibroblastes. Elle est la plus externe et englobe tout le nerf périphérique. Un de ses rôles est de protéger les axones des forces de compression et de traction appliquées sur le nerf. Le périnèvre est une mince couche de cellules aplaties entourant les fascicules, qui eux sont un regroupement d'axones. Le périnèvre maintient la pression intra fasciculaire et donne au nerf son élasticité, agit comme barrière chimique et donne aussi au nerf sa résistance à la traction aux fascicules. La couche la plus interne est l'endonèvre. C'est une couche mince qui entoure chaque fibre nerveuse. Elle prévient l'élongation de la fibre nerveuse lorsque mise sous tension et elle contient les cellules de Schwann et le liquide endoneural, qui forment l'environnement extracellulaire.

Les nerfs périphériques ont un apport vasculaire bien développé, tant au niveau extraneural qu'intraneural. Des artérioles et des veinules orientées longitudinalement sont présentes dans l'épinèvre. Les capillaires des nerfs périphériques sont près de deux fois plus gros que les capillaires musculaires et se situent principalement dans l'endonèvre (Cameron & Monroe, 2007; Robinson & Snyder - Mackler, 2008). Ces capillaires sont très susceptibles aux blessures compressives.

3.1.2.2. Transport axonal

3.1.2.2.1. Généralités

Le transport axonal consiste en un transport de protéines, de neurotransmetteurs et d'organites le long de l'axone en utilisant un système de microtubules et de neurofibrilles (Cameron & Monroe, 2007). Ses trois fonctions sont : le maintien de la fonction neuronale, le maintien des liens trophiques et le maintien du lien du neurone avec l'effecteur. Il existe deux types de transport

axonal : l'antérogade et le rétrograde. Toute perturbation de ce transport affecte l'intégrité et le fonctionnement du SNP (Dyer, 2008).

3.1.2.2. *Transport axonal antérogade*

Le transport axonal antérogade amène les substances du corps cellulaire du neurone vers la périphérie (Cameron & Monroe, 2007). Les neurotransmetteurs et les structures nécessaires à la reconstruction du plasmalemme sont transportés rapidement, tandis que les protéines et les organites nécessaires pour la production ou la reconstruction de l'axoplasme de neurones matures ou de neurones en régénérescence sont transportés plus lentement.

3.1.2.3. *Transport axonal rétrograde*

Le transport axonal rétrograde se fait de la périphérie vers le corps cellulaire du neurone à une vitesse lente constante (Cameron & Monroe, 2007). Les organites utilisent ce transport pour retourner au corps cellulaire pour être entreposés. Les hormones de croissance voyagent également dans ce sens.

3.1.2.3. *Fonction des fibres myélinisées*

Plusieurs nerfs moteurs et sensitifs sont entourés de myéline (De Bisschop, et al., 1994; Watson, 2008). La myéline est une substance isolante à prédominance lipidique produite par les cellules de Schwann. Elle peut former près de 320 membranes en séries entre la membrane plasmique de la fibre nerveuse et le fluide extracellulaire. Les couches de membranes myélinisées sont interrompues à des intervalles réguliers par les nœuds de Ranvier, soit approximativement à tous les millimètres (Cameron & Monroe, 2007). C'est à ces endroits que le nerf est excitable. Ces nœuds permettent l'échange d'ions et sont situés de façon à ce que plus le diamètre de la fibre nerveuse est grand, plus les nœuds sont espacés. La vitesse de conduction est proportionnelle au diamètre de la fibre et à la distance entre les nœuds de Ranvier (12 à 70 m/sec) (Dyer, 2008). Puisque la myéline isole le nerf et ne permet pas le passage d'ions, les potentiels d'actions sautent d'un nœud à l'autre, ce qui augmente grandement la vitesse de

conduction. On parle alors de conduction saltatoire. Pendant que le potentiel d'action continue son chemin, les nœuds de Ranvier en proximal sont toujours excités, ce qui permet une plus haute fréquence de propagation d'impulsions nerveuses.

3.1.3. Excitation des fibres nerveuses et musculaires

3.1.3.1. Membrane et potentiel membranaire de repos

Les cellules membranaires des muscles et des nerfs sont composées d'une double couche de phospholipides et d'une variété de protéines membranaires. Ces protéines peuvent avoir différents rôles, soit en tant que récepteur, canal ionique ou transporteur (Robinson & Snyder - Mackler, 2008). La conformation de ces protéines change lorsqu'elles accomplissent leurs fonctions respectives.

La membrane sert de barrière aux différentes substances. L'oxygène, l'eau et le dioxyde de carbone se déplacent facilement à travers cette barrière. Toutefois, les ions et les macromolécules ont plus de difficulté. La membrane a une perméabilité différenciée pour les substances chargées. Au repos, la membrane est très perméable aux ions K^+ , un peu perméable aux ions Na^+ et imperméable aux grosses molécules chargées négativement (anions). Puisqu'un grand nombre de ces molécules négatives est emprisonné dans la cellule, la membrane permet l'entrée du K^+ et du Na^+ plus facilement.

Au repos, il existe une différence de potentiel de -60 à -90mV entre les faces interne et externe de l'axone; l'intérieur est chargé négativement et l'extérieur est chargé positivement (Cameron & Monroe, 2007; De Bisschop, et al., 1994). Ainsi, la stimulation électrique via la cathode va créer une dépolarisation de la membrane grâce à l'entrée de Na^+ dans la cellule. Lorsque celle-ci survient, une différence de potentiel de +50 à +60mV est observée. La dépolarisation est ensuite suivie d'une phase de repolarisation et d'hyperpolarisation. Pendant la repolarisation, il y a la période réfractaire absolue où le nerf n'est plus excitable. Ensuite vient la période réfractaire relative, où un stimulus très intense doit être appliqué pour obtenir une nouvelle dépolarisation. Ensemble, ces deux périodes limitent la fréquence utile des stimulations téтанisantes. En somme, la

dépolarisation, la repolarisation et l'hyperpolarisation, ainsi que les périodes réfractaires absolue et relative, constituent le potentiel d'action.

3.1.3.2. Réponse à un stimulus

Anatomiquement, chaque muscle est constitué de fibres nerveuses, de jonctions neuro-musculaires et de fibres musculaires. Toutefois, chacun de ces éléments a un mécanisme d'excitation distinct. En effet, les fibres nerveuses sont davantage excitées par une stimulation électrique que les fibres musculaires (Robinson & Snyder - Mackler, 2008). La réponse d'un muscle à un stimulus peut être mesurée par la force de contraction des fibres musculaires ou par le processus de conduction le long de fibres nerveuses (potentiels d'action).

Les fibres musculaires et les fibres nerveuses répondent à une même loi en ce qui concerne l'intensité du stimulus nécessaire pour induire une réponse : « tout-ou-rien » (De Bisschop, et al., 1994; Licht, 1971; Watson, 2008). Ainsi, une certaine intensité est nécessaire pour induire un potentiel de dépolarisation de la membrane. En-dessous de cette valeur, il n'y a aucune réponse. Immédiatement après cette dépolarisation, il y a une période réfractaire absolue, limitant la fréquence des potentiels d'action émis. En ce qui concerne les nerfs, une intensité minimale est également requise pour dépolariser la membrane. Toutefois, à partir de ce moment, plus l'intensité augmente, plus la réponse est importante, jusqu'à l'atteinte d'une contraction maximale. Une des raisons qui explique cette différence est que lors de l'application d'un courant par une électrode, le stimulus est partagé entre les différentes fibres nerveuses; celles-ci déchargent de façon indépendante et ont des seuils différents. Cependant, toutes ces fibres nerveuses répondent tout de même à la loi du « tout-ou-rien ». Ainsi, plus le stimulus est important, plus il y a aura de fibres nerveuses qui vont décharger. Une autre raison est que chaque nerf est constitué de fibres nerveuses différentes. Leur niveau d'excitabilité est donc variable.

L'excitation est aussi fonction de la forme du stimulus. Les courants rectangulaires avec de longues durées sont plus efficaces pour les fibres musculaires, tandis que les fibres nerveuses nécessitent des durées beaucoup

plus courtes (Licht, 1971). Une autre source affirme quant à elle que pour qu'il y ait décharge d'un potentiel d'action, l'intensité et la durée du stimulus doivent être suffisantes pour être au-delà du seuil d'excitation (Robinson & Snyder - Mackler, 2008).

En terminant, il est important de considérer que, lorsqu'on applique un courant électrique à un muscle via une électrode, ce sont seulement les nerfs intramusculaires qui sont recrutés.

En règle générale, les fibres nerveuses de grand diamètre, comme les fibres motrices A α , ont une vitesse de conduction beaucoup plus élevée et nécessitent un plus petit stimulus pour décharger un potentiel d'action que les fibres de plus petit diamètre, telles que les fibres douloureuses A δ (Watson, 2008). Ceci implique qu'il est donc possible de tester la conduction des fibres motrices sans exciter les fibres associées à la douleur. À la suite d'une stimulation, les grosses fibres nerveuses produisent de plus gros signaux. La durée de leur réponse excitatrice et leurs périodes réfractaires sont plus courtes.

Après la lésion d'un nerf moteur, les fibres distales vont dégénérer et perdre toute leur excitabilité à l'intérieur de 3 à 5 jours (Licht, 1971). À ce moment, on réalise que ce sont maintenant les fibres musculaires qui sont stimulées avec un courant électrique. Ainsi, les stimuli devront avoir une intensité et une durée beaucoup plus élevées pour permettre la décharge d'un potentiel d'action (Robinson & Snyder - Mackler, 2008). Avec la régénérescence, puisque les fibres ne se régénèrent pas toutes à la même vitesse et qu'il y a une grande variabilité d'un individu à l'autre, le muscle contient, après une certaine période, des groupes de fibres musculaires avec des caractéristiques excitatrices différentes.

3.1.3.3. Régénérescence nerveuse

Chez les mammifères, il est généralement accepté que les neurones du système nerveux central ne peuvent pas se régénérer en raison de l'absence de tissu conjonctif entourant les fibres nerveuses et de l'absence de la prolifération de cellules macrogliales (Watson, 2008).

Au niveau du système nerveux périphérique, la régénérescence, lors de neurotmsè, est possible seulement s'il n'y a pas d'atteinte du corps cellulaire du neurone (Cameron & Monroe, 2007; Watson, 2008). L'atteinte d'un nerf implique des changements se produisant aux segments proximal et distal de la lésion. Pour que le nerf puisse se régénérer, il doit y avoir élimination des tissus nécrosés. En proximal, l'axone va dégénérer au moins jusqu'au premier nœud de Ranvier. À la suite de ceci, la production de protéines dans le corps cellulaire va augmenter pour fournir les matériaux nécessaires à la repousse axonale. Toutes ces protéines vont se rassembler au niveau de la lésion en moins de 24 heures. Pendant ce temps, la production de neurotransmetteurs et de cellules de Schwann est diminuée. Au bout de ces 24 heures, la repousse de l'axone débute à partir du dernier nœud de Ranvier intact. Chaque axone crée jusqu'à 15 repousses, guidées par des signaux émis par les facteurs de croissance nerveuse.

Puisque les organites nécessaires à la synthèse de protéines sont uniquement situés dans le corps cellulaire, le segment distal du nerf ne peut pas se régénérer (Cameron & Monroe, 2007). Il y aura donc une dégénérescence de l'axone dans sa continuité à l'intérieur d'une à 12 semaines. Ce type de dégénérescence s'appelle « dégénérescence de type wallérienne ». Les cellules de Schwann résiduelles produisent des facteurs de croissance nerveuse pendant deux semaines à la suite de la lésion.

Toutefois, si les couches endoneurales sont demeurées intactes au niveau ou près du site de la lésion nerveuse, un meilleur contact avec les récepteurs périphériques et les organes terminaux est possible. À la suite de la dégénérescence de la myéline, les cellules de Schwann vont proliférer et occuper les couches endoneurales. De plus, elles vont créer un pont au niveau de toutes les discontinuités de l'axone.

Plusieurs de ces repousses n'auront pas de rôle en tant que tel, mais une d'entre elles entrera dans les couches endoneurales et croîtra distalement, accompagnée des cellules de Schwann. Quand la repousse fera finalement contact avec les organes terminaux, les cellules de Schwann synthétiseront la myéline. En terminant, le diamètre de l'axone et l'épaisseur de la couche de

myéline vont augmenter jusqu'à ce que le nouvel axone ait une conduction nerveuse quasi normale.

3.1.3.3.1. Vitesse moyenne de régénération

Une vitesse de régénération lente, 1 à 3mm par jour, a été grandement acceptée due à la présence de facteurs nuisant à la récupération nerveuse, comme la cicatrice et le délai lors de la suture du nerf (le Flohic, 2003; Licht, 1971; Sulaiman & Gordon, 2009). De plus, il n'y a pas d'évidences indiquant que les nerfs autonomiques récupèrent plus rapidement. Toutefois, les nerfs ont tous des degrés de maturation différents, ce qui peut affecter le temps de guérison.

Les petites fibres, comme les fibres de type C, régénèrent plus rapidement que les fibres de plus gros diamètre (Cameron & Monroe, 2007). La réparation chirurgicale n'assure pas une récupération fonctionnelle complète. L'atteinte du corps cellulaire, le taux de récupération et la direction de la repousse axonale sont tous des facteurs affectant le degré de régénération nerveuse et la viabilité des organes innervés par ce nerf. Pour avoir une régénération nerveuse avec succès, il faut que le corps cellulaire ait survécu, qu'il n'y ait pas de barrières telles que la présence d'une cicatrice, que la repousse soit dans la bonne direction et qu'il y ait une adaptation appropriée du système nerveux central dans sa reconnaissance de signaux afférents. De plus, l'âge et les capacités cognitives du sujet, ainsi que les circonstances de l'atteinte et le délai d'intervention sont d'autres facteurs influençant la régénérescence : les enfants ont une meilleure régénération que les adultes, et les patients avec lésion traumatique guérissent moins bien que ceux ayant une neuropathie non traumatique. Aussi, plus la lésion est près du corps cellulaire, moins bonne est la guérison, et enfin, plus un traitement est entrepris rapidement, meilleur est le potentiel de guérison.

3.2. Classification des lésions nerveuses périphériques

3.2.1. Types

La vélocité de conduction nerveuse dépend de la nature de la lésion nerveuse (classification de Sedon : neuropraxie, axonotmèse et neurotmèse)

(classification de Sunderland : neuropraxie, axonotmèse I, II et III, et neurotmèse), ainsi que de l'étendue de l'atteinte (partielle, complète) et du temps écoulé depuis l'atteinte en tant que telle (Cameron & Monroe, 2007; Robinson & Snyder - Mackler, 2008).

3.2.1.1. Neuropraxie

La neuropraxie, ou lésion de 1^{er} ou 2^e degré de la classification de Sunderland et de Sedon, est l'atteinte du nerf périphérique la moins grave (Cameron & Monroe, 2007; Robinson & Snyder - Mackler, 2008). Elle est caractérisée par une conduction ralentie localisée, avec ou sans blocage. Il en résulte une augmentation de la latence en distal ou une diminution de la vitesse de conduction segmentaire, dépendamment où se situe l'atteinte nerveuse. Elle constitue habituellement une atteinte temporaire et réversible; la vitesse de conduction retrouve fréquemment des valeurs normales de façon spontanée à l'intérieur de quelques jours à quelques mois. Elle n'est pas associée à une lésion de l'axone, ni à une atteinte du tissu conjonctif de soutien; ainsi, nous n'observons pas de dégénérescence axonale. Un blocage au niveau de la conduction des fibres sensitives résultantes crée une hypoesthésie tactile, tandis qu'un blocage au niveau de la conduction motrice crée une parésie et/ou une paralysie du muscle innervé par ce nerf. Toutefois, s'il y a seulement un ralentissement de la conduction et non pas un blocage, des paresthésies peuvent être ressenties.

Les neuropraxies sont souvent causées par une compression nerveuse excessive (Cameron & Monroe, 2007; Robinson & Snyder - Mackler, 2008). Cette compression génère des changements au niveau de la fonction de la membrane de l'axone en lien avec la démyélinisation localisée, la compression des canaux protéiques de la membrane et la fermeture de nœuds de Ranvier due à la pression sur la myéline. Les dérangements métaboliques, les toxines, les blessures par balle et l'ischémie sont d'autres causes possibles de neuropraxie.

3.2.1.2. Axonotmèse

Le second niveau d'atteinte nerveuse est l'axonotmèse, ou lésion de 3^e ou 4^e degré de la classification de Sunderland, ou 2^e degré de la classification de Sedon (Cameron & Monroe, 2007; Robinson & Snyder - Mackler, 2008). C'est une lésion causée par une maladie ou une blessure sévère, comme une traction. Elle est caractérisée par une atteinte partielle ou complète de la continuité de l'axone, sans destruction significative du tissu conjonctif de soutien; l'endonèvre demeure intacte. Toutefois, il en résulte une dégénération axonale distale à la lésion. Une sensibilité diminuée ou altérée survient s'il y a atteinte d'un axone sensitif, tandis qu'une faiblesse musculaire apparaît s'il s'agit d'un axone moteur. Dans les cas où il y a destruction partielle des axones d'un nerf, il peut ne pas y avoir de changement détectable au niveau de la vitesse de conduction en distal de la lésion, puisque que la conduction demeure normale dans les fibres nerveuses saines. Toutefois, en fonction de la nature de la blessure ou de la maladie, un ralentissement de la vitesse de conduction peut survenir dans les fibres nerveuses non atteintes. Une destruction complète de tous les axones d'un nerf sera facilement observée par l'absence de potentiels d'action en distal de la lésion.

3.2.1.3. Neurotmèse

La neurotmèse est l'atteinte la plus grave des nerfs et correspond au 5^e degré de la classification de Sunderland, ou 3^e degré de la classification de Sedon (Cameron & Monroe, 2007; Robinson & Snyder - Mackler, 2008). Elle est caractérisée par une discontinuité de l'axone, accompagnée de dommages à au moins une des couches de tissu conjonctif à l'intérieur du nerf. Elle est souvent associée à des traumatismes du nerf périphérique, comme des lacérations et des déchirures nerveuses. Ses effets sur la conduction nerveuse sont les mêmes que pour l'axonotmèse. Ce type d'atteinte ne présente pas de récupération spontanée; une intervention chirurgicale est donc nécessaire.

3.2.2. Étiologie des blessures traumatiques

Le mécanisme de blessure d'un nerf affecte grandement les conséquences aiguës et à long terme et le choix de traitement, qu'il soit médical, chirurgical ou en réadaptation (Cameron & Monroe, 2007). Les nerfs peuvent être lésés par traction, compression, apport sanguin diminué, énergie électrique excessive, radiation, injection accidentelle de substances, ou exposition à des toxines. L'apport sanguin inadéquat est une caractéristique de la plupart des blessures nerveuses mécaniques. Pour tous les types de blessures et pour la plupart des nerfs, les patients vont principalement présenter de la douleur, des paresthésies et une déficience motrice.

3.2.2.1. Coupure

La lacération nerveuse résulte d'un contact entre le nerf et un objet tranchant. Les blessures par balles sont aussi incluses dans cette catégorie. La coupure entraîne généralement une lésion nerveuse de type neurotmèse (Dyer, 2008).

3.2.2.2. Compression

Les nerfs sont sujets à différents types de compression (Cameron & Monroe, 2007). Cette compression peut être due à de l'œdème, à une maladie inflammatoire, à une augmentation de la pression dans les compartiments, etc. Les dommages au nerf seraient dus à l'ischémie résultant de cette compression. Dans les cas aigus, si l'anoxie segmentaire, la vasodilatation capillaire et l'œdème sont gérés adéquatement, une bonne résorption des symptômes s'ensuit. Toutefois, s'il s'agit d'une compression chronique, la présence de fibrose intraneurale limite le potentiel de récupération.

La quantité de compression appliquée au nerf affecte la nature et le degré de l'atteinte nerveuse. En règle générale, quand la pression est supérieure à 30mmHg, les nerfs présentent une lésion résultant du blocage partiel ou complet du transport axonal et de l'augmentation de la perméabilité vasculaire créant un

œdème. En raison de l'absence de vaisseaux lymphatiques, cet œdème peut se résorber lentement.

De plus, la nature et le degré de l'atteinte nerveuse sont fonction à la fois de la durée de compression et du volume du nerf qui est comprimé (Cameron & Monroe, 2007). Une compression prolongée entraîne généralement une lésion nerveuse de type neuropraxie.

3.2.2.3. Traction

Un nerf peut être lésé par l'application d'une traction de haute intensité, ou par des tractions répétées de faible intensité (Cameron & Monroe, 2007). Ces dernières ne causent pas de blessure si elles ne surviennent qu'une seule fois. Les atteintes aiguës par traction surviennent surtout dans les cas de dislocation articulaire, de positionnement extrême d'un membre, de traction importante sur un membre, comme les cas de plexus brachial obstétrique, et lors de fractures, où la lésion nerveuse résulte de la fracture elle-même ou de sa réduction. Quand les nerfs sont étirés de plus de 6 à 8% de leur longueur initiale, la circulation intraneurale est perturbée et les potentiels d'action sont réduits. Si le nerf est étiré entre 10 et 20%, il y aura des changements structuraux et une réduction des potentiels d'action pouvant aller jusqu'à un blocage de la conduction. Avec une élongation de plus de 20-30%, le périmère commence à se déchirer et cela peut être accompagné d'une hémorragie. Lors de la guérison, il y aura présence d'une cicatrice intraneurale résultant de la prolifération des fibroblastes et de la production de collagène.

3.2.2.4. Chaleur

Les nerfs peuvent aussi être lésés par la chaleur, qu'elle soit due à une exposition directe, à un courant électrique de trop grande intensité ou à la radiation (Cameron & Monroe, 2007). Le tissu nerveux est le tissu humain ayant la plus petite impédance électrique, ce qui fait en sorte que les courants électriques ont tendance à voyager avec les nerfs. Un courant électrique peut léser directement le nerf en le réchauffant à un point où il y a coagulation et nécrose, et en augmentant

la perméabilité des membranes nerveuses. Les tissus entourant le nerf peuvent aussi être atteints. Les blessures par radiation sont beaucoup associées aux traitements pour le cancer et sont en lien avec l'augmentation de la température des tissus. Ces blessures sont habituellement permanentes.

3.2.3. Nerfs les plus fréquemment atteints

Les nerfs les plus vulnérables à la compression et aux autres types de lésions mécaniques sont ceux localisés superficiellement (Dyer, 2008), dont :

- Sciatique poplitée externe près du col du péroné
- Nerf médian au niveau du canal carpien
- Nerf radial au tiers moyen de l'avant bras
- Nerf cubital au niveau de la gouttière épitrochléo-olécrânienne
- Nerf cubital au niveau de la loge de Guyon au poignet
- Nerf D1 au niveau du triangle intra-scalène

3.2.4. Pertinence de l'intervention en en physiothérapie

Les patients atteints d'une lésion nerveuse périphérique présentent souvent une perte ou une diminution de force musculaire et d'amplitude articulaire (Cameron & Monroe, 2007). Une atrophie de près de 75% du poids du muscle peut survenir à l'intérieur des 40 premiers jours, en raison principalement de l'absence d'influx nerveux (le Flohic, 2003). Leur sensibilité est souvent altérée et ils risquent d'avoir une hyporéflexie. Ces patients sont habituellement tous référés en réadaptation et ceux pour qui une intervention chirurgicale est indiquée ont de la réadaptation avant et après la chirurgie. Après la blessure nerveuse, les interventions en physiothérapie devraient progresser de la protection et de l'immobilisation du segment atteint, aux exercices misant sur la récupération physique et les activités fonctionnelles, pendant la régénérescence du nerf.

3.2.4.1. Stimulation électrique

La stimulation électrique peut être utilisée pour stimuler les muscles dénervés et pour faciliter la contraction musculaire des muscles en phase de

réinnervation (Zealear et al., 2001). Bien qu'elle n'augmente pas le nombre de fibres musculaires, elle peut influencer leur taille, leur constitution chimique et leur répartition dans le même muscle (De Bisschop, et al., 1994). L'application de stimulation électrique au site lésionnel, pour promouvoir la régénérescence nerveuse, est actuellement sous investigation.

Plusieurs cliniciens utilisent actuellement la stimulation électrique pour essayer de préserver les propriétés contractiles musculaires et réduire le taux d'atrophie et de fibrose du muscle dénervé (Robinson & Snyder - Mackler, 2008; Watson, 2008; Zealear, et al., 2001). Toutefois, la littérature ne s'entend pas quant à ses effets sur la régénérescence nerveuse. Certaines études affirment qu'elle n'aurait aucun effet sur celle-ci, tandis que d'autres affirment même qu'elle la retarderait.

4. La lésion nerveuse périphérique : ses effets néfastes et les pistes de solution

4.1. *Les conséquences d'une lésion nerveuse périphérique*

Dans cette première section sur les conséquences d'une lésion nerveuse périphérique, il sera d'abord question des types de recherches effectuées et des conséquences générales de la dénervation, incluant les manifestations primaires et secondaires. Par la suite, une section concernant les conséquences spécifiques sur le muscle squelettique sera abordée.

4.1.1. Types de recherches effectuées

Les lésions nerveuses périphériques post-traumatiques demeurent encore, à ce jour, un sujet relativement peu étudié chez l'humain. Les études ont été effectuées en majorité chez les animaux et, à moindre échelle, chez les humains. Les études animales consistent surtout en des essais cliniques randomisés chez les rats et les souris, mais également chez les chats et les lapins. Bien qu'il existe également certaines études effectuées chez l'humain, celles-ci sont peu fréquentes et consistent généralement en suivis longitudinaux ou en études post-mortem. Le principal obstacle au déploiement d'études chez les humains demeure l'aspect éthique. De façon générale, les auteurs s'entendent pour l'utilité de la stimulation électrique dans les cas de lésion nerveuse périphérique, mais les résultats demeurent controversés quant aux paramètres optimaux et aux modalités complémentaires à sélectionner. Ces paramètres seront discutés dans une section ultérieure.

4.1.2. Conséquences générales de la dénervation

Les conséquences générales de la dénervation seront tout d'abord abordées. Il est à noter que les principaux problèmes cliniques survenant lors de la lésion d'un nerf périphérique se manifestent en distal par rapport au site de la lésion. Le tableau clinique typique consiste en une perte motrice et sensitive, avec

troubles autonomiques sous-jacents. Les lésions sont séparées en deux grandes catégories selon les manifestations : les manifestations primaires et les manifestations secondaires. Les manifestations primaires incluent les manifestations directement reliées au traumatisme et les problèmes découlant directement de la lésion nerveuse. Ce sont les troubles sensitifs, moteurs et végétatifs (dysautonomie). Les manifestations secondaires surviennent à plus long terme. Ce sont les changements des tissus mous, les changements osseux et la douleur neuropathique (Dyer, 2008).

4.1.2.1. Troubles sensitifs

La première manifestation primaire dont il sera question ici est le trouble sensitif. Étant donné que les fibres nerveuses sensibles ont un plus grand diamètre, elles sont plus vulnérables à la compression. Selon la structure atteinte (nerf, racine ou plexus), les conséquences peuvent varier. Les troubles sensitifs communs sont l'anesthésie ou l'hypoesthésie, les dysesthésies (hyperesthésie et allodynie) et les paresthésies.

- *Anesthésie* : Perte complète de la sensibilité à certaines modalités sensitives.
- *Hypoesthésie* : Perte partielle de la sensibilité à certaines modalités sensitives.
- *Hyperesthésie* : Exagération de la sensibilité par abaissement du seuil de douleur au niveau de la peau.
- *Allodynie* : Sensation de douleur suite à une stimulation non douloureuse.
- *Paresthésie* : Sensation anormale de fourmillements, picotements et d'engourdissements. Lorsque cette sensation est localisée aux doigts et/ou orteils, on parle alors d'acroparesthésie.

Les symptômes associés à cette perte de sensibilité sont la diminution de la perception tactile, de la proprioception et de la stéréognosie, une négligence de la partie insensible et une diminution des réactions de protection et de l'hygiène. Les symptômes associés à l'hyperesthésie et à la dysesthésie sont des sensations de douleurs brûlantes (Dyer, 2008).

4.1.2.2. Troubles moteurs

Lors d'une lésion nerveuse périphérique, les troubles moteurs les plus communs sont la faiblesse musculaire d'origine neurologique (parésie) ou la paralysie flaccide qui entraîne une atrophie musculaire et une diminution des réflexes ostéo-tendineux. Ces troubles moteurs sont en relation avec le site et la sévérité de la lésion. En effet, une dénervation partielle entraîne généralement une simple faiblesse, tandis qu'une dénervation complète entraîne une paralysie flasque du muscle concerné.

Pour un muscle partiellement dénervé, la capacité à générer de la force varie selon le nombre de motoneurones et de fibres musculaires survivantes. Le mécanisme général de récupération de la force consiste en une augmentation de la dimension des unités motrices par bourgeonnement neuronal, également appelé « sprouting » neuronal, qui est un bourgeonnement de collatérales de réinnervation par les neurones voisins. Ce processus contribue à augmenter la force musculaire car chaque unité motrice produit plus de force qu'auparavant. Ce mécanisme compense pour une perte allant jusqu'à 80% des motoneurones (Dyer, 2008).

4.1.2.3. Troubles végétatifs

La dernière manifestation primaire est la dysautonomie, qui est un trouble végétatif. Elle survient lorsque les nerfs végétatifs sont lésés au moment du traumatisme. Elle consiste en une diminution du tonus vasomoteur, résultant en une vasodilatation (œdème). Il est alors possible de rencontrer des problèmes de sudation, de contrôle de la température, et de pilosité. La peau peut changer de coloration et devenir plus friable. Enfin, une douleur secondaire à la dysautonomie peut être générée (Dyer, 2008). La réponse autonome peut être une conséquence directe de la lésion nerveuse (manifestation primaire) ou un réflexe à une afférence nociceptive (manifestation secondaire) (Oh et al., 2006).

4.1.2.4. Changements des tissus mous

Les changements des tissus mous sont une manifestation secondaire fréquente dans les cas de lésion nerveuse périphérique. Ils surviennent au niveau des tissus conjonctifs, surtout péri-articulaires, suite à une immobilisation ou une paralysie, et il peut en résulter une diminution de l'amplitude articulaire. Le non-usage peut créer une faiblesse capsulaire et ligamentaire et entraîner une hypermobilité due au manque de stabilisation musculaire. Cette hypermobilité articulaire augmente quant à elle la probabilité de changements dégénératifs, luxations et malalignements articulaires (Dyer, 2008).

Dans une étude, les chercheurs ont effectué une biopsie du tissu synovial chez des humains atteints de syndrome du tunnel carpien, et ont examiné les tissus au microscope. Ils ont observé un épaissement de la gaine du tendon, de la fibrose, des lésions vasculaires telles que l'épaississement des parois des vaisseaux, l'hyperplasie de l'intima et parfois même une thrombose. Chez les patients avec lésion nerveuse, les fibres de collagène du tissu synovial au niveau du tunnel carpien sont épaissies de façon significative (diamètre de 54.8nm Vs 45.5nm) et il y a une diminution significative de leur densité (100 à 130 fibres par $0.04\mu\text{m}^2$ chez sujets avec atteinte nerveuse, Vs 250 à 260 fibres par $0.04\mu\text{m}^2$ chez sujets sains) (Oh, et al., 2006).

La fibre nerveuse elle-même subit également des changements suite à une lésion. L'axotomie entraîne une atrophie axonale parmi les fibres nerveuses du segment proximal, qui est souvent suivie par une dégénérescence rétrograde de certaines fibres. Il est à noter que les fibres myélinisées sont plus atteintes que les fibres amyéliniques. Enfin, la section nerveuse est également à l'origine d'une forte probabilité de réinnervation par des axones inappropriés (Decherchi et al., 2003).

4.1.2.5. Changements osseux

Les changements osseux constituent une autre manifestation secondaire non négligeable. Ils sont toutefois davantage reliés au degré de non-usage qu'à la dégénérescence neuronale. Une étude a démontré que chez l'adulte, il y a diminution de l'épaisseur de l'os trabéculaire et de l'os cortical, ainsi qu'une

augmentation de la décalcification et de la porosité. Une augmentation du diamètre du canal médullaire est également constatée. Cela entraîne une diminution de la densité osseuse et une diminution de la force de l'os. Il en découle alors un risque accru de fracture. De plus, la dysautonomie peut influencer l'activité trophique osseuse. Notons que ces changements osseux sont partiellement réversibles lors de la réinnervation. Chez l'enfant en croissance, il y a une période d'hyperplasie immédiatement après la blessure, suivie d'un arrêt de croissance. Il en résulte une diminution permanente de la longueur et du diamètre osseux (Dyer, 2008). Les études animales démontrent une altération de la cicatrisation des fractures associée à une section nerveuse complète. D'ailleurs, toute lésion d'un nerf moteur est à même d'affecter négativement la cicatrisation osseuse. Les études animales démontrent aussi une diminution significative de collagène de type I et II au site de fracture lors de dénervation sensitive. Ces résultats suggèrent que la dénervation nuit à la réponse moléculaire initiale au site du cal osseux. Toujours chez les animaux, les chercheurs ont pu démontrer qu'en comparaison au groupe avec sensibilité intacte, l'aire de coupe transversale du site de fracture dans le groupe de dénervés sensitifs était significativement plus large (42.3mm^2 Vs 26.6mm^2). De plus, dans ce même groupe de dénervés, la charge nécessaire pour fracturer à nouveau était moindre (105N Vs 133.9N). En regard de ces données, les chercheurs peuvent affirmer d'une part que la dénervation sensorielle occasionne des effets néfastes sur différents aspects de l'homéostasie, dont le maintien de l'intégrité osseuse. D'autre part, ils en concluent que même si elle est isolée, la dénervation sensitive nuit à la régulation du collagène et à la maturation du cal osseux (Apel et al., 2009).

Même sans fracture, les changements osseux peuvent avoir des conséquences importantes. En effet, toujours selon les études animales, l'architecture osseuse est modifiée et la minéralisation osseuse diminue lors de la dénervation. Par exemple, lors d'une lésion du plexus brachial, un délai significatif d'accumulation de minéraux dans la tête humérale a été remarqué, avec une dimension inférieure et un aplatissement de la face postérieure. Avec le temps (30 semaines), les chercheurs ont remarqué une érosion à la face antérieure de la tête humérale,

avec un amincissement anormal du cartilage. Une diminution significative du diamètre de la diaphyse humérale a également été notée (H. Mike Kim, 2010). Bien que cette étude ne concerne que le membre supérieur, nous pouvons anticiper que des résultats semblables soient observables aux autres os du squelette.

4.1.2.6. Douleur neuropathique

La douleur neuropathique est la dernière manifestation secondaire dont il sera question dans le cadre de ce travail. Elle se définit comme une douleur due à une lésion primaire du système nerveux central ou périphérique. C'est une douleur à considérer en raison de sa résistance au traitement. Notons toutefois que moins de 10% des lésions nerveuses post-traumatiques entraînent ce type de douleur. Elle peut être spontanée, épisodique ou constante. Les symptômes spontanés sont décrits comme une sensation de brûlure, de choc électrique ou d'aiguilles. Bien qu'elle soit à son apogée dans les premiers stades de la dénervation, elle peut parfois subsister malgré une hypoesthésie sévère et entraîner des signes autonomes tels qu'un membre chaud ou froid. Au départ, c'est le périnerve qui occasionne la douleur. Par la suite, ce sont les paquets nerveux qui génèrent des impulsions anormales et créent la douleur. Cette douleur persiste généralement quelques jours, rarement plus de 2 semaines. Les neuropathies, affectant seulement les nerfs moteurs, peuvent causer des crampes douloureuses. Cette crampe douloureuse originaire de l'activation des nocicepteurs musculaires, stimulés par l'activation volontaire et répétitive des unités motrices survivantes, ou par une décharge spontanée de haute fréquence des neurones « mourants » (P. Marchettini, 2006).

4.1.3. Conséquences spécifiques de la dénervation sur le muscle

La dénervation périphérique n'est pas sans conséquence sur le muscle squelettique. Parmi les principaux effets, notons la modification du taux de neurotrophines, l'atrophie musculaire, l'accumulation de tissu graisseux, le changement de phénotype musculaire et la désorganisation du sarcomère. De

plus, la diminution de l'excitabilité et du recrutement musculaire ainsi que la présence d'activités parasites méritent notre attention.

4.1.3.1. Taux de neurotrophines

Parlons tout d'abord du changement du taux de neurotrophines. Ces neurotrophines (NTs) forment une famille de polypeptides essentiels pour la survie et la différenciation des neurones du système nerveux périphérique au cours du développement. Les deux principales NTs sont le NGF (Nerve Growth Factor) et le BDNF (Brain-Derived Neurotrophic Factor). Ces NTs, présentes entre autres dans le muscle et le tissu nerveux, jouent un rôle essentiel dans le développement et le maintien du tissu nerveux. Lors d'une lésion nerveuse périphérique, la production de NTs augmente au site de lésion, alors qu'elles sont présentes en très petite quantité dans le muscle dénervé. Les auteurs suggèrent que lors du processus de régénération et réinnervation du tissu cible, à la fois les neurotrophines produites par le site de lésion et celles produites par le tissu cible seraient impliquées (Morisawa et al., 2006).

Lors d'une lésion nerveuse par écrasement, on note une augmentation de NGF dans le muscle squelettique à la suite de la dénervation. La diminution du taux de NGF à 6 semaines indique une réinnervation en cours (Morisawa, et al., 2006).

Le BDNF a quant à lui une grande spécificité pour les neurones moteurs. Donc, lors de la dénervation d'un muscle squelettique, son taux augmente significativement de 0 à 4 semaines post-dénervation, puis diminue progressivement de 4 à 12 semaines. Cette diminution de taux de BDNF à partir de 4-6 semaines indique une réinnervation en cours (Morisawa, et al., 2006).

Les neurotrophines NT-3 et NT-4 sont également présentes dans le muscle et le nerf, mais exercent un rôle moins important dans le maintien et la régénérescence nerveuse (Morisawa, et al., 2006).

4.1.3.2. Atrophie musculaire

Un deuxième effet notable de la dénervation sur le muscle est l'atrophie musculaire. Dans une étude faite chez les souris, la dénervation par section chirurgicale du nerf sciatique a entraîné une perte significative de la masse musculaire entre le moment de la lésion et la 12^e semaine (90.8mg au départ Vs 40.8mg à 12 semaines) (Morisawa, et al., 2006). D'autres études abondent dans le même sens, avec une diminution de la masse musculaire du tibial antérieur de 75.1% après 7 jours de dénervation. La masse musculaire a continué à décroître par la suite, mais de façon moins rapide. Selon les auteurs, la masse musculaire décroît progressivement pendant plusieurs jours suite à la dénervation (jusqu'à 56 jours selon l'étude), mais le processus est plus rapide dans les premiers jours, puis ralentit par la suite (Chen, Wheu, Lin, Hsiao, & Fong, 2005). La durée de la dénervation responsable de l'atrophie est un facteur déterminant dans la qualité de la restauration. Règle générale, plus l'atrophie est de longue durée, plus la réinnervation est compromise. Puisque les axones qui pénètrent à nouveau le segment distal sont souvent incapables de réinnover leurs terminaisons sensibles d'origine, la diminution progressive du diamètre des fibres musculaires intrafusales est difficilement réversible et l'atrophie musculaire se prolonge (Decherchi, et al., 2003). Tant les expérimentations animales qu'humaines suggèrent que l'atrophie musculaire de dénervation risque de devenir chronique, puisqu'avec le temps, le muscle dénervé « n'accepte plus » la réinnervation. Certains auteurs croient que les nerfs lésés régénèrent, mais que ces fibres régénérées sont incapables de réinnover le muscle cible en raison de l'atrophie trop importante. C'est en partie à ce phénomène que serait attribué le mauvais retour fonctionnel chez les patients. Cela implique donc qu'il existe une fenêtre temporelle à l'intérieure de laquelle le muscle peut être réinnervé. Chez les animaux, on parle d'un délai de temps variant entre 1 et 8 semaines. Bien que chez les humains, la durée de cette période demeure inconnue pour l'instant, cela constitue tout de même une période à privilégier pour le traitement des lésions nerveuses périphériques en physiothérapie (Sulaiman & Gordon, 2009).

4.1.3.3. Accumulation de tissu graisseux

En général, le muscle squelettique est composé de tissu musculaire contractile et de tissu conjonctif. Cette composition tend à se modifier lors d'une dénervation. En effet, à mesure que la masse musculaire diminue en raison de l'atrophie de dénervation, les cellules adipeuses s'infiltrent entre les fibres musculaires et s'y accumulent. L'accumulation de tissu graisseux intra-musculaire est la troisième conséquence musculaire discutée. Ce phénomène a été étudié dans les muscles de la coiffe des rotateurs. Après 30 semaines post-lésion nerveuse, le muscle a presque entièrement été remplacé par du tissu adipeux et une modification du phénotype musculaire a été notée (H. Mike Kim, 2010). Cette accumulation de tissu adipeux est retrouvée spécialement dans les muscles squelettiques et semble être inévitable lors d'une dénervation prolongée (Gordon, Chan, & Sulaiman, 2009).

4.1.3.4. Changement de phénotype

Discutons maintenant du changement de phénotype musculaire, conséquent à une dénervation périphérique. Les auteurs ont pu remarquer que lors d'une section complète d'un nerf périphérique, il se produit un glissement vers un phénotype musculaire présentant des propriétés mécaniques et biochimiques rapides. En effet, tant chez les animaux que chez les humains, les fibres oxydatives lentes endurantes de type I sont converties en fibres glycolytiques rapides fatigables de type II (Decherchi, et al., 2003; H. Mike Kim, 2010). Il est ainsi suggéré que le changement dans l'expression des protéines contractiles, notamment des chaînes de myosine, est responsable des modifications concomitantes de la vitesse contractile (Decherchi, et al., 2003).

4.1.3.5. Diminution du contenu en titine et désorganisation du sarcomère

La titine est une protéine élastique géante impliquée dans le contrôle de l'assemblage des protéines du sarcomère et contribuant à son élasticité. Dans le muscle, elle est liée aux filaments de myosine, et s'étend de la strie Z à la bande M

(Chen, et al., 2005; Marieb, 1999). À la suite d'une dénervation, le muscle squelettique subit une apoptose (processus actif d'autodestruction) des myocytes, une diminution du diamètre des fibres musculaires, un mauvais alignement des sarcomères et des changements de propriétés contractiles. Généralement, une atrophie musculaire irréversible se développe et, dans les cas de dénervation à long terme, le muscle ne retrouve pas sa fonction contractile. Le contenu en titine du muscle dénervé diminue de façon notable, mais la relation entre ce phénomène et l'atrophie musculaire de dénervation demeure mal comprise à ce jour. Lors d'une dénervation musculaire, le réticulum sarcoplasmique est plus étendu et désorganisé. Dans le sarcomère, les stries Z demeurent observables, mais sont plus irrégulières. Cette désorganisation indique que le rôle de la titine dans la stabilisation des sarcomères est affecté par la dénervation. En effet, le nombre de cellules musculaires contenant des sarcomères hautement désorganisés augmente avec le prolongement de la dénervation. De plus, la quantité de collagène dans l'endomysium augmente autour des fibres musculaires dénervées. Les investigations démontrent également qu'une dénervation musculaire s'accompagne d'un niveau augmenté de collagène extracellulaire, pouvant participer à une diminution de la tension passive des muscles dénervés. Les auteurs suggèrent donc que le clivage de la titine lors de la dénervation musculaire augmente le mal alignement des myofibrilles et que cela augmente l'interaction entre les myofilaments et la fonction contractile (Chen, et al., 2005).

Les sous-sections suivantes seront consacrées à la diminution de l'excitabilité et du recrutement musculaire, et, pour terminer, aux activités parasites.

4.1.3.6. Diminution de l'excitabilité

Des études électromyographiques effectuées chez les animaux démontrent qu'à la suite d'une dénervation, l'excitabilité du muscle diminue progressivement. En effet, une augmentation de la chronaxie, de la rhéobase et de l'hyperexcitabilité est notée tant chez les rats que les souris. En réponse à une dépolarisation, le seuil d'excitabilité est anormalement diminué. À l'inverse, en réponse à une

hyperpolarisation, le seuil d'excitabilité est anormalement augmenté et la génération d'un potentiel d'action nécessite une intensité de courant plus élevée. La latence est augmentée d'environ 25% et l'amplitude de la contraction est diminuée de façon significative. Cette diminution de l'amplitude de contraction peut, chez certains animaux, être notable quelques heures seulement après la dénervation du muscle. Suivant une transection des axones, il y a une diminution progressive du potentiel d'action musculaire et une réduction de la conduction. Ces changements sont associés à une anomalie d'excitabilité pouvant refléter la perturbation de la fonction des canaux ioniques, Na⁺ et K⁺ principalement, et ils ont lieu avant même que la désintégration structurale de l'axone ne prenne place. En effet, lorsque la gaine de myéline est morphologiquement intacte et que le cytosquelette axonal est préservé, l'augmentation de la rhéobase s'expliquerait par une réduction de la fonction du canal Na⁺. Concernant les canaux K⁺, les canaux rapides seraient plus affectés que les lents, ce qui expliquerait l'hyperexcitabilité renforcée pendant le cycle de récupération (Moldovan, Alvarez, & Krarup, 2009).

4.1.3.7. Diminution du recrutement musculaire

La diminution de l'excitabilité musculaire, discutée dans le précédent paragraphe, va de pair avec la diminution du recrutement musculaire. Immédiatement après la lésion nerveuse périphérique, les changements débutent à la fois dans le système nerveux périphérique et le système nerveux central. Lors d'une compression diminuant de 50% ou plus le potentiel d'action sensitif du nerf, le contrôle moteur est affecté par une absence ou une distorsion des inputs sensoriels. Comme il y a une réduction des unités motrices (diminution de l'efficacité musculaire), les degrés de libertés changent (réduction du mouvement articulaire) et cela demande un patron de mouvement différent et l'utilisation de synergies. Par exemple, à la suite d'une lésion du nerf médian, les muscles de l'éminence thénar sont atteints. Conséquemment, la préhension est moins précise. Malgré les efforts compensatoires des muscles innervés, la coordination est généralement réduite, contribuant à une augmentation du coût énergétique des mouvements. En effet, sans les informations sensorielles suffisantes, le patient ne

se rend pas compte que la force déployée est inadéquate et est donc incapable d'ajuster celle-ci en cours de mouvement. Cela peut également affecter les performances subséquentes par manque d'anticipation. Si on prend l'exemple de la main, les tâches de préhension qui demandent une activation réciproque se font en co-activation, une stratégie moins efficace. La force de préhension est alors excessive, pouvant mener à une fatigue musculaire plus rapide. Lors d'un recrutement musculaire inadéquat et d'une proprioception déficiente, la personne doit compenser avec la vision. La difficulté de préhension d'objets fragiles ou encore la diminution d'équilibre à la marche sont de bons exemples de diminution de recrutement musculaire adéquat dans les cas d'une perte sensorielle proprioceptive (Duff, 2005).

4.1.3.8. Présence d'activités parasites

Cette dernière partie sur les conséquences d'une lésion nerveuse est consacrée à la présence d'activités parasites. Comme il y a une forte probabilité de réinnervation par des axones inappropriés, des réponses motrices anormales peuvent survenir. La présence de collatérales provenant d'axones anormaux se formant au niveau de la lésion pourrait être responsable des activités musculaires inattendues observables au cours de contractions volontaires ou de mouvements réflexes. Ces activités parasites compliquent le processus de récupération après régénération nerveuse (Decherchi, et al., 2003).

4.2. *Le traitement d'une lésion nerveuse périphérique*

Cette deuxième section concerne le traitement de la lésion nerveuse périphérique. À ce jour, aucun traitement n'a été démontré totalement efficace pour la rééducation post-lésion nerveuse périphérique chez les humains. Toutefois, en se basant sur les études animales, les chercheurs constatent que 3 avenues de traitement sont favorisées : l'électrothérapie, la chirurgie et l'exercice physique. Dans le cadre de ce travail, il sera seulement question de la stimulation électrique fonctionnelle puisqu'elle est la modalité qui concerne davantage la physiothérapie. Plus précisément, il sera question de stimulation aiguë et chronique, des formes de

courants (monophasiques et biphasiques) applicables en électrothérapie et des fréquences suggérées.

4.2.1. La stimulation électrique

Dans l'esprit des professionnels de la réadaptation, le but de la stimulation des muscles dénervés n'est pas d'accélérer la repousse des fibres nerveuses, mais plutôt de maintenir les fonctions contractiles du muscle lorsque les fibres nerveuses régénèrent. Les études expérimentales chez l'animal montrent quant à elles que les contractions induites par la stimulation électrique permettent non seulement de maintenir la physiologie et l'histologie du tissu en empêchant des modifications du tissu connectif, mais aussi d'améliorer le rétablissement de la fonction musculaire, qu'elle soit motrice ou sensitive (Decherchi, et al., 2003). Cette différence entre les faits et les croyances explique en partie pourquoi la stimulation électrique est peu utilisée dans les milieux cliniques.

La réversibilité de l'atrophie musculaire de dénervation a été documentée à la fois chez l'animal et l'humain, et les études rapportent de bons résultats avec la stimulation électrique. D'ailleurs, lorsqu'elle est initiée tôt après la lésion nerveuse et qu'elle est combinée avec une mise en charge progressive, l'efficacité en serait augmentée. Chez les animaux, il a été établi que l'électrostimulation aiguë (pendant 1 heure, immédiatement après la chirurgie) accélère davantage la régénérescence axonale que l'électrostimulation chronique (Asensio-Pinilla, Udina, Jaramillo, & Navarro, 2009; Gordon, et al., 2009). De plus, l'électrostimulation aide à guider les axones qui régénèrent et favorise leur passage à travers le site de lésion, peu importe la nature de la lésion nerveuse (Gordon, et al., 2009). Chez les humains, une étude a évalué l'effet de l'électrostimulation suite à une chirurgie de décompression pour les cas de tunnel carpien. Il en ressort que chez les sujets avec électrothérapie, le nombre d'unités motrices intactes est beaucoup plus élevé à 6 et à 12 mois post-chirurgie, en comparaison aux sujets avec la même chirurgie mais sans électrothérapie (Gordon, et al., 2009).

Une étude animale a fait ressortir quant à elle qu'une stimulation électrique chronique post-lésion nerveuse est à peine plus efficace qu'une absence de

traitement. En effet, à 60 jours post-opération, les groupes contrôle et électrostimulation chronique avaient respectivement un nombre de fibres myélinisées de l'ordre de 2403 et de 3132, en comparaison aux groupes électrostimulation aiguë et exercices, qui avaient respectivement un nombre de fibres myélinisées de l'ordre de 4555 et de 4603. Cette étude a également démontré qu'il existe un effet synergique des exercices en combinaison à l'électrostimulation aiguë (Asensio-Pinilla, et al., 2009).

Les types de stimulation électrique qui ont démontré un effet favorable sur la régénération du nerf sont les courants directs, les courants polarisés, les courants pulsés monophasiques appliqués sur le muscle dénervé et les courants pulsés biphasiques appliquées directement sur le nerf. De plus, les électrodes implantables intramusculaires ont démontré un effet préventif sur l'atrophie du muscle dénervé, mais aucune comparaison n'est faite avec des électrodes de surfaces en ce qui a trait à l'efficacité (Landers & Altenburger, 2003). Selon certains auteurs, il est raisonnable de penser que la stimulation électrique musculaire est responsable d'une maturation précoce des fibres nerveuses, puisque le degré de régénération axonale dépend en partie de l'état de la cible et des facteurs trophiques qu'elle peut sécréter pour attirer les fibres nerveuses (Decherchi, et al., 2003). Toutefois, la stimulation électrique fonctionnelle du muscle dénervé pourrait interférer avec le rétablissement des connections neuromusculaires, lorsqu'utilisée de façon chronique (Landers & Altenburger, 2003).

4.2.1.1. Les courants monophasiques et biphasiques

Il est à noter que ces types de courant doivent être uniquement utilisés dans les cas de lésions nerveuses complètes. Dans le cas de lésions nerveuses périphériques partielles, se sont les impulsions triangulaires de plus longue impulsion (100 à 300msec) qui doivent être utilisées.

Tout d'abord, les courants monophasiques sont du type polarisé, il y a donc un plus grand risque de brûlure cutanée. Il ne permet pas de moduler, comme lors de la contraction volontaire, la fréquence de décharge des différentes unités

motrices (Decherchi, et al., 2003). Ce courant n'est donc pas à favoriser dans la pratique clinique.

Les courants biphasiques, quant à eux, ont une polarité qui s'inverse en permanence. Les effets polaires sont ainsi minimisés, réduisant le risque de brûlure. Le courant biphasique de fréquence et de polarité variable pourrait mimer l'activation progressive des unités motrices comme c'est le cas au cours d'une contraction volontaire. Toutefois, l'activation progressive des unités motrices se fait dans un ordre inverse à celui de la contraction volontaire. En effet, dans une contraction volontaire, l'activation d'une UM se fait par injection d'un courant synaptique dans la cellule, via la mise en jeu de boutons synaptiques sur le motoneurone. Par contre, lors de la stimulation électrique, les cellules musculaires d'une UM sont activées par un courant électrique appliqué à l'extérieur des terminaisons nerveuses. Dans ces conditions, le courant doit pénétrer dans la cellule pour la dépolariser. Comme la résistance d'entrée s'y oppose et le milieu extracellulaire est bon conducteur et court-circuite le courant, l'hypothèse d'une inversion de polarité pendant la stimulation électrique a été soutenue. De plus, une étude animale a démontré qu'avec le courant biphasique, la secousse musculaire élémentaire révèle une meilleure réinnervation motrice et une préservation des propriétés musculaires mécaniques. Toutefois, ce courant ne modifie pas le « nouveau » phénotype musculaire acquis suite à la dénervation. Cette même étude démontre également que les muscles dénervés/réinnervés conservent leur poids d'origine. Enfin, la stimulation avec courant biphasique permettrait un nombre plus important de décharges spontanées du muscles (72-78% Vs 52% avec monophasique) Cela permettrait ainsi une maturation plus précoce des fibres régénérant vers le muscle stimulé (Decherchi, et al., 2003). Le courant biphasique est donc à favoriser dans la pratique clinique.

4.2.1.2. La fréquence

La stimulation à fréquence élevée (40 Hz) d'un muscle lent permet de le transformer en muscle rapide. De même, un muscle rapide est susceptible d'évoluer en muscle lent lorsque la stimulation est réalisée à faible fréquence (2-5

Hz) (Decherchi, et al., 2003). C'est donc la fréquence du courant et non pas sa forme qui aidera à retrouver le phénotype d'origine.

4.3. Conclusion de La lésion nerveuse périphérique : ses effets néfastes et les pistes de solution

Dans ce chapitre, il a été question des conséquences générales et spécifiques d'une lésion nerveuse périphérique. Les manifestations primaires, secondaires ainsi que les manifestations vasculaires et musculaires ont été abordées. Par la suite, un aperçu des traitements recommandés a été discuté. Ce qu'il faut retenir de cette dernière partie est que la principale avenue de traitement est la stimulation électrique fonctionnelle du muscle dénervé, bien que les exercices conventionnels et la chirurgie soient des options à considérer, selon le type de lésion et la gravité de celle-ci. Il faut également retenir que le courant biphasique est à favoriser au courant monophasique, puisqu'il est celui qui se rapproche le plus d'une contraction volontaire, et qu'il a un meilleur effet pour conserver les propriétés mécaniques du muscles. Ce n'est toutefois pas la forme du courant qui aide à retrouver le phénotype musculaire d'origine, mais bien la fréquence de décharge des impulsions électriques. Le chapitre suivant traitera plus en détails des éléments diagnostiques et des paramètres précis de traitement.

5. Théorie de l'électrodiagnostic

5.1. Terminologie des paramètres

5.1.1. Impulsions rectangulaires et triangulaires

L'impulsion rectangulaire est un courant où l'établissement de l'intensité fixée se fait de façon brusque formant un angle de 90° avec la ligne de base (De Bisschop, et al., 1994). Il y a, à ce moment, présence d'un plateau plus ou moins long suivi d'une décroissance brusque de l'intensité. C'est le type d'onde utilisée préférentiellement avec la stimulation des nerfs et des muscles normalement innervés (le Flohic, 2003). Cette impulsion est aussi utilisée dans le traitement des lésions nerveuses complètes, car elle recrute autant les fibres musculaires dénervées que celles qui sont toujours innervées au pourtour de la lésion (le Flohic, 2003).

L'impulsion triangulaire, quant à elle, est une onde où il n'y a pas de plateau au sommet de l'intensité fixée (De Bisschop, et al., 1994). L'intensité croît de façon plus ou moins rapide suivant une pente d'établissement prédéterminée jusqu'à sa valeur maximale et décroît dès son obtention. Plus la pente d'établissement est raide, plus la durée d'établissement est courte. Toutefois, avec l'augmentation du temps de passage du courant dans le nerf, on remarque une augmentation progressive de l'intensité requise pour induire une contraction. Cette propriété de la membrane nerveuse s'appelle « accommodation ».

Il a été constaté que si la pente d'établissement d'une impulsion s'abaisse sans augmenter son intensité, la contraction disparaît (Crépon, 2002), ce qui est appelé le « seuil de la climalyse ». Par la suite, si la pente d'établissement s'abaisse encore, il faut augmenter l'intensité pour produire une contraction musculaire. Une nouvelle pente d'établissement est éventuellement obtenue où il est impossible d'avoir une contraction, car l'intensité doit être augmentée de façon infinie. Cette nouvelle pente s'appelle la « pente limite ». Toutefois, il a été rapporté que la pente limite des fibres musculaires innervées (PLI) serait plus raide que celle des fibres musculaires dénervées (PLD). Ces deux pentes délimiteraient trois zones où un stimulus aurait une réponse différente :

- La première zone serait au-dessus de la PLI : Un stimulus dans cette zone stimulerait toutes les fibres musculaires, innervées comme dénervées.
- La deuxième zone serait entre la PLI et la PLD : Un stimulus dans cette zone stimulerait seulement les fibres musculaires dénervées, d'où son importance clinique dans le traitement des lésions nerveuses périphériques.
- La troisième zone serait en-dessous de la PLD : Aucune réponse ne serait observée à la suite d'un stimulus.

En terminant, les impulsions triangulaires sont utilisées préférentiellement dans le traitement des lésions nerveuses partielles, car elles permettent de recruter plus spécifiquement les fibres musculaires dénervées, les fibres musculaires innervées ne nécessitant pas d'électrostimulation.

5.1.2. Rhéobase et chronaxie

5.1.2.1. Rhéobase

La rhéobase (RH), aussi connue sous le nom de seuil galvanique rectangulaire (SGR), est un paramètre de l'électrodiagnostic obtenu avec un courant continu d'impulsion longue, souvent de 1000ms, et de forme rectangulaire (Crépon, 2002). Elle s'exprime en milliampères et elle correspond à l'intensité nécessaire pour produire une réponse musculaire minimale. Ainsi, elle représente l'intensité minimale du courant requise à 1000ms pour produire une contraction musculaire, et ce même si le stimulus est appliqué indéfiniment (Geddes, 2004; Licht, 1971). La rhéobase serait le reflet de la grandeur de l'excitabilité du muscle.

Ce paramètre n'est utilisé que pour l'examen qualitatif, car il n'a pas de valeur stable et comparative. Effectivement, la rhéobase dépend de plusieurs facteurs expérimentaux comme la résistance cutanée, la température cutanée, la forme et la distance des électrodes, la présence d'œdème, la quantité de tissu sous-cutané, etc. Il n'y a aucune équation mathématique qui la calcule avec exactitude (Licht, 1971); pour cette raison, la rhéobase n'est pas un élément diagnostic.

5.1.2.2. Chronaxie

La chronaxie (CH) correspond à la durée minimale nécessaire du courant rectangulaire pour produire une contraction musculaire avec une intensité équivalant le double de la rhéobase (Robinson & Snyder - Mackler, 2008). Elle s'exprime en millisecondes (ms). Ainsi, la valeur de la chronaxie ne peut être obtenue sans avoir préalablement établi la valeur de la rhéobase. Introduite par Lapique en 1926 (Licht, 1971), la chronaxie est d'une grande importance clinique, car elle représente la seule constante qui caractérise réellement l'excitabilité; elle a donc une valeur diagnostique très importante et est utilisée dans l'examen quantitatif. Lorsque les conditions expérimentales changent, la chronaxie demeure inchangée. Elle est le reflet de la vitesse de l'excitabilité du muscle et elle est indépendante des facteurs expérimentaux.

En règle générale, les muscles situés en proximal et en antérieur ont des chronaxies plus basses que les muscles en distal et en postérieur. De plus, toutes les chronaxies transépidermiques des fibres musculaires normalement innervées sont inférieures à 1ms (Crépon, 2002; T. Paternostro-Sluga, O. Schuhfried, G. Vacariu, T. Lang, & V. Fialka-Moser, 2002; Robinson & Snyder - Mackler, 2008). Les chronaxies obtenues à l'électromyographie sont situées entre 0,07 et 0,7ms (Murie & Poulin, 2009a). Une autre étude affirme qu'elles seraient entre 0,5 et 2ms (Geddes, 2004). Il est toutefois généralement accepté que les chronaxies plus élevées, soit supérieures à 1ms (T. Paternostro-Sluga, et al., 2002; Schuhfried, Kollmann, & Paternostro-Sluga, 2005), correspondent à une dénervation musculaire.

En 1923, Bourguignon a établi cinq règles concernant la chronaxie (Licht, 1971) :

1. Dans un muscle sain, la valeur de la chronaxie est la même pour la stimulation du nerf ou du point moteur, que la stimulation longitudinale;
2. Dans un même segment, les muscles synergiques ont la même chronaxie;

3. Les muscles proximaux d'un segment ont des chronaxies inférieures aux muscles distaux du même segment (ratio de 1 : 2,5);
4. Dans un même segment, les muscles antérieurs ont des chronaxies inférieures aux muscles postérieurs (ratio de 1 : 5);
5. Les valeurs normales des chronaxies sont : pour les muscles proximaux antérieurs de 0,06 à 0,12ms; pour les muscles proximaux postérieurs de 0,16 à 0,32ms; pour les muscles distaux antérieurs de 0,16 à 0,32ms; pour les muscles distaux postérieurs de 0,40 à 0,70ms. Les muscles étant considérés proximaux sont les muscles du cou, tronc, épaules, bras, bassin et cuisses. Les muscles étant considérés distaux sont les muscles de la tête, avant-bras, mains, jambes et pieds.

Ces résultats sont aussi confirmés par Bauwens en 1950 (Licht, 1971). Toutefois, ce dernier a observé des variations importantes d'un individu à l'autre. Ainsi, certaines règles ne sont pas toujours observées, même chez le sujet sain.

Par la suite, il a été noté qu'à la naissance, les nouveau-nés ont des chronaxies beaucoup plus élevées, pouvant être jusqu'à 10 fois supérieures à celles retrouvées chez l'adulte (Licht, 1971). Entre le 7^e et le 18^e mois après la naissance, une transition se fait vers les valeurs adultes. En général, les muscles adultes qui ont des chronaxies basses vont avoir des chronaxies élevées chez le nouveau-né. Toutefois, le contraire est plus ou moins observé.

Les nerfs et les muscles ont des chronaxies différentes (Licht, 1971; Schuhfried, et al., 2005). Dans un muscle normalement innervé, ce sont les fibres nerveuses intramusculaires qui réagissent à la stimulation électrique. Ce sont toutefois les fibres musculaires qui réagissent lors de la dénervation musculaire. De plus, les muscles ont des chronaxies beaucoup plus longues que les nerfs, pouvant être mêmes jusqu'à 10 fois plus élevées (T. Paternostro-Sluga, et al., 2002). Ceci permet de comprendre le fait que les muscles normalement innervés ont des chronaxies plus courtes comparativement aux muscles ayant subi une dénervation. La tendance en augmentation qu'a la chronaxie lors de dénervations

est ainsi expliquée. De plus, dans de bonnes conditions expérimentales, un muscle totalement dénervé aurait une chronaxie 50 à 200 fois plus élevée (Licht, 1971). Une autre source affirme qu'elle serait supérieure à 30ms pour le muscle complètement dénervé (Robinson & Snyder - Mackler, 2008), ou même supérieure à 10ms (le Flohic, 2003).

De plus, les auteurs de cette même étude (T. Paternostro-Sluga, et al., 2002) ont établis que des valeurs supérieures à 20ms signifient une dénervation sévère. Une chronaxie inférieure à 5ms correspondrait à une dénervation légère. Il y aurait donc une dénervation modérée entre 5 et 20ms.

Une autre étude (Licht, 1971) a démontré que les chronaxies, lors de dénervations musculaires, pouvaient atteindre des valeurs 40 fois plus importantes que pour les muscles sains. Une autre étude affirmait qu'elles variaient de 9,5 à 30ms (Geddes, 2004). Toutefois, avec la régénérescence, ces valeurs tendent à diminuer rapidement.

Une étude portée sur des patients post-AVC ont trouvé des valeurs normales de la chronaxie chez des muscles parétiques (Schuhfried, et al., 2005). Une hypothèse serait que lorsque les collatérales nerveuses deviennent fonctionnelles, des valeurs normales de la chronaxie, soit inférieures à 1ms, pourraient être mesurées même en présence de dénervation chronique.

5.1.3. Seuil galvanique triangulaire

Le seuil galvanique triangulaire (SGT), comme la rhéobase, est obtenu avec un courant continu d'impulsion longue, de 1000ms, mais de forme triangulaire (Murie & Poulin, 2009b). Il s'exprime aussi en milliampères et il sert à calculer l'accommodabilité d'un muscle lorsque comparé à la rhéobase (voir section 4.1.2.). Avec la dénervation, le seuil galvanique triangulaire augmente. Chez la plupart des gens, il y a un plus grand risque de douleur et de brûlure lorsqu'un courant triangulaire de 1000ms est appliqué, comparé à un courant rectangulaire de même durée d'impulsion. Ceci s'explique par le fait que pour une seule impulsion de même durée, l'amplitude du courant rectangulaire maximale atteinte est inférieure à l'amplitude du courant triangulaire (*Delalande*, 2000). L'énergie mise en jeu est

nécessairement plus élevée pour le courant triangulaire. Toutefois, l'amplitude moyenne pour ces deux types de courant est identique. Ainsi, le tout est expliqué par le fait que l'amplitude moyenne est toujours inférieure à l'amplitude crête de l'impulsion triangulaire. Il faut donc procéder en augmentant graduellement la durée du courant triangulaire pour que le sujet s'y habitue. Dans certains cas, il est impossible d'obtenir le seuil galvanique triangulaire à 1000ms; une durée de 500ms est alors choisie et une extrapolation de la courbe intensité/durée (i/t) triangulaire est effectuée pour estimer la valeur du seuil galvanique triangulaire à 1000ms.

5.1.4. Accomodabilité

L'accomodabilité (ACC) est obtenue avec l'équation suivante :

$$ACC = \frac{\text{Seuil galvanique triangulaire (SGT)}}{\text{Rhéobase (RH)}}$$

C'est un paramètre ayant une valeur diagnostique importante, car elle ne varie pas avec les conditions expérimentales puisque celles-ci s'annulent lors du calcul mathématique.

Pour les muscles sains, l'accomodabilité des fibres nerveuses est beaucoup plus rapide que celle des fibres musculaires (Licht, 1971). La valeur de l'accomodabilité est normalement supérieure ou égale à 2,8 (Murie & Poulin, 2009b). Chez les sujets ayant une dénervation partielle ou totale, la valeur de l'accomodabilité tend vers 1, puisque ce sont les fibres musculaires qui réagissent aux impulsions, et non plus les fibres nerveuses. Ainsi, une accomodabilité de 2,8 à 1,9 correspond à une dénervation partielle modérée, et de 1,9 à 1,1 à une dénervation partielle sévère. La dénervation totale est décrite par une accomodabilité égale à 1.

En 2002, Paternostro-Sluga (T. Paternostro-Sluga, et al., 2002) a établi que l'accomodabilité pouvait être obtenue avec la même formule, mais en utilisant une rhéobase et un seuil galvanique triangulaire obtenus à 500ms. La valeur de l'accomodabilité ainsi calculée pour le muscle normalement innervé était égale ou supérieure à 2.

5.1.5. Seuil faradique

Le seuil faradique (SF) correspond à l'intensité requise pour produire une contraction musculaire minimale avec un courant rectangulaire dont la durée est de 1ms (De Bisschop, et al., 1994). Il s'exprime donc en milliampères. Avec la dénervation, ce paramètre augmente et, avec une dénervation totale, il est impossible à déterminer puisqu'il tend vers l'infini. Utilisé seul, le seuil faradique n'a pas de grande importance clinique. Toutefois, lorsque mis en rapport avec la rhéobase, il permet d'obtenir le « Fishgold » (voir section 4.1.6.).

5.1.6. Dissociation des seuils ou « Fishgold »

Le « Fishgold », ou dissociation des seuils (DS), est un paramètre obtenu à l'aide de l'équation suivante :

$$\text{Fishgold} = \frac{\text{Seuil faradique (SF)}}{\text{Rhéobase (RH)}}$$

La valeur normale chez les sujets sains du « Fishgold » est égale ou inférieure à 2 (De Bisschop, et al., 1994). C'est un paramètre qui augmente avec la dénervation et qui devient impossible à établir dans les cas de dénervation sévère, car, comme mentionné précédemment, les valeurs du seuil faradique tendent vers l'infini.

En 2003, le Flohic a établi une autre façon d'obtenir le « Fishgold » (le Flohic, 2003). En observant la courbe i/t rectangulaire, il en est venu à la conclusion que l'intensité requise pour produire une contraction minimale à 300ms était la même qu'à 1000ms puisque la courbe dessine une droite entre ces deux valeurs. Il était donc possible de calculer la rhéobase à 300ms. Toutefois, le Flohic a pris en considération le seuil faradique à 10ms plutôt qu'à 1ms. La valeur du « Fishgold » ainsi obtenue avec la même formule chez des sujets sains est de 1. Avec ces paramètres, les muscles totalement dénervés ont un « Fishgold » supérieur à 2.

5.2. Application clinique de l'électrodiagnostic

5.2.1. Les points moteurs

Si un stimulus d'intensité et de durée suffisante est appliqué à un muscle, une contraction vive sera observée. Cependant, Duchenne de Boulogne a trouvé que la contraction pouvait être obtenue plus facilement à certains endroits sur le muscle (Licht, 1971). Coërs, quant à lui, a trouvé des zones nécessitant de faibles impulsions plus ou moins perpendiculaires aux fibres musculaires (Licht, 1971). Ces zones se situaient dans des régions à haute densité de terminaisons nerveuses près de la surface de la peau. Le point moteur a donc été établi comme une entité anatomique et non pas comme une propriété physiologique de la fibre musculaire. Ainsi, il correspond à un endroit sur le muscle où le nerf est facilement excitable et où une contraction est obtenue avec la plus petite intensité de courant (Watson, 2008). Chaque nerf n'a qu'un seul point moteur, mais comme plusieurs muscles ont plus d'un ventre musculaire, ceux-ci peuvent avoir plusieurs points moteurs (ex. gastrocnémiens). La position exacte d'un point moteur peut varier légèrement d'une personne à l'autre et est plus facile à trouver avec une électrode monopolaire. Les points moteurs des muscles plus superficiels sont plus faciles à détecter, tandis que ceux des muscles plus profonds sont plus difficiles, voir impossible à trouver.

S'il est impossible de trouver le point moteur d'un muscle, la conclusion est que ce dernier est totalement dénervé. Le muscle sain du membre controlatéral peut aussi être utilisé pour le localiser quand il est difficile à situer sur le muscle avec atteinte nerveuse partielle.

5.2.2. Emplacement des électrodes et polarité

Lors de l'électrodiagnostic, l'électrode active est sur le point moteur et l'électrode dispersive est en proximal, souvent sur le trajet du nerf évalué. L'électrode active est souvent de type « crayon », ou monopolaire (Watson, 2008), car elle favorise une action focalisatrice, entre autre sur le point moteur (le Flohic, 2003). Elle nécessite toutefois l'utilisation d'un courant unidirectionnel. Normalement, chez les sujets sains, l'électrode active est la cathode, car elle

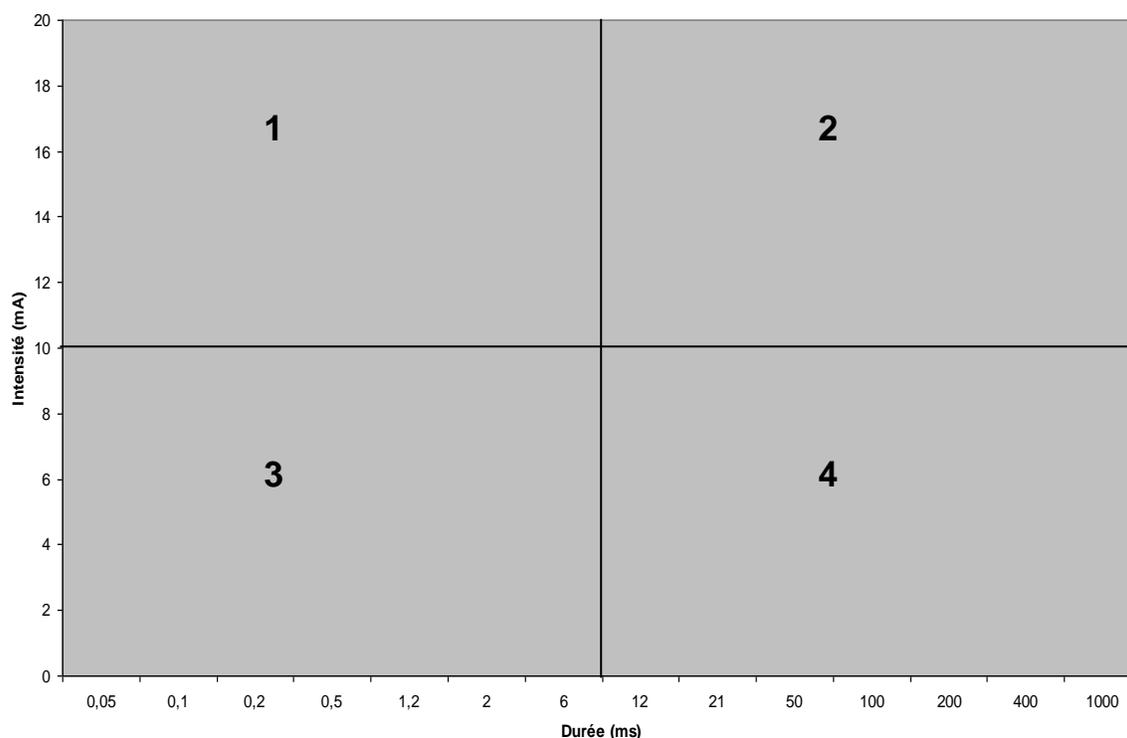
demande moins d'intensité de courant pour produire une contraction musculaire minimale que l'électrode positive en circuit fermé (Robinson & Snyder - Mackler, 2008). Elle est notée NF>PF (négative en circuit fermé > positive en circuit fermé). Il est essentiel de connaître la polarité du muscle que l'on veut traiter, car, pour le traitement, la même polarité sera utilisée.

Une autre technique employée est la technique bipolaire, où les deux électrodes ont la même taille (Watson, 2008). Dans ce cas-ci, il n'est pas nécessaire de connaître l'endroit exact du point moteur, mais il faut avoir une bonne connaissance de l'anatomie du muscle puisqu'il faut placer les électrodes sur son ventre musculaire.

5.2.3. Courbes intensité/durée (i/t) triangulaire et rectangulaire

Les courbes i/t sont formées de coordonnées cartésiennes reportées dans un graphique ayant comme variable indépendante la durée des impulsions en millisecondes et, comme variable dépendante, l'intensité en milliampères. Ces courbes présentent toutes les données recueillies lors de l'électrodiagnostic concernant les caractéristiques de l'excitabilité du tissu stimulé, dont la chronaxie (Robinson & Snyder - Mackler, 2008). Cette dernière correspond, sur la courbe, à l'endroit où l'intensité du courant nécessaire augmente rapidement avec la diminution de la durée de l'impulsion (Wessale, Geddes, Ayers, & Foster, 1992). Pour faciliter l'interprétation spatiale générale des courbes, l'espace du graphique est divisé en 4 quadrants : une délimitation passe par 6ms et l'autre par 10mA. Lapique, en 1926, a montré que les courbes i/t pour tous les muscles avaient une forme semblable; elles se différencient principalement par la valeur de la chronaxie (Wessale, et al., 1992).

Figure I : Les quatre quadrants de la courbe i/t



(Murie & Poulin, 2009b)

Dans ce graphique, il est possible d'y représenter la courbe i/t rectangulaire et la courbe i/t triangulaire. Sur la courbe i/t rectangulaire, les paramètres suivants sont confirmés : la rhéobase, la chronaxie et le seuil faradique. C'est une courbe qui, pour un muscle normalement innervé, suit un trajet des quadrants 4 – 3 – 1 (Murie & Poulin, 2009b). Elle a une valeur diagnostique essentielle, car combinée à la courbe i/t triangulaire, elle évoque visuellement toutes les données recueillies pendant l'examen. Avec toute augmentation de la durée du stimulus, il est possible d'observer sur cette courbe une diminution de l'intensité minimale nécessaire pour induire une contraction musculaire (De Bisschop, et al., 1994; Watson, 2008). Tous les stimuli se situant sous la courbe sont insuffisants pour induire une contraction musculaire, tandis que tous les stimuli se situant au-dessus de la courbe résulteront en des contractions de plus grandes amplitudes (Robinson & Snyder - Mackler, 2008; Watson, 2008). Avec la dénervation, la courbe i/t rectangulaire va

se déplacer des quadrants : 4 – 3 – 1 à 4 – 1 à 2 – 1 et, éventuellement, à 2 seulement. La courbe se déplace donc vers la droite et vers le haut lors d'atteinte nerveuse, les muscles dénervés nécessitant de plus hauts niveaux de stimulation pour produire une contraction minimale. Une limite de cette courbe est qu'il est impossible de connaître le pourcentage exact de fibres musculaires recrutées lors de la stimulation (Schuhfried, et al., 2005). De plus, elle n'indique pas l'endroit où la lésion nerveuse se situe précisément (Robinson & Snyder - Mackler, 2008).

La courbe i/t triangulaire, quant à elle, suit habituellement un trajet 2 – 4 – 3 – 1 dans les différents quadrants. La principale donnée recueillie avec cette courbe lors de l'évaluation est le seuil galvanique triangulaire, qui sert à calculer l'accommodabilité du muscle lorsque divisé par la rhéobase. Autrement, la courbe i/t triangulaire est surtout utilisée pour connaître les paramètres de stimulation pour le traitement des muscles dénervés, surtout lors de dénervations partielles. Avec la dénervation, la courbe i/t triangulaire va se déplacer aussi vers la droite et vers le haut dans les quadrants : 2 – 4 – 3 – 1 à 2 – 4 – 1 à 2 – 1 et à 2 seulement.

Les deux courbes i/t constituent donc en soi un test pour déterminer l'état d'innervation d'un muscle (Watson, 2008). Elles permettent aussi de monitorer le stade de réinnervation du muscle squelettique à la suite d'un traumatisme nerveux périphérique. Toutefois, elles sont affectées par plusieurs facteurs dont la température cutanée, l'œdème, l'apport sanguin (ischémie), la position des électrodes, etc. (Licht, 1971; Robinson & Snyder - Mackler, 2008). Ceux-ci sont les mêmes facteurs expérimentaux qui modifient les valeurs de la rhéobase.

5.2.4. Temps utiles rectangulaire et triangulaire

Habituellement, quand on analyse une courbe i/t rectangulaire de la droite vers la gauche, la courbe débute à plat et commence ensuite à s'infléchir vers le haut; cette durée d'impulsion, en millisecondes, est appelé le « temps utile rectangulaire » (TUR). Ainsi, on l'obtient avec une intensité égale à la rhéobase au moment où cette intensité devient inefficace pour produire une contraction musculaire minimale (De Bisschop, et al., 1994). Normalement, il se situe entre 2 et 12ms, mais avec une dénervation, il tend à augmenter et devient supérieur à

50ms (Murie & Poulin, 2009b). Il a aussi été possible d'établir un lien entre la chronaxie et le temps utile rectangulaire; plus la chronaxie augmente, plus le temps utile rectangulaire augmente aussi.

Pour ce qui est du temps utile triangulaire (TUT), celui-ci est obtenu avec la courbe *i/t* triangulaire. Toutefois, si on observe le graphique de droite à gauche, on note que la courbe débute avec une descente et, ensuite, se redresse. L'endroit où la courbe passe de la descente à la remontée est appelé le « temps utile triangulaire ». Comme le temps utile rectangulaire, il augmente avec la dénervation, réagissant aussi comme la chronaxie. Toutefois, le temps utile triangulaire a une grande importance clinique, car il correspond à la limite inférieure des durées d'impulsion utilisées pour le traitement lors de dénervations musculaires (Murie & Poulin, 2009b).

5.2.5. Contre-indications et précautions

La principale contre-indication à l'électrodiagnostic est la présence de métal dans le muscle (Murie & Poulin, 2009b). Les électrodes doivent donc être déplacées, soit en les éloignant ou soit en les rapprochant, de sorte à ne pas être au-dessus du métal. L'électrodiagnostic ne doit pas être fait sur le sinus carotide, la région thoracique, le nerf phrénique et l'abdomen chez la femme enceinte (Watson, 2008). La présence de pacemaker, de maladies vasculaires périphériques, de néoplasme, d'infection et de troubles cognitifs nécessitent des précautions (Crépon, 2002; Watson, 2008).

5.3. *Les paramètres validés*

Actuellement, l'électrodiagnostic invasif, à l'aide d'aiguilles, est la méthode la plus utilisée pour faire le diagnostic d'une lésion musculaire neurogénique. Toutefois, il a été prouvé que ce n'était pas la seule méthode pour faire ce diagnostic. L'accommodabilité et la chronaxie sont deux paramètres supplémentaires pouvant déterminer s'il y a une lésion nerveuse périphérique. Une étude (T. Paternostro-Sluga, et al., 2002) avait pour objectif de calculer la sensibilité de la chronaxie et de l'accommodabilité. Selon les auteurs, pour

déterminer s'il y a une dénervation musculaire, il faudrait obtenir à la fois une chronaxie supérieure à 1ms et une accommodabilité inférieure à 2. Dans cette étude, l'accommodabilité a été calculée avec une rhéobase et un seuil galvanique triangulaire obtenus à 500ms. Leurs résultats montraient, en outre, que la sensibilité des tests électrodiagnostics non-invasifs était de 100% pour la phase aiguë de dénervation et pour les lésions nerveuses complètes. Toutefois, la sensibilité était moindre pour la phase subaiguë – chronique, soit de 86%, car à ce stade-ci, le muscle peut être nouvellement innervé par des fibres nerveuses collatérales. L'étude a aussi conclu que la phase subaiguë débutait à 12 semaines post lésion dû à la synchronisation des mécanismes de réinnervation mis en place lors de lésions nerveuses partielles.

5.3.1. Les différentes chronaxies établies à ce jour

Les valeurs des chronaxies de tous les muscles sont déjà établies. Toutefois, comme mentionné précédemment, ces valeurs varient si elles sont obtenues avec l'électromyographie ou de façon trans-épidermique. Un tableau en annexe résume les différentes valeurs de chronaxie pour plusieurs muscles du membre supérieur, du membre inférieur et du visage.

5.4. Paramètres de traitement de la stimulation électrique

Actuellement, les auteurs ne s'entendent pas quant aux paramètres optimaux de la stimulation électrique dans les cas de lésions nerveuses périphériques. Une étude (Woodcock, Taylor, & Ewins, 1999) portant sur cinq patients rapporte que l'utilisation d'un courant biphasique, en continu à 20-50ms et 10-25Hz, a des effets bénéfiques au niveau de la qualité du tissu en termes de masse, de circulation sanguine, de température et d'œdème. Woodcock a aussi conclu que les stimuli de forme trapézoïde sont préférables aux stimuli rectangulaires, car ils sont plus spécifiques aux fibres musculaires dénervées. Watson (Watson, 2008) rapporte que les séances de stimulation électrique devraient être faites cinq fois par semaine, pendant trois à six semaines, à raison

de huit à 15 contractions par séance en utilisant une impulsion de 20-100Hz et de 200-300ms avec une pente d'établissement rapide.

Par la suite, le Flohic (le Flohic, 2003) affirme que les applications de la stimulation électrique ne sont souvent pas rigoureuse dans la littérature et que le courant utilisé n'a pas toujours été choisi de façon judicieuse. Il conseille, dans les cas de dénervations partielles, l'utilisation d'impulsions à pente progressive, dont les impulsions triangulaires, parce qu'elles stimulent préférentiellement les fibres musculaires dénervées. Ceci est en accord avec les trouvailles de Woodcock. Le Flohic conseille aussi, pour des dénervations partielles, une durée d'impulsion de 250ms, à raison de 40 impulsions par muscle par jour. Il recommande l'utilisation de la technique monopolaire. Il conclut aussi que plusieurs des études en faveur de la stimulation électrique utilisent des électrodes sous-cutanées qui entraînent une meilleure conformité de la part des sujets ainsi qu'un horaire régulier des interventions. Il a donc suggéré que les pauvres résultats obtenus chez l'homme étaient en lien avec la pauvre conformité, la faible fréquence des traitements, l'utilisation d'électrodes de surface plutôt qu'implantées et des niveaux de stimulation électrique inadéquats.

De Bisschop (De Bisschop, et al., 1994), quant à lui, indique que le choix d'impulsions rectangulaires ou triangulaires chez un patient avec une dénervation totale devrait être en lien avec le niveau de confort ressenti par celui-ci. La technique bipolaire devrait être privilégiée, car le point moteur n'existe plus. Les durées d'impulsions devraient être de 100 à 300ms, dont trois à quatre stimulations sur chaque faisceau musculaire avec des intervalles de repos de trois secondes chacun. Murie (Murie & Poulin, 2009a) défend ces durées d'impulsions, car il estime que les contractions des parties dénervées du muscle surviennent « sans concurrence » des parties innervées entre 100 et 300ms. Murie affirme également que trois séries de 20 contractions devraient être faites, soit la première passivement et les deux autres avec la collaboration active du patient. Le patient devrait être vu en traitement trois fois par semaine.

6. L'électrodiagnostic rapide et le triangle prévisionnel chez le sujet sain

6.1. Introduction

Tel que mentionné précédemment, une lésion du système nerveux périphérique amène de façon générale plusieurs conséquences tels que les troubles sensitifs, moteurs et végétatifs, les changements des tissus mous, les changements osseux et la douleur neuropathique (voir section 4.1.2). Il a également été mentionné que la physiothérapie était nécessaire soit immédiatement après la lésion si aucune chirurgie n'est envisagée, mais aussi avant ou après la chirurgie de réparation lorsque celle-ci est indiquée.

L'objectif principal de cette section du travail est de documenter les différentes composantes du triangle prévisionnel (TP) chez des sujets sains et de discuter de l'utilité de celui-ci dans l'analyse du niveau d'atteinte d'une lésion nerveuse périphérique (LNP). Ce triangle est construit à l'aide des résultats de l'électrodiagnostic rapide. Notre étude exploratoire permet donc de définir ce test rapide d'électrothérapie, d'en faire valoir la pertinence d'utilisation et de le comparer aux outils déjà utilisés et validés dans la littérature, comme les courbes intensité/durée (courbes i/t) rectangulaire et triangulaire, ainsi que l'accommodabilité (ACC). Les courbes i/t sont décrites dans la littérature comme un test servant à déterminer le niveau d'innervation à la suite d'une lésion nerveuse périphérique (Watson 2008). Elles permettent également d'apprécier le stade de ré-innervation au cours de la réadaptation. Contrairement aux courbes i/t qui nécessitent un temps d'application de 50 à 60 minutes, le temps requis pour faire l'électrodiagnostic rapide est d'environ 15 minutes par sujet. Cette courte durée d'évaluation est l'une des raisons qui nous incite à vouloir valider davantage cette méthode d'examen. L'électrodiagnostic rapide se concentre sur trois mesures à saisir, soit la rhéobase (RH) à 1000ms, le seuil galvanique triangulaire (SGT) à 1000ms et la chronaxie (CH). Ces mesures sont essentielles à la construction du TP et seront détaillées ultérieurement (voir section 6.2.2.5.1).

L'objectif secondaire de cette partie du travail est de déterminer s'il existe une relation de corrélation entre les résultats d'ACC à 1000ms et les résultats des aires des TP.

Il est attendu que l'électrodiagnostic rapide permettra d'encourager les cliniciens à se servir de ce moyen d'évaluation et d'en interpréter les résultats facilement et rapidement s'il est reconnu et validé dans la littérature. Par contre, ce dernier n'a pas encore d'évidence scientifique assez forte, bien qu'il soit pensé que le calcul d'aire et l'orientation de ces polygones pourraient démontrer le degré d'atteinte de dénervation. Ainsi, il serait probable de pouvoir comparer les TP entre eux pour observer l'évolution d'un patient. De plus, l'observation de l'orientation des TP pourrait dévoiler une image très rapide du pronostic. Les TP pourraient être divisés en trois catégories selon leur aire, soit un intervalle de mesure de surface pour la dénervation totale, un autre pour la dénervation partielle et un dernier pour une innervation normale.

Cette section sur les sujets sains portera, dans un premier temps, sur la méthodologie de notre étude exploratoire au niveau du jambier antérieur droit (nerf sciatique poplité externe droit) et se poursuivra avec la présentation des résultats obtenus. Une discussion sur les résultats et les limites suivra, et une conclusion terminera cette partie.

6.2. Méthodologie

6.2.1. Sélection

La sélection des participants pour l'expérimentation de l'électrodiagnostic rapide a été faite parmi la population étudiante de l'École de réadaptation de l'Université de Montréal. Le recrutement a eu lieu à la suite de courriels envoyés à l'intention de tous les étudiants inscrits au programme de physiothérapie. À l'intérieur de ces courriels, les critères d'inclusions et d'exclusions étaient mentionnés, afin d'uniformiser l'échantillonnage et ainsi optimiser la validité interne.

6.2.1.1. Critères d'inclusion

Les critères d'inclusions ont été établis à la suite de discussions et de lectures d'articles portant sur les lésions nerveuses périphériques. Les critères d'inclusions sont : être âgé de 18 ans et plus, être étudiant(e) ou membre du personnel de l'École de réadaptation de l'Université de Montréal et être consentant à participer à l'expérimentation après avoir été renseigné des risques de micro-brûlures et d'inconfort.

6.2.1.2. Critères d'exclusion

Afin de rendre l'échantillon le plus homogène possible, les critères d'exclusions pour la collecte de données sont : l'existence de trouble de sensibilité superficielle au niveau des membres inférieurs, l'historique de signes et/ou symptômes de lombo-sciatalgie au cours des 6 derniers mois, un antécédent de diagnostic d'atteinte d'un nerf périphérique au niveau des membres inférieurs, le fait d'avoir ressenti des paresthésies aux membres inférieurs au cours des 3 derniers mois, avoir un diagnostic d'atteinte du système nerveux central, être enceinte, avoir une tumeur active, avoir des implants métalliques aux membres inférieurs, être hémophile ou à risque d'hémorragie, avoir une thrombophlébite, une infection locale aux membres inférieurs et enfin, avoir une lésion ou maladie cutanée aux membres inférieurs.

6.2.1.3. Taille de l'échantillon

Pour la collecte de données chez les sujets sains, 11 sujets expérimentaux ont été recrutés. Cette taille d'échantillonnage est comparable à d'autres études portant sur le même sujet (Kern, 2002, 2004, 2005). Tous les participants ont répondu aux critères d'inclusion et d'exclusion.

6.2.2. Protocole d'intervention

6.2.2.1. Nerf évalué

Le nerf fibulaire profond aussi appelé nerf péronier profond, nerf tibial antérieur ou nerf sciatique poplité externe, était le site sélectionné pour

l'expérimentation. Ce nerf est en fait une division du nerf fibulaire commun émergeant des racines L4, L5, S1 et S2. Le muscle jambier antérieur est un muscle innervé par ce nerf. Pour chaque sujet, la stimulation ainsi que la collecte de données ont été faites au niveau de ce muscle, sur la jambe droite.

6.2.2.2. Détails sommaires de l'expérimentation

Tous les sujets ont été évalués à l'une des deux rencontres effectuées les 22 et 23 novembre 2010. Les sujets ont tous donné leur consentement pour participer à notre intervention. L'appareil utilisé était l'Endomed 582 (voir Annexe, figures V, VI et VII), un appareil d'électrothérapie multifonction permettant d'effectuer, entre autre, les courbes i/t et l'électrodiagnostic rapide. Une électrode active (électrode-crayon ou mono-polaire) ainsi qu'une électrode dispersive ont été utilisées.

6.2.2.3. Protocole des tests pré-expérimentation

Pour le protocole d'expérimentation, les quatre membres de l'équipe ont occupé le même rôle tout au long des deux séances afin d'optimiser le niveau de standardisation de la manipulation. Dans un premier temps, chaque sujet a répondu au questionnaire comprenant les critères d'inclusions et d'exclusions et a fait l'objet d'une évaluation physique de la sensibilité superficielle au membre inférieur droit. De plus, afin d'éviter certains biais, l'évaluateur avec l'électrode active était aveugle aux résultats de l'appareil Endomed 582. Le positionnement a été le même pour tous les sujets (Voir Annexe, photo I). Ils ont tous été installés sur une table de traitement, les jambes allongées et le dos bien appuyé. La position du participant ainsi que le confort était très important, car la durée totale de l'évaluation était d'environ 15 à 20 minutes. De plus, le sujet ne devait pas bouger afin de ne pas déplacer la position de l'électrode-crayon au niveau du point moteur, ce qui aurait eu comme conséquence une modification de l'endroit stimulé sur la peau. La peau a été nettoyée et l'aspect de celle-ci a été observé pour déceler des anomalies. Le point moteur étudié était celui du muscle tibial antérieur droit innervé par le nerf sciatique poplité externe droit. La méthode

théorique a été utilisée, en premier, pour le situer anatomiquement. Ce point moteur a été estimé à l'intersection de la largeur de 4 doigts du patient sous la tubérosité tibiale et un travers de la largeur de son index en latéral de la crête tibiale (Perotto & AO, 2005) (voir Annexe, photo II). Une marque au crayon a été faite pour identifier ce point. Pour l'électrode dispersive, une électrode de carbone de grandeur 6x8cm recouverte d'une éponge humide a été installée sous le creux poplité droit de chaque sujet. Celle-ci se retrouvait donc sur le trajet du nerf étudié (sciatique poplité externe droit), en proximal. Elle était stabilisée à l'aide d'une bande élastique recouverte d'un isolant pour éviter les problèmes de conduction.

6.2.2.4. Test de faisabilité

La collecte de données a débuté avec le test de faisabilité. Celui-ci a été fait pour déterminer s'il était possible ou non de faire un traitement de stimulation d'un muscle dénervé. Si aucune réponse n'était obtenue au cours de ce test, il devenait inutile de poursuivre l'électrodiagnostic rapide. La première étape était faite avec une impulsion triangulaire et une polarité négative en distal (électrode-crayon). Les paramètres de l'appareil étaient les suivants : une impulsion triangulaire, une durée de phase de 300ms (1^{ière} case), une phase/intervalle de 2000ms (2^e case), un temps de montée, stimulation et descente du courant de 0 seconde (s) (4^e case) et un temps de séance de 60 minutes (5^e case) (voir Annexe, figures VI et VII). 60 minutes ont été indiquées afin que l'appareil puisse délivrer un courant. Puis, l'intensité en milliampère (mA) fut augmentée jusqu'à l'obtention d'une contraction minimale. L'électrode-crayon déposée sur le point théorique se déplaçait minimalement pour atteindre l'endroit où la contraction était la plus franche, ce qui équivalait au point moteur clinique. L'intensité atteinte était alors notée, puis ramenée à 0. Cette étape était suivie d'une inversion de la polarité, c'est-à-dire que celle-ci devient positive en distal (électrode-crayon) et négative en proximale (électrode dispersive). Le processus était refait en indiquant, encore une fois, l'intensité nécessaire pour une contraction minimale. La polarité choisie était la plus économique. Ici, le terme économique représente la polarité qui utilise le moins d'intensité de courant pour une même contraction minimale.

Dans les cas de dénervation, cette polarité doit être conservée tout au long de l'évaluation et servir pour les traitements. La polarité est alors appelée « normale ou inversée ». Lors du test de faisabilité, la réponse est différente pour un sujet sain et pour un sujet dénervé. Une contraction vive et soudaine s'observe chez le sujet sain tandis qu'une contraction vermiculaire s'observe lorsque le muscle est dénervé. Le terme vermiculaire est un terme de physiologie pour qualifier un mouvement comparable à celui d'un ver. Une contraction vermiculaire est une stimulation successive des fibres musculaires, de petite amplitude et de faible intensité.

6.2.2.5. Protocole de l'électrodiagnostic rapide

6.2.2.5.1 Définition des éléments de l'électrodiagnostic rapide

Avec le résultat du test de faisabilité ainsi que le choix de la polarité, le diagnostic rapide peut être débuté. Le diagnostic rapide est basé sur trois données, soit la RH, le SGT et la CH. Le premier élément de mesure est la RH. C'est une donnée qualitative se mesurant en mA et qui représente l'intensité requise pour observer une contraction minimale avec une durée d'impulsion de 500 et 1000ms. Elle présente une forme d'onde rectangulaire. La valeur normale standard de la RH est habituellement celle obtenue à 1000ms, tandis que la RH à 500ms est une valeur normale récemment proposée par Paternostro-Sluga (Paternostro-Sluga 2002). Le deuxième élément de mesure est la CH. Cette dernière est une constante qui caractérise réellement l'excitabilité d'un nerf et qui se mesure en msec. C'est une donnée diagnostique importante. La CH est définie par une durée de courant (ms) avec une forme rectangulaire nécessaire pour la production d'une contraction minimale avec une intensité du double de la rhéobase. Finalement, la troisième mesure est le SGT et présente la même définition que la RH, sauf que la forme d'onde est triangulaire. Des mesures à 500ms et 1000ms sont également recueillies. La RH et le SGT sont influencés par les variabilités des conditions expérimentales anatomiques et physiologiques, comme par exemple la résistance cutanée ou la forme et la distance des

électrodes (Licht 1971). Les sous-sections suivantes représenteront les protocoles pour chacun des trois éléments de mesure.

6.2.2.5.2 La rhéobase

Les paramètres de l'appareil pour la RH à 500ms et à 1000ms étaient les suivants : une impulsion rectangulaire, une durée de phase de 500 ou 1000ms (1^{ière} case), une phase/intervalle de 2000ms (2^e case), un temps de montée, stimulation et descente du courant de 0s (4^e case) et un temps de séance de 60 minutes (5^e case). Le résultat était noté, puis l'intensité redescendue à zéro.

6.2.2.5.3 La chronaxie

L'intensité précédemment obtenue pour la RH à 1000 msec fut doublée pour faire la recherche de la CH. Le tableau d'affichage de l'appareil était programmé de cette façon : une impulsion rectangulaire, une durée de phase de 0.02 msec (1^{ière} case), une phase/intervalle de 2000 msec (2^e case), un temps de montée, stimulation et descente du courant de 0s (4^e case) et un temps de séance de 60 minutes (5^e case). Pour obtenir la valeur de la CH, il a suffi d'augmenter les durées d'impulsions jusqu'à l'obtention d'une contraction minimale visible à l'œil. La séquence des durées d'impulsions était la suivante : 0.02, 0.05, 0.2, 0.5, 1, 2, 5, 10, 20, 50, 100, 200 et 300 msec. Étant donné que nous expérimentions sur des sujets sains, les CH identifiées devaient être de 1.0 msec ou moins (Crépon 2002 / Robinson 2008 / Paternostro-Sluga 2002).

6.2.2.5.4 Le seuil galvanique triangulaire

Pour compléter les mesures, le SGT était recueilli dans un premier temps à 500ms, puis à 1000ms avec les paramètres suivants : une impulsion triangulaire, une durée de phase de 500 ou 1000ms (1^{ière} case), une phase/intervalle de 2000ms (2^e case), un temps de montée, stimulation et descente du courant de 0s (4^e case) et 60 minutes (5^e case). Le résultat était noté, puis l'intensité redescendue à zéro.

6.2.3. Production de triangles prévisionnels

À l'aide des trois mesures de résultats recueillies (SGR, la CH et le SGT), des TP ont pu être tracés. Pour ce faire, il fallait représenter les trois points selon des coordonnées x_i et y_i sur un graphique et les relier entre eux. Un exemple de TP est représenté à la figure 2.

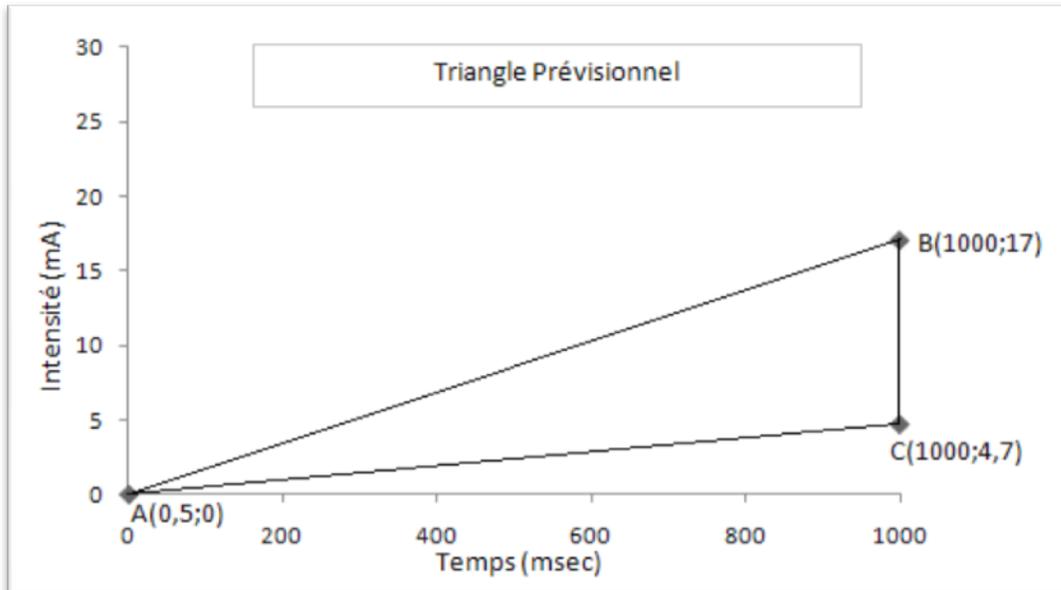


Figure 2 : Représentation schématisée d'un exemple de triangle prévisionnel. Le triangle est formé du point A (CH), du point B (SGR) et du point C (RH). Les coordonnées x et y sont les valeurs obtenues lors de l'électrodiagnostic rapide. Le triangle est tracé à l'intérieur d'un graphique où l'axe des ordonnées (y) symbolise l'Intensité en mA et l'axe des abscisses (x) représente le temps en ms.

6.2.4 Mesures complémentaires à l'électrodiagnostic rapide

6.2.4.1. Calcul de l'aire des triangles prévisionnels

Afin de calculer l'aire des TP, une formule mathématique de calcul de surface a été utilisée (voir figure 3). Une approche trigonométrique servant à calculer l'aire de triangles rectangles a permis de valider cette dernière. Le triangle de la figure 3 facilite la compréhension de l'application de la formule.

$$\text{area} = \left| \frac{A_x(B_y - C_y) + B_x(C_y - A_y) + C_x(A_y - B_y)}{2} \right|$$

Figure 3 : Équation algébrique permettant de calculer l'aire du triangle prévisionnel. Les lettres A , B et C correspondent aux points sur le graphique (figure 4) et les lettres x et y en indice représentent les coordonnées en abscisse ou à l'origine des points.

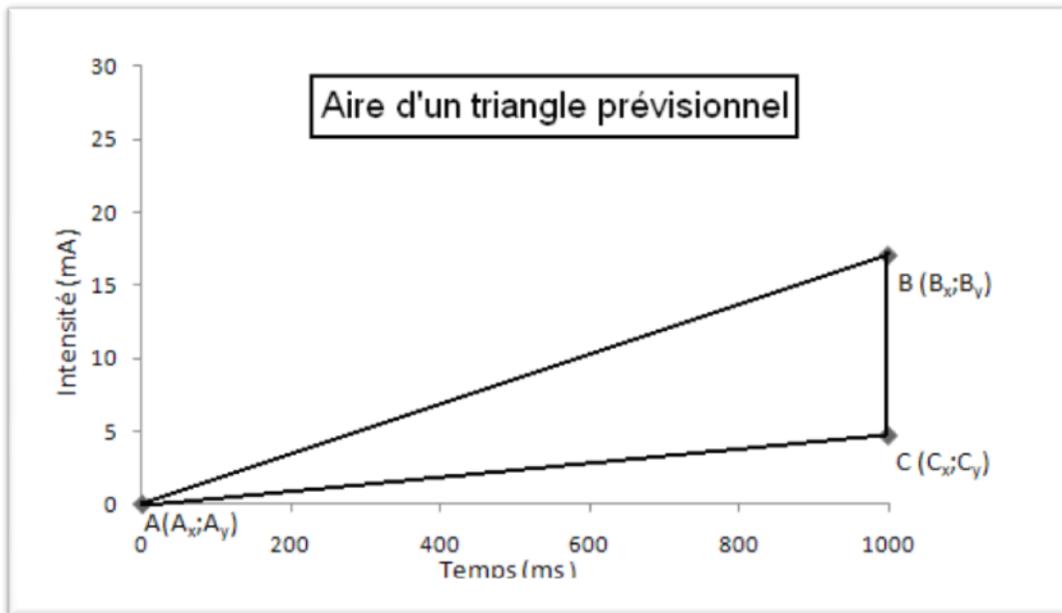


Figure 4 : Triangle prévisionnel donnant les coordonnées $(A_x ; A_y)$, $(B_x ; B_y)$ et $(C_x ; C_y)$ à insérer dans la formule du calcul de l'aire (figure 3).

6.2.4.2. Calculs des accomodabilités

Par la suite, le rapport d'ACC a été calculé. Il reflète le degré d'innervation ou de dénervation du muscle évalué et constitue, comme la CH, un élément diagnostique important validé dans la littérature (Licht 1971 / Paternostro-Sluga, 2002). Il n'a pas d'unité de mesure, car il constitue le rapport du SGT sur la RH. Le rapport d'ACC est indépendant des variabilités expérimentales obtenues entre les sujets lors de l'électrodiagnostic. Cette mesure a été calculée pour tous nos sujets retenus. Un rapport d'ACC à 1000ms devait être supérieure ou égale à 2.8 pour que le muscle soit considéré comme normalement innervé (Murie & Poulin, 2009b). Pour l'ACC à 500ms, la valeur normale, selon Paternostro-Sluga, devrait être un rapport supérieur à 2 (Paternostro-Sluga, 2002).

6.2.4.3. Analyses statistiques

Les analyses statistiques ont été effectuées à l'aide du logiciel Microsoft Office Excel 2007 sous l'onglet *utilitaire d'analyse*. Dans un premier temps, il a été question d'analyses descriptives (moyenne & écart-type) des données démographiques (âge, sexe) et des résultats obtenus lors de l'expérimentation

(RH, CH, SGT, aires, ACC). Pour comparer la variabilité de deux groupes de données différentes, le coefficient de variation (CV) a été utilisé. Celui-ci est indépendant des échelles de mesures (Wayne & W, 2005). Il est défini par la division de l'écart-type par la moyenne de l'échantillon (s/\bar{X}). Une régression linéaire entre les aires des TP et les ACC associées a par la suite été réalisée. Avec cette régression, le coefficient de corrélation de Pearson (r) et le coefficient de détermination (R^2) ont été identifiés afin de documenter la relation entre l'aire et l'ACC (mesure étalon). Un coefficient de corrélation de Pearson varie entre -1 et 1 et peut être positif (0 à 1) ou négatif (-1 à 0). Il peut être faible (0-0,5), modérée (0,50-0,70) élevée (0,70-0,80) ou très élevée (>0,8). Une représentation de 1 ou -1 correspond à une association parfaite. En statistique, le R^2 est une mesure de proportion pour apprécier la précision de la régression linéaire simple. Il résulte d'un pourcentage de variance qui s'explique par la régression. Un R^2 de 1 indique que la régression correspond parfaitement aux données analysées. Une donnée aberrante (*outlier*) a été identifiée via la régression linéaire simple. Il a été déterminé qu'une valeur à l'extérieur de 2 écarts-types représentait une donnée aberrante à rejeter. Le coefficient de variation a également été utilisé à l'intérieur des échantillons d'aires des TP et des ACC.

6.3. Résultats

6.3.1. Présentation et comparaison des résultats spécifiques chez les sujets sains

6.3.1.1. Comparaison des diagnostics rapides chez les sujets sains

Le tableau 1 présente les données démographiques des sujets et le tableau 2 expose les résultats de l'expérimentation. Dans l'ensemble des 11 sujets recrutés, il n'y a eu qu'un seul rejet, car le SGT à 1000ms de ce sujet n'a pu être déterminé pour cause d'intolérance à l'intensité du courant. Étant donné que l'échelle sur les feuilles d'évaluation est imprécise, l'extrapolation de la donnée du SGT à 500ms jusqu'à 1000ms aurait été difficilement identifiable. La répartition des sexes a compté 60% de femme (n=6) et 40% d'homme (n=4). L'âge moyen des

participants était de $22,8 \pm 2,5$ ans. L'âge, comptabilisé pour les dix sujets retenus variait entre 19 ans (minimum) et 28 ans (maximum).

Sujet	Sexe (F ou M)	Âge (ans)
1	M	28
2	M	19
3	F	23
4	F	22
5	F	22
6	M	22
7	F	22
8	F	22
9	F	22
10	M	26
Moyenne (x)		22,8
Écart-type (s)		$\pm 2,5$
Minimum		19
Maximum		28

Tableau 1 : Représentation des données démographiques des sujets de l'expérimentation. Pour chaque sujet, le sexe, féminin (F) ou masculin (M), ainsi que l'âge (ans) est représenté. La moyenne et l'écart-type sont représentés pour l'âge des sujets.

Sujet	RH ou SGR (mA)	CH (ms)	SGT (mA)	Polarité (N/ INV)	ACC à 1000 ms (SGR/SGT)	ACC à 500 ms	Aire ($\text{ms} \cdot \text{mA}^{-1}$)
1	2,5	0,5	11,1	N	4,44	3,38	4297,8
2	3,6	0,5	13,1	N	3,64	3,06	4747,6
3	5,4	0,5	20,0	N	3,7	3,33	7296,4
4	2,4	0,5	8,8	N	3,67	2,92	3198,4
5	2,9	0,5	8,1	N	2,79	2,66	2598,7
6(rejeté)	4,5	0,5	31,0	N	6,89	3,89	13243,4
7	3,2	0,5	10,7	N	3,3	2,94	3748,1
8	3,3	0,5	12,1	N	3,67	2,91	4397,8
9	4,7	0,5	17,0	N	3,62	3,0	6146,9
10	3,0	0,5	11,7	N	3,9	2,96	4347,8
Moyenne (x)	3,44		12,51		3,64	3,02	4531,07
Écart-type (s)	$\pm 0,9989$		$\pm 3,8064$		$\pm 0,4404$	$\pm 0,2206$	$\pm 1437,5958$
Maximum	5,4		20,0		4,44	3,38	7296,35
3^{ème} Quartile	3,6		13,1		3,7	3,06	4747,63
Médiane	3,2		11,7		3,67	2,96	4347,83
1^{er} Quartile	2,9		10,7		3,62	2,92	3748,13
Minimum	2,4		8,1		2,79	2,66	2598,7

Tableau 2 : Représentation en mA de la RH à 1000ms, de la CH en ms et du SGT en mA à 1000ms ainsi que la polarité choisie, soit normale (N) ou inversée (INV). Finalement, les deux dernières colonnes représentent les résultats d'ACC à 1000ms et les aires des triangles en ($\text{ms} \cdot \text{mA}^{-1}$) pour tous les participants. La moyenne, l'écart-type, la médiane, le minimum, le maximum et les premier et troisième quartiles sont représentés pour la RH, SGT, ACC et les aires. Le sujet #6 est rejeté des analyses, car il représente une donnée aberrante. Il ne participe pas au calcul de la deuxième partie du tableau. Niveau de confiance à 95%

6.3.1.1.1. Rhéobase

La première mesure recueillie est une donnée qualitative, soit la RH. L'étendue des résultats des RH à 500ms est d'un minimum de 2,4 mA et d'un maximum de 5,4 mA. Pour le SGR à 1000ms, l'étendue est identique à la valeur précédente. La moyenne et l'écart-type des RH à 1000ms est de 3,55 mA \pm 0,99 respectivement (voir tableau 2). Un plus grand écart à la moyenne a été observé chez un des dix sujets sains. Ce dernier possède un écart à la moyenne de 1,85 fois l'écart-type. Toutefois, ce résultat ne constitue pas une donnée aberrante puisqu'elle n'excède pas deux fois l'écart-type.

6.3.1.1.2. Chronaxie

La deuxième mesure recueillie est celle de la CH et représente une durée d'impulsion se mesurant en ms. La CH est un élément de l'électrodiagnostic ayant des évidences scientifiques et participant à établir un diagnostic (Licht 1971). La CH trans-épidermique de tous les sujets (n=10) représentait 0,5 msec. Selon certains auteurs, les valeurs de CH trans-épidermique d'un muscle normalement innervé doivent être inférieures à 1,0ms (Crépon 2002 / Robinson 2008 / Paternostro-Sluga 2002). Des CH valides pour tous nos sujets ont été observées.

6.3.1.1.3. Seuil galvanique triangulaire (SGT)

Tout comme la RH, le SGT constitue une valeur qualitative ne pouvant être un élément diagnostique, puisqu'il est une intensité se mesurant en mA. Chez nos sujets sains, l'étendue des seuils de SGT à 500ms était de 7,0mA (minimum) à 18,0mA (maximum), tandis que l'étendue des SGT à 1000ms était de 8,1mA (minimum) à 31,0 mA (maximum) (voir tableau 2). L'analyse descriptive du SGT à 1000ms démontre une moyenne de 14,36 mA, \pm 6,86. Le même sujet qui avait un écart à la moyenne plus grande pour la RH a également un écart qui se détache du reste de l'échantillon. Ce sujet a un écart de 2,43 fois l'écart-type. Cela représente une valeur extrême, mais qui n'est pas rejetée puisqu'elle demeure à l'intérieur de deux à trois écart-type.

6.3.1.1.4. Matrice de corrélation entre RH, SGT, ACC et AIRE

Un tableau de corrélation a été construit afin d'observer les différentes relations qui existent entre les données de l'électrodiagnostic rapide, l'ACC et l'aire du TP chez le sujet sain. Une matrice de corrélation est présentée dans le tableau ci-dessous.

	RH	SGT	ACC	AIRE
RH	1			
SGT	0,90	1		
ACC	-0,08	0,24	1	
AIRE	0,90	0,99	0,35	1

Tableau 3 : Corrélation (r de Pearson) pour la RH, le SGT, l'ACC et l'Aire.
Niveau de confiance 95%.

6.3.1.1.5. Relation entre la RH et le SGT

Il a également été observé que les deux seuils à 1000ms (RH & SGT) présentent un coefficient de corrélation r de Pearson très élevé ($r = 0,9483$) et un coefficient de détermination (R^2) de 0,8993. Ce R^2 confirme que les résultats se rapprochent de la courbe de régression linéaire simple (voir figure 5). La corrélation indique une association positive, ce qui confirme avec un niveau de confiance de 95% que ces deux valeurs continues, pour chaque sujet, sont en forte relation et ont une très bonne consistance. En d'autres mots, si un seuil augmente, l'autre augmente également.

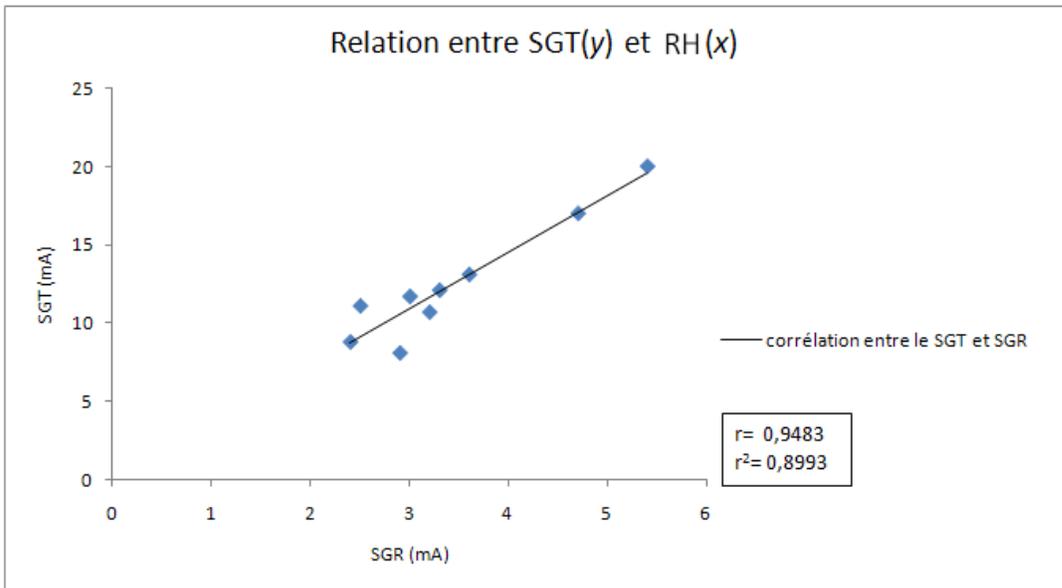


Figure 5: Régression linéaire simple avec représentation du coefficient de corrélation r de Pearson (r) et de la variation (R^2). Elle représente la relation qui existe entre le SGT et le SGR. Les points sur le graphique représentent les neuf sujets retenus pour cette analyse. Niveau de confiance (95%).

6.3.1.1.6. *Polarité*

Pour tous les sujets, la polarité détectée lors du test de faisabilité s'est avérée normale. Une polarité normale signifie que la cathode (électrode-crayon) située au point moteur est négative et que l'électrode dispersive située en proximal sur le trajet du nerf est positive. La polarité était déterminée en fonction de la plus petite quantité de courant (mA) nécessaire pour provoquer une contraction minimale.

6.3.1.1.7. *Schématisation des triangles prévisionnels*

À la suite de la prise de données, les TP ont été tracés en reliant les points de la RH, de la CH et du SGT. Un exemple « type » a été présenté précédemment à la figure 1. Il a été observé, pour tous les TP, un même sommet, soit la CH à la coordonnée (0,5;0). Étant donné les sommets identiques, l'orientation grossière des TP était similaire. Par contre, des aires différentes ont été observées (voir section 6.3.1.2.2).

6.3.1.2. Résultats des données complémentaires à l'électrodiagnostic rapide

6.3.1.2.1. Accomodabilité

Le calcul d'ACC s'est fait pour tous les sujets (n= 9) qui ont été inclus dans nos analyses. L'analyse descriptive des résultats de l'ACC à 1000ms démontre une moyenne de $3,64 \pm 0,4404$. Il n'y a pas d'unité de mesure, car l'ACC correspond à un rapport. Les données s'étendent de 2,79 (minimum) à 4,44 (maximum). Pour l'ACC à 500ms l'analyse descriptive démontre une moyenne de $3,02 \pm 0,2206$. Ces valeurs s'étendent quant à elles de 2,66 (minimum) à 3,38 (maximum)

6.3.1.2.2. Aires des triangles prévisionnels des sujets sains

L'analyse descriptive des aires des TP pour les 10 sujets sains a démontré une moyenne de $5402,29 \text{ ms} \cdot \text{mA}^{-1} \pm 3070,4354$. L'étendue des valeurs de ces aires était de $2598,7 \text{ ms} \cdot \text{mA}^{-1}$ (minimum) à $13243,4 \text{ ms} \cdot \text{mA}^{-1}$ (maximum). Ces résultats justifient la présence de grandes variations inter-sujets, même si le nerf évalué était intact. Parmi l'échantillon, un sujet a obtenu une surface de triangle plus grande que les autres sujets, soit $13\,243,4 \text{ ms} \cdot \text{mA}^{-1}$. Ce résultat représente un écart à la moyenne correspondant à 2,55 fois la valeur de l'écart-type ($s=3070,42 \text{ ms} \cdot \text{mA}^{-1}$). Comme cette valeur est supérieure à deux écart-types, elle est considérée comme aberrante et donc exclue de l'analyse. À la suite du retrait de ce résultat, l'analyse descriptive présente une moyenne de $4531,07 \text{ ms} \cdot \text{mA}^{-1} \pm 1437,60$. Les valeurs s'étendent alors de $2598,7 \text{ ms} \cdot \text{mA}^{-1}$ (minimum) à $7296,35 \text{ ms} \cdot \text{mA}^{-1}$ (maximum).

6.3.1.2.3. Relation entre l'aire des triangles prévisionnels et l'ACC

Étant donné que l'aire et l'ACC à 1000ms ont des unités différentes, elles ne peuvent pas être comparées l'une à l'autre. Le coefficient de variation (CV) est donc utilisé pour établir le degré de variation de l'échantillon. Le CV des aires est

de 0.5684 (56.84%), tandis que le CV des ACC à 1000ms est de 0.280 (28.0%). Le coefficient est plus élevé pour les aires, ce qui démontre la grande variabilité entre les sujets sains pour un même muscle normalement innervé. De plus, une relation entre les aires et les ACC à 1000ms a été faite, via une régression linéaire. Celle-ci a démontré un r de 0,3483 avec un R^2 de 0,1213 pour les neuf sujets sains retenus (voir Figure 5 ci-dessous). Cette corrélation est interprétée comme étant faible. Le R^2 indique que seulement 12,13% des données s'expliquent par la régression. Il est également observé sur la figure suivante que les résultats s'éloignent de la courbe de régression.

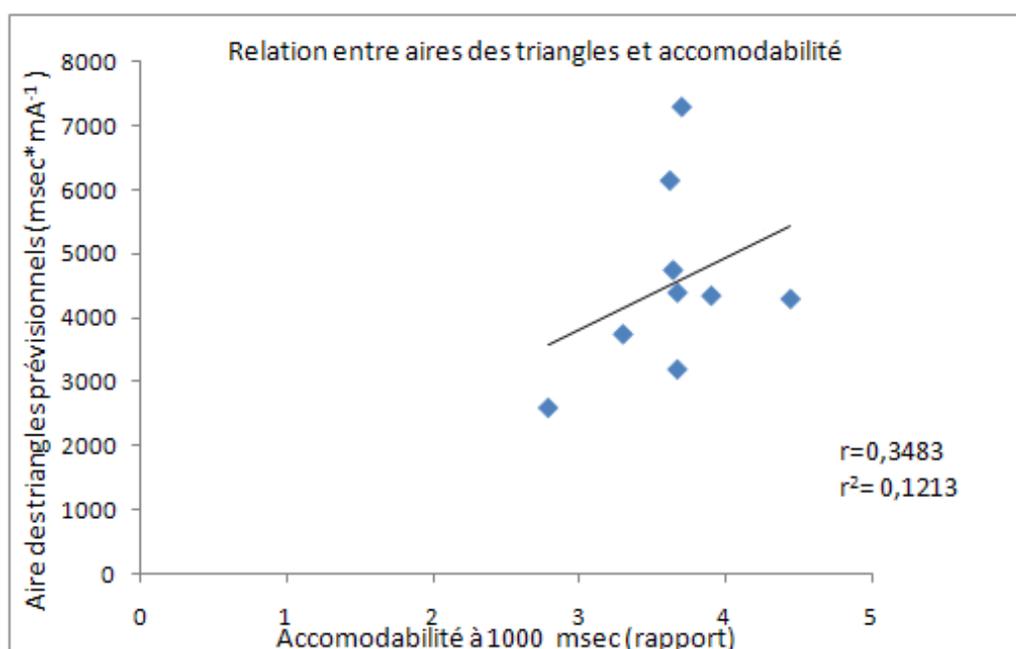


Figure 6: Régression linéaire simple avec représentation de coefficient de corrélation r de Pearson (r) et de la variation (R^2). Cette régression représente la relation existante entre l'aire des triangles et l'ACC. Les points sur le graphique représentent les neuf sujets retenus pour cette analyse. Niveau de confiance (95)%.

6.4. Discussion sur l'électrodiagnostic rapide et le triangle prévisionnel chez le sujet sain

6.4.1 Rappel de l'objectif de cette section

L'objectif principal de cette section était de présenter les différentes composantes du TP chez des sujets sains et de présenter leur utilité dans l'interprétation du degré d'atteinte d'une lésion nerveuse périphérique. L'objectif

secondaire était de présenter l'existence d'une relation de corrélation entre les résultats d'ACC à 1000ms et les résultats des aires des TP chez les sujets sains. La valeur de l'ACC à 1000ms sera utilisée dans les prochaines sections de discussion, puisque c'est elle qui est utilisée pour le TP.

6.4.2 Données recueillies pour l'élaboration du triangle (CH, RH, SGT)

La RH et le SGT sont, selon la littérature, des valeurs non déterminantes au diagnostic de dénervation. Justement, de par leur grande variabilité inter-sujet, une grande étendue de résultats avec des valeurs extrêmes ont été observés chez nos sujets sains. Comme les résultats l'ont démontré, ces valeurs extrêmes ont une influence non négligeable, sur la moyenne, l'écart-type et la médiane. De ce fait, en comparant la médiane, le minimum et l'étendue totale de l'échantillon pour chaque mesure, une asymétrie de distribution similaire pour le SGT et la RH à 1000ms fut observée. Pour les valeurs du SGT et de la RH de l'échantillon étudié, la médiane (valeur centrale de l'échantillon) se retrouvait respectivement à 30,25% et à 26,26% respectivement de l'étendue totale. Cela démontre l'asymétrie de distribution puisque l'autre moitié des sujets se retrouve sur une plus grande plage. Le détail a été décrit précédemment (voir section 6.3.1.1. Tableau 2). Cette interprétation confirme que la variété de résultats a un lien avec l'irrégularité des aires des TP chez les sujets sains.

Comme la CH demeure constante, malgré les variations des conditions expérimentales, elle permet une comparaison entre les individus. Elle est la seule constante qui caractérise l'excitabilité du muscle évalué (Licht, 1971). Étant donné que toutes les valeurs sont identiques, il n'est pas nécessaire de faire d'analyse supplémentaire pour ces résultats.

6.4.3 Données calculées à partir des données du triangle prévisionnel

6.4.3.1 Accomodabilité

Les résultats suivent les évidences connues au sujet de ces données quantitatives, car nos participants sains ont eu une ACC plus grande ou égale à 2,8. Un seul des dix sujets a présenté une ACC égale à 2,79, ce qui équivaut à 0.01 sous la limite inférieure d'un muscle normalement innervé. Une imprécision de mesure pourrait en être la cause puisqu'uniquement des individus sains ont été investigués. Cette donnée n'a pas été rejetée et fait partie des analyses. La valeur maximale se retrouve à une distance de 1,81 fois l'écart-type, tandis que la valeur minimale est à une distance de 1,93 fois l'écart-type, confirmant l'absence de donnée aberrante pour l'ACC.

6.4.3.2 Aires des triangles prévisionnels des sujets sains

Étant donnée les grandes variations inter-sujet des mesures de RH et SGT, il était anticipé que l'étendue des aires des TP soit substantielle. La CH est demeurée inchangée pour chacun des sujets et n'a donc pas pu être la raison de cette variabilité. Il est à noter qu'en plus de l'aire du TP, son orientation nous donne de l'information. À l'intérieur de l'échantillon des sujets sains, l'orientation des TP était similaire. Par contre pour des sujets présentant des dénervations, l'orientation des TP pourrait éventuellement proposer un résultat de l'état de dénervation. D'ailleurs, la section 7 traitera de ce sujet et permettra de confirmer ou d'infirmer l'hypothèse que l'aire du TP pourrait être une mesure au même titre que l'ACC.

6.4.3.3 Relation entre l'aire des triangles et l'ACC

Les résultats obtenus confirment qu'une grande variabilité existe entre les surfaces des TP des sujets sains. Il est à noter que notre échantillon représentait un groupe relativement homogène, de par leur âge et leur occupation. Cela renforce l'énoncé que la mesure d'aire des TP ne constitue pas, à elle seule, une

donnée déterminante au diagnostic de dénervation. Les résultats démontrent également qu'il y a peu de relation entre l'ACC et les aires des TP.

6.4.3.4 Limites de l'étude

Certaines limites et biais sont à noter dans notre étude. La taille de l'échantillon relativement petite pourrait avoir comme effet de diminuer la variabilité entre les sujets sains et ainsi affecter l'authenticité des résultats. Une expérimentation avec davantage de sujets serait importante à réaliser afin de pouvoir valider davantage les résultats de ce travail. Cela permettrait d'infirmer ou de confirmer nos hypothèses de départ et d'amener une généralisation des résultats. De plus, une future expérimentation serait nécessaire afin d'établir une fidélité entre les mesures. Le fait que les intervenants ayant exécuté l'expérimentation soient les investigateurs de la recherche peut biaiser certains résultats par leur connaissance du projet et leur désir de trouver une uniformité dans les données recueillies. Un biais de sélection peut également avoir été présent, via un recrutement à l'intérieur d'un même réseau (physiothérapie de l'Université de Montréal). Les sujets avaient presque tous le même âge. Lors de cette étude, les données d'électrodiagnostic n'ont été recueillies qu'à une seule reprise, amenant ainsi l'impossibilité de l'indentification de fidélité intra-évaluateur et inter-évaluateur. Les expérimentateurs d'un futur projet sur des sujets sains pourraient recueillir des données à quelques reprises avec un temps entre chaque expérimentation, dans le but d'améliorer la validité et fidélité des mesures prises avec l'appareil Endomed 582. Enfin, puisque le pointeur (l'évaluateur avec l'électrode-crayon) était peu expérimenté, il a pu se produire un biais de l'évaluateur.

6.4.3.5 Conclusion sur l'utilisation du triangle prévisionnel

À la lumière des résultats de cette section concernant l'utilisation du TP, une très grande variabilité entre les aires des TP des sujets sains a été observée. La régression linéaire et le coefficient r de Pearson ont clairement démontré que chez un sujet sain l'aire de TP a une faible relation avec l'ACC ($r= 0,3483$). Les

évidences scientifiques démontrent qu'à ce jour, l'ACC et la CH demeurent les meilleurs paramètres d'évaluation. À l'intérieur de cette expérimentation, il n'a pas été démontré avec des évidences suffisamment fortes que le TP représente un incontournable pour la mesure d'une dénervation, bien qu'il puisse fournir certaines informations générales. Il a été établi que les TP sont difficilement comparables entre les sujets sains, de par la grande variabilité des mesures d'aire. Par contre, il est attendu que ces TP puissent être comparés entre eux chez un même individu. Il serait donc possible de voir l'évolution de la réinnervation avec l'observation du changement d'aire, ou par la modification de l'orientation des TP. D'ailleurs, la prochaine section portera sur l'analyse des résultats des sujets atteints d'une dénervation. Il sera question, dans un premier temps, de voir s'il existe une relation entre les sujets sains et atteint de par les aires des TP et, dans un deuxième temps, s'il est possible d'établir une relation intra-sujet à l'aide des aires des TP et des différentes données de l'électrodiagnostic rapide. Il est envisageable que la relation intra-sujet sera bonne, étant donné que les mesures permettant la construction du triangle prévisionnel ont obtenu une très bonne relation (r Pearson) entre elles (RH, SGT et CH) chez les sujets sains. Il sera aussi intéressant de voir s'il existe, pour un même sujet, une relation entre l'aire de son TP et la valeur de son ACC.

7 Le triangle prévisionnel : Une étude rétrospective chez les sujets atteints de lésions nerveuses périphériques

7.1 Introduction

Les individus ayant une lésion nerveuse périphérique (LNP) représentent un faible pourcentage de la clientèle suivie en réadaptation. De plus, la recherche sur les LNP a davantage émergé dans les années 1980 et demeure encore aujourd'hui un domaine d'étude peu exploré. Le fait que les recherches aient principalement été effectuées sur les animaux explique le manque de consensus pour l'évaluation et le suivi de cette clientèle en physiothérapie. En conséquence, la prise en charge des individus atteints d'une LNP représente un défi pour les physiothérapeutes.

Médicalement, l'EMG de stimulation est considéré comme adéquat pour quantifier la vitesse de conduction nerveuse d'un muscle dénervé (Kleggetveit & Jorum, 2010; Misra, Kalita, & Nair, 2008). Cependant, étant donné son accessibilité réduite et le temps prolongé requis afin de réaliser l'évaluation, son utilisation périodique tout au long du suivi en physiothérapie est limitée.

Cliniquement, les physiothérapeutes ont peu d'outils pour documenter l'évolution de leurs patients. Ils utilisent généralement le diagnostic électrothérapique, qui permet de créer une courbe i/t et un triangle prévisionnel (TP). Le processus de création de la courbe i/t peut être long et fastidieux, donc difficile à intégrer à la réalité clinique. C'est pourquoi la technique d'évaluation par électrodiagnostic rapide et représentation du TP a récemment été suggérée. Cet électrodiagnostic rapide repose sur la collecte minimale de trois valeurs : la chronaxie (CH), la rhéobase (RH) à 1000ms et le seuil galvanique triangulaire (SGT) à 1000ms. À partir de ces valeurs, nous pouvons représenter graphiquement le muscle dénervé étudié en formant un triangle sur la grille utilisée pour la courbe i/t. Ensuite, nous pouvons déterminer le ratio d'accommodabilité (ACC) par le quotient du SGT sur la RH. Cette mesure de résultat permet de classifier les LNP par niveaux de sévérité partielle modérée, sévère ou totale. Elle

permet également de suivre le niveau de récupération dans le temps, potentiellement jusqu'à l'atteinte d'une innervation normale ($ACC \geq 2,8$) (Murie & Poulin, 2009b). Comme l'utilisation d'un TP n'a été suggérée qu'au courant des dernières années et qu'encore aucune étude scientifique n'a été effectuée sur le sujet, il était de mise de s'y intéresser.

7.2 Objectifs

L'objectif principal de cette étude exploratoire était de déterminer la faisabilité d'utiliser l'électrodiagnostic rapide, plus particulièrement l'aire du TP ($\text{msec} \cdot \text{mA}^{-1}$), afin de suivre l'évolution de l'innervation musculaire chez des individus atteints d'une LNP partielle modérée ou sévère pendant la phase de réadaptation. Ultimement, l'étude visait à vérifier la valeur ajoutée, pour la pratique clinique, de l'aire du TP obtenu à partir de l'électrodiagnostic rapide.

7.3 Hypothèses

Pour élaborer nos hypothèses de recherche, l'orientation a été basée sur les observations faites au fil de l'utilisation clinique du TP par des physiothérapeutes expérimentés. Deux hypothèses sont ressorties de ces observations:

- La première hypothèse est qu'en fonction de l'atteinte nerveuse, la forme et l'aire du TP se modifieront. Cette hypothèse découle du fait qu'il a été observé que le sommet du triangle, déterminé par la CH sur l'abscisse, glisse vers la droite en se rapprochant de sa base formée de la RH et du SGT qui eux, glissent sur l'ordonnée en diminuant la largeur de la base tout en l'élevant par rapport à l'abscisse selon la diminution de la valeur du ratio d'ACC.
- Comme la diminution de l'aire du TP serait d'autant plus marquée que le ratio d'ACC diminue ($ACC < 2,8$) et deviendrait nulle lorsque la dénervation est complète ($ACC \leq 1$), la deuxième hypothèse est que suite aux changements de forme du TP avec la dénervation, l'aire du TP diminuera en fonction de la sévérité de la dénervation.

Par rapport aux hypothèses précédentes, il est anticipé que la forme et l'aire du TP d'un individu se modifiera en fonction de l'ACC établie lors de l'électrodiagnostic rapide chez ce dernier post-LNP via une relation étroite entre le niveau d'innervation musculaire et la représentation géométrique par le TP. Cette relation sera fort probablement d'aussi grande importance entre l'évolution de l'aire du TP et celle de l'innervation qui s'y rattache, toujours pour un même individu. Il est par contre suspecté, que la comparaison des triangles TP des individus atteints entre eux sera d'une faible valeur ajoutée en raison de la grande variabilité des valeurs des éléments de l'électrodiagnostic rapide, en fonction du nerf et du muscle étudiés.

7.4 Méthodologie

7.4.1 Devis de recherche

Un devis rétrospectif a été retenu pour ce projet de recherche, visant à déterminer la faisabilité d'utiliser l'aire du TP et de suivre l'évolution de l'innervation musculaire chez la clientèle atteinte d'une LNP partielle modérée ou sévère pendant la phase de réadaptation. Les électrodiagnostics rapides de sujets provenant de suivis longitudinaux en physiothérapie, complétés par deux physiothérapeutes d'expérience dans le domaine des LNP, ont été comptabilisés de façon rétrospective.

7.4.2 Échantillon

En raison de la faible prévalence des LNP, les électrodiagnostics rapides de seulement 8 sujets (voir tableau 4 ci-contre) ont pu être recueillis à partir de suivis en clinique privée de physiothérapie.

De ces patients, ce sont 14 muscles dénervés qui ont été retenus puisqu'au moins deux diagnostics rapides dans le temps étaient nécessaires. Le sujet 5 a été rejeté de l'échantillon lors de l'analyse de l'évolution des sujets, car il n'avait reçu aucun suivi dans le temps. Par contre, les données recueillies pour son jambier antérieur droit ont été utilisées pour l'étude de corrélation. Les muscles

rejetés l'ont été puisque certaines données essentielles étaient manquantes au dossier, ou parce que des aberrations semblaient s'être glissées lors de la collecte ou de la compilation des données de l'électrodiagnostic rapide.

	Muscle	Sévérité de la lésion	Muscle retenu pour l'étude
Sujet 1	Vaste externe D Vaste Interne D Droit antérieur D	modérée aucune aucune	oui non non
Sujet 2	Droit antérieur G Vaste interne G Vaste externe G	sévère sévère aucune	oui oui non
Sujet 3	Droit antérieur D Vaste interne D Vaste externe D	sévère sévère sévère	oui oui oui
Sujet 4	Long péronier latéral G Jambier antérieur G Extenseur commun des doigts G	sévère totale sévère	oui oui oui
Sujet 5	Jambier antérieur D Péroniers latéraux D	modérée aucune	oui (pour l'étude de corrélation) non
Sujet 6	Péroniers latéraux D	sévère	Oui
Sujet 7	Jambier antérieur G Extenseur commun des orteils G EXPI G	sévère sévère sévère	oui oui oui
Sujet 8	Deltoïde moyen G Biceps Brachial G	Modérée Inconnue	oui non

Tableau 4: Grille des propriétés des sujets à l'étude en ce qui attrait au(x) muscle(s) atteint(s), au niveau de sévérité d'atteinte initiale et l'admissibilité à l'étude de ces derniers.

Il est à noter que les informations reliées au genre, à l'âge, à la cause de la lésion nerveuse ainsi qu'au type de suivi n'ont pas été compilées ni prises en considération dans la présente étude, puisque l'impact de ces informations dans le contexte actuel était négligeable. En effet, les variations induites par ces différentes caractéristiques sont de moindre importance que le simple fait de comparer divers muscles ayant des valeurs de CH à la base hétérogènes. Il a été par contre pris en considération que cette méthodologie apporte des limites et celles-ci seront prises en considération au moment venu de tirer les conclusions de l'étude.

7.4.3 Contexte de la prise de mesure

Les données diagnostiques ont été relevées de dossiers de patients suivis en physiothérapie par deux physiothérapeutes expérimentés. Pour la collecte des électrodiagnostics rapides, les patients ont été évalués entre le 12 août 2007 et le 7 septembre 2010, à une fréquence d'environ 8,79 semaines. De façon générale, tous les muscles atteints ont été évalués au moins deux fois dans le temps, sauf pour les muscles ayant un ratio d'ACC ≤ 2.8 à la prise initiale, ainsi que pour le sujet 5, qui n'a reçu aucun suivi. Entre les évaluations par électrodiagnostic, les patients ont été suivis pour une période variable en physiothérapie conventionnelle à raison de ± 3 fois/semaine. Ce suivi était combiné à de la stimulation musculaire à domicile ou en milieu hospitalier, selon la disponibilité ou non d'une location d'appareil de stimulation musculaire.

Comme ces évaluations ont été réalisées à différents moments, dans différents milieux et par deux physiothérapeutes, il demeure difficile de dire jusqu'à quel point la méthode d'évaluation était standardisée entre les sujets et entre les thérapeutes. Le niveau de standardisation de la position pour la prise de l'électrodiagnostic rapide a fort probablement varié en comparaison à la position standardisée présentée (voir annexe, photo I) puisque plusieurs muscles ont été évalués dans le cadre de ces suivis. Cependant, il est connu que le point moteur spécifique à chacun des muscles évalué a été utilisé pour effectuer l'électrodiagnostic rapide sur le muscle. Ainsi, le muscle a été stimulé à l'endroit où le nerf est le plus excitable (Watson 2008). Grâce à cette utilisation, la méthode d'évaluation est reproductible pour ce qui est du positionnement de l'électrode crayon. L'électrode dispersive, de dimension habituelle de 6X8cm, peut quant à elle avoir été placée de façon aléatoire en proximal le long du trajet du nerf évalué.

Les électrodiagnostics rapides utilisés pour cette étude-ci ont été réalisés par le physiothérapeute traitant de ces patients. Il est donc probable qu'un effet halo (tendance de l'évaluateur à se baser sur son impression pour coter la prise de données) puisse avoir influencé, à la hausse ou à la baisse, les valeurs recueillies pour ces patients. Il est à noter que bien que les prises de données aient été faites

par des physiothérapeutes expérimentés, ceux-ci n'avaient pour autant la même formation ni les mêmes aptitudes thérapeutiques. Il se peut donc qu'une partie de la variation observée chez les sujets soit expliquée par l'interaction entre les patients et les évaluateurs.

7.5 Mesures des résultats

7.5.1 Valeurs utiles de l'électrodiagnostic rapide

Tel que décrit précédemment, trois données sont essentielles lors de l'électrodiagnostic rapide : la CH, la RH à 1000ms et le SGT à 1000ms. Puis, le ratio d'ACC est calculé via le quotient du SGT sur la RH, afin de classer le niveau d'atteinte nerveuse du muscle à évaluer. Dans le but de renchérir la classification par l'ACC, l'aire du TP établi suite à l'électrodiagnostic rapide a aussi été calculée.

7.5.2 La rhéobase et le seuil galvanique triangulaire

La RH et le SGT sont définis comme étant des seuils d'intensité de courant (mA) où la contraction musculaire minimale est visible, pour un courant d'impulsion longue de 1000ms, de forme rectangulaire (RH) ou triangulaire (SGT).

Comme ces deux valeurs sont grandement influencées par la résistance cutanée, la forme et la distance entre les électrodes, elles sont difficilement comparables d'un électrodiagnostic rapide à un autre. Par contre, puisque la RH et le SGT sont tous deux sujets à ces variations, mais comme les erreurs systématiques s'annulent, le ratio qui en découle est, pour sa part, un élément de comparaison validé pour un même sujet et possiblement pour différents sujets.

7.5.3 La chronaxie

La valeur de CH est définie comme étant la durée de courant, sous forme rectangulaire, pour laquelle la réponse musculaire minimale est obtenue avec une intensité double de la RH. Elle est considérée comme normale à 1ms, mais

demeure dans des limites acceptables entre 1ms et 5ms lors d'un électrodiagnostic rapide trans-épidermique.

La représentation graphique de la CH se fait à gauche sur l'abscisse. Il est possible, lors de l'interprétation de l'électrodiagnostic rapide, de classer les dénervations en fonction de la CH observée. Selon cette proposition, les valeurs de RH pour les dénervations partielles modérées se situeraient entre 5ms et 20ms tandis que les valeurs de RH pour les dénervations partielles sévères se situeraient entre 20ms et 300ms (Murie & Poulin, 2009b).

7.5.4 L'accomodabilité

L'ACC se définit comme le rapport entre l'intensité du courant de forme triangulaire à 1000ms (SGT) sur l'intensité du stimulus de forme rectangulaire également à 1000ms (RH). Ce ratio permet, à lui seul, de classer le degré de lésion nerveuse périphérique de normale ($ACC \geq 2,8$), partielle modérée ($1,9 < ACC < 2,8$) à sévère ($1 < ACC \leq 1,9$) ainsi que totale ($ACC \leq 1$) (Murie & Poulin, 2009b). Tel que mentionné ci-haut, la RH et le SGT comprennent tout deux des erreurs systématiques dues à l'influence de plusieurs erreurs de mesure. Comme ces erreurs sont présentes chez les deux valeurs utilisées pour former le ratio d'ACC, ce dernier neutralise ces biais. Le ratio qui en découle est donc un élément de comparaison intra et inter-sujet (Murie & Poulin, 2009b).

7.5.5 Le triangle prévisionnel : l'aire et la forme

Après avoir reçu les données du diagnostic rapide des participants, les calculs d'aire ainsi que les représentations graphiques des TP ont été possibles. La formule de triangulation utilisée pour calculer l'aire de ces TP est la même que celle utilisée pour calculer l'aire des triangles chez les sujets sains (voir figure 3, section 6.2.4.1.).

À l'aide de la valeur de l'aire des TP des sujets atteints, le pourcentage de changement qu'a subi cette aire entre le temps 1 et la dernière prise de mesures a été recherché. Ce pourcentage nous a permis de quantifier le changement d'aire au fil de l'évolution de l'innervation, pour un même muscle.

Afin de mettre en lumière le niveau d'association entre l'aire du TP d'un muscle dénervé et chacun des éléments du diagnostic rapide concernant ce même muscle, des coefficients de corrélation de Pearson ont été calculés.

À partir des trois valeurs essentielles des électrodiagnostics rapides (CH, RH à 1000ms et SGT à 1000ms), un TP a été représenté graphiquement pour chaque muscle retenu pour l'étude. Afin de connaître la valeur ajoutée du TP par rapport à l'ACC, qui est largement utilisée, les valeurs cliniques des modifications de forme et d'aire des triangles en fonction de l'évolution de l'ACC ont été recherchées.

7.6 Résultats

L'évolution des éléments relevés au diagnostic rapide fait pour chaque muscle dénervé est présentée dans le tableau suivant.

	Muscle	Temps 1 ACC/ CH/ RH/ SGT	Temps 2 ACC/ CH/ RH/ SGT	Temps 3 et plus ACC/ CH/ RH/ SGT	Aire du triangle (msec*mA ³) Temps 1 / 2 / 3	% de changement Entre T1 et dernier temps au dossier
Sujet 1	Vaste externe D	2,18/ 125ms/ 33mA/ 72mA	2,48/ 50ms/ 25mA/ 62mA	2,5/ 20ms/ 22mA/ 60mA	17 062,5/ 17 575/18 620	+ 8,36%
Sujet 2	Droit antérieur G Vaste interne G	1,9/ 100ms/ 23mA/ 42mA 1,2/ 100ms/ 17mA/ 21mA	2,17/ 50mA/ 22mA/48mA 1,9/ 50ms/ 14,5mA/27mA	4,3/ 0,5ms/ 16mA/ 69mA 2,4/ 50ms/ 12,5mA/ 30mA	8 550/ 12 350/ 26 486,8 1 800/ 5 937,5/ 8 312,5	+ 67,72% + 78,35%
Sujet 3	Droit antérieur D Vaste interne D Vaste externe D	1,5/ 100ms/ 20mA/ 30mA 1,58/ 100ms/ 12mA/ 19mA 1,6/ 100ms/ 17mA/ 28mA	2,5/ 50ms/ 14mA/ 30mA 1,7/ 100ms/ 14mA/ 24mA 2,6/ 20ms/ 10mA/ 26mA	2,83/ 10ms/ 12mA/ 34mA 1,8/ 100ms/ 13mA/ 24mA 3,4/ 2,5ms/ 10mA/ 34mA	4 500/ 7600/ 10 890 3 150/ 4 500/ 4 950 4 950/ 7 840/ 11 970	+ 58,68% + 36,36% + 58,65%
Sujet 4	Long Péronier Lat. G Jambier antérieur G Extenseur commun des doigts G	1,1/ 31ms/ 4,5mA/ 5mA 1/ 23ms/ 5mA/ 5mA 1,1/ 24ms/ 2,2mA/ 2,5mA	2,5/8ms/7,5mA/18,5mA 1,8/30ms/2,5mA/4,5mA 1,25/ 20ms/ 4mA/ 5mA	N.A. N.A. N.A.	242,25/ 5 456/ N.A. 0/ 970/ N.A. 146,4/ 490/ N.A.	+ 95,56% +970% +70,12%
Sujet 6	Péroniers latéraux	1,8/ 68ms/ 19mA/ 34mA	1,8/65ms/17mA/32mA	T3: 1,8/ 42ms/ 16mA/30mA T4: 2,42/30ms/ 14mA/34mA T5 :2,4/ 17ms/ 15mA/36mA T6 :2,8/ 3ms/ 12mA/ 34mA	6 990/ 7 012,5/ 6 706 9 700/ 10 321,5/ 10 967	+ 36,26%
Sujet 7	Jambier antérieur G Extenseur commun des orteils G EXPI G	1,36/ 150ms/ 22mA/ 30mA 1,3/ 120ms/ 24mA/ 32mA 1,5/ 150ms/ 20mA/ 30mA	1,8/ 50ms/ 18mA/ 34mA 1,8/ 50ms/20mA/ 36mA 1,6/ 50ms/ 22mA/ 36mA	T3: 2,64/80ms/14mA/37mA T4: 3,5/10ms/ 12mA/ 42mA T3:1,8/ 80ms/ 20mA/ 36mA T4:2,8/ 10ms/ 12mA/ 41mA T3: 2,2/ 10ms/ 18mA/40mA T4: 3,4/ 10ms/ 12mA/41mA	3 400/ 7 600/ 10 580/ 14 850 3 520/ 7 600/ 7 360/ 14 355 4 250/ 6 650/ 10 120/ 14 355	+ 77,10% + 75,48% + 70,39%
Sujet 8	Delhoïde moyen G	2,18/ 6ms/ 24mA/ 60mA	2/ 0,5ms/ 16mA/ 32mA	2,14/ 0,5ms/ 28mA/ 60mA	17 892/ 7 996/ 15 992	- 10,62%

Tableau 5: Grille des résultats des sujets à l'étude rapportant l'atteinte initiale des muscles ainsi que l'évolution qui s'y rattache à la fin du suivi en physiothérapie. Présentation du pourcentage de changement, présent entre la première valeur d'aire du triangle et la dernière obtenue.

Le nombre d'électrodiagnostics rapides effectués pour chaque muscle varie entre deux et six. Les valeurs des aires des triangles s'y rattachant sont présentées en ordre chronologique ainsi qu'en pourcentage de changement entre la prise de mesures au temps 1 et la dernière prise de mesures (entre T2 et T6 selon le muscle).

7.6.1 Les valeurs des aires des triangles et les valeurs d'ACC dans le temps

	réinnervé	LNP partielle modéré	LNP partielle sévère et totale
ACC Médiane	2,83	2,3	1,6
Aire Médiane (msec*mA ⁻¹)	14 355	9 910	4 500
Aire Minimale (msec*mA ⁻¹)	10 890	146,4	0
Aire Maximale (msec*mA ⁻¹)	26486,8	7600	18620

Tableau 6: Valeurs d'aires de triangles prévisionnels en fonction du niveau d'innervation

Les valeurs des aires des triangles varient de msec*mA⁻¹ à 26486,8 msec*mA⁻¹. Le tableau 6 ci-haut présente les valeurs médianes pour chaque niveau de lésion.

De façon générale, tous les sujets ont présenté une évolution positive de leur valeur d'ACC à l'exception des sujets 6, 7 et 8. En effet, les sujets 6 et 7 ont stagné dans le temps, tandis que le sujet 8 qui a régressé. Les valeurs d'ACC calculées chez le sujet 6 sont demeurées stable entre les temps 1 et 3 (ACC à 1,8) ainsi qu'entre les temps 4 et 5 (ACC à 2,4±0,02). En ce qui concerne le sujet 7, les ratios d'ACC de l'extenseur commun des orteils G sont demeurés stables entre les temps 2 et 3 (ACC à 1,8). La régression de l'innervation du sujet 8 est observable entre le temps 1 et 2, période pendant laquelle la valeur d'ACC passe de 2,18 à 2,0.

7.6.2 Le pourcentage de changement d'aire du triangle dans le temps

La valeur médiane du pourcentage de changement d'aire des triangles dans le temps est de 68.92%. Le plus grand pourcentage de changement est de

+970%, observable chez le sujet 4 dans le cadre du suivi de son muscle jambier antérieur G. Le plus petit pourcentage de changement se trouve à être de +8,36%, chez le sujet 1. Le seul pourcentage de changement d'aire négatif a été trouvé chez le sujet 8. Le pourcentage de changement d'aire pour son deltoïde moyen G était de -10,62%.

7.6.3 Études des corrélations

À l'aide des CH, RH et SGT relevés aux diagnostics rapides ainsi que des ratios d'ACC et des aires des triangles prévisionnels calculés, des études de corrélations ont été réalisées.

7.6.3.1 L'étude globale

L'étude globale des corrélations a été réalisée à l'aide de toutes les données recueillies, sans égard au niveau d'innervation.

VARIABLE	ACC	CH	RH	SGT	Aire
ACC	1				
CH	-0,4943	1			
RH	-0,0172	0,3757	1		
SGT	0,5488	-0,0614	0,7852	1	
Aire	0,791	-0,3634	0,4758	0,9165	1

Tableau 7: Corrélations entre les valeurs recueillies aux diagnostics rapides de tous les niveaux d'innervations confondus.

Les résultats démontrent que les corrélations présentent ACC-Aire ($R=0,791$), RH-SGT ($R= 0,7852$) et SGT-Aire ($R= 0,9165$) sont de bonne qualité ($r>0,75$) (Voir le tableau 7 ci-haut, ainsi que les figures 7 à 9 ci-dessous). L'association la plus forte se trouve entre le SGT et l'aire du triangle. Il est à noter que la CH n'est associée de façon significative avec aucun autre élément de l'électrodiagnostic rapide.

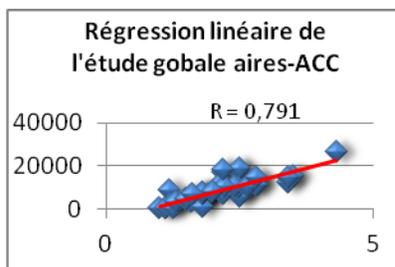


Figure 7: Régression linéaire entre l'aire des triangles et l'ACC de l'étude globale des données d'électrodiagnostic

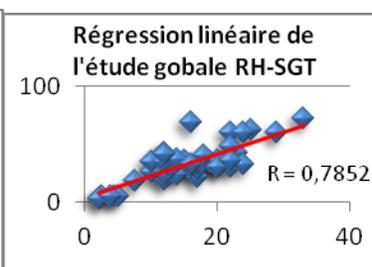


Figure 8: Régression linéaire entre la RH et le SGT de l'étude globale des données d'électrodiagnostic

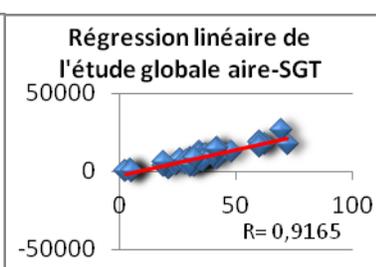


Figure 9: Régression linéaire entre l'aire des triangles et les SGT de l'étude globale des données d'électrodiagnostic

7.6.3.2 L'étude de corrélations selon l'ACC

Lorsque les corrélations en fonction de l'innervation ont été effectuées, il fut intéressant de remarquer que les associations semblaient être de plus grande importance pour certaines catégories d'innervation, en comparaison à l'étude globale de corrélations (voir tableau 8 ci-dessous).

A) Réinnervation complète

VARIABLE	ACC	CH	RH	SGT	Aire
ACC	1				
CH	-0,6629	1			
RH	0,9199	-0,5993	1		
SGT	0,9455	-0,6931	0,9704	1	
Aire	0,9448	-0,6981	0,9637	0,9996	1

B) Dénervation partielle modérée

VARIABLE	ACC	CH	RH	SGT	Aire
ACC	1				
CH	-0,2913	1			
RH	-0,3523	0,1705	1		
SGT	-0,1004	0,0824	0,9483	1	
Aire	0,1158	-0,1096	0,8231	0,9559	1

C) Dénervation partielle sévère

VARIABLE	ACC	CH	RH	SGT	Aire
ACC	1				
CH	-0,0235	1			
RH	0,3099	0,6237	1		
SGT	0,5608	0,4641	0,9466	1	
Aire	0,7893	0,1340	0,7200	0,9039	1

Tableau 8: Corrélations entre les valeurs recueillies aux diagnostics rapides en fonction du niveau d'innervation

7.6.3.2.1 Les muscles à nouveau innervés totalement

Si l'étude est plus particulièrement faite par rapport aux relations présentes dans les cas de muscles réinnervés, donc avec une $ACC \leq 2,8$, les corrélations sont majoritairement d'excellente qualité ($r=0,9199-0,9996$). Pour les autres associations, elles demeurent relativement de bonne qualité ($r=0,5993-0,6981$). Il est intéressant de voir que les éléments de l'électrodiagnostic rapide sont encore une fois fortement corrélés avec l'aire du TP ($r= 0,9448$ pour ACC-Aire/ $-0,6981$ pour CH-Aire/ $0,9637$ pour RH-aire/ $0,9996$ pour SGT-Aire).

7.6.3.2.2 Les lésions modérées

En ce qui concerne les lésions nerveuses modérées (dénervation partielle), les relations sont de moindre qualité en comparaison des autres calculs statistiques. L'association directe de l'ACC et de l'aire des TP est de très faible importance ($r= 0,1158$) par rapport aux autres valeurs de corrélations (voir Tableau 8, section 7.9.3.2.). Toutefois, les excellentes relations RH-SGT ($r= 0,9483$) et SGT-Aire ($r= 0,9039$) demeurent stable par rapport aux autres calculs. L'association RH-Aire ($r= 0,8231$) est également de très bonne qualité, tout comme pour les muscles réinnervés (voir Tableau 8, section 7.6.3.2.).

7.6.3.2.3 Les lésions sévères

Finalement, pour les muscles avec une dénervation partielle sévère, les plus fortes relations sont identiques à celles des résultats globaux : ACC-Aire ($r= 0,7893$), RH-SGT ($r= 0,9466$) ainsi que le SGT-Aire ($r= 0,9039$) (voir Tableau 8, section 7.9.3.2.). Il est à noter que la CH demeure toujours l'élément du diagnostic rapide sans corrélation significative avec aucun des éléments du diagnostic.

7.7 Discussion

Les résultats de cette étude rétrospective permettent de fournir des pistes de réponse aux deux hypothèses initiales. Celles-ci stipulaient d'une part que

selon l'atteinte nerveuse, classifiée par la valeur de l'ACC, la forme du TP se modifierait. D'autre part, une diminution de l'aire du TP en fonction de la lésion nerveuse était attendue. La tendance qui ressort est que le triangle change de forme avec la sévérité de la lésion et que l'aire de ce triangle varie avec ces modifications. Il est aussi intéressant de savoir que l'aire du TP est en tout temps corrélée avec le SGT, est majoritairement corrélée avec la RH et l'ACC, mais n'est en aucun cas significativement corrélée avec la CH. De plus, un pourcentage de changement d'aire peut être calculé dans le but d'objectiver la progression de l'aire du TP dans le temps. Par contre, il faut considérer que la forme et l'aire du TP sont propres au muscle évalué et ne peuvent être comparées à un autre muscle ou une à celui d'une autre personne. Nous avons finalement pu déterminer la valeur ajoutée que peut représenter le TP aux niveaux cliniques et académique.

7.7.1 L'aire du triangle prévisionnel évolue en fonction de l'innervation musculaire

Il est possible d'affirmer que dans l'étude des résultats globaux, l'aire du TP d'un muscle évolue en fonction de l'ACC (calculée lors de l'électrodiagnostic rapide), de la RH et du SGT. Le pourcentage de changement d'aire du triangle est positif si la valeur d'ACC augmente (sujets 1 à 7). Par exemple, ce phénomène est facilement observable chez le sujet 4, qui présente la plus grande augmentation de pourcentage de changement d'aire (970%). Ce dernier présentait une dénervation totale (ACC : 1) au temps1, avec une aire nulle au TP initial. Par la suite, tout changement d'innervation du jambier antérieur a été facilement observé et fut responsable d'un bond significatif de l'aire entre le temps 1 et 2 (0 à 970%). Il est toutefois moins évident de voir cette relation chez le sujet 1, qui présente le plus petit pourcentage de changement de l'aire dans le temps (8,36%). Ce petit changement d'aire est en lien avec une évolution plutôt stable de l'ACC, qui est passée de 2,18 à 2,48 entre les temps 1 et 2, pour finalement demeurer à 2,5 en fin de suivi (temps 3).

D'autre part, le pourcentage de changement de l'aire est négatif lorsque la valeur d'ACC finale est moindre que l'ACC initiale, puisque l'aire du TP régresse

avec la baisse de l'ACC, tel que vu chez le sujet 8 où l'aire passe de 17892 msec*mA⁻¹ au temps 1 (ACC :2,14) à 7996 msec*mA⁻¹ au temps 2, pour terminer à 15992 msec*mA⁻¹ au temps 3 (ACC : 2,14). Cette aire finale inférieure à la prise de mesure initiale est responsable de ce pourcentage négatif de changement de l'aire.

En conséquence, cette tendance qu'a l'aire du TP à varier en fonction de l'ACC indique que cette aire semble elle aussi représenter l'évolution de l'innervation chez le muscle dénervé, au même titre que l'ACC. Cette tendance est appuyée par l'étude de corrélations entre SGT-Aire (voir Tableau 7 section 7.6.3.1., ainsi que Tableau 8 et Figure 9, section 7.6.3.2.), qui est significative à tous les niveaux d'innervation ainsi que dans l'étude globale.

De plus, les études de corrélation de l'aire avec l'ACC de façon globale ($r= 0,791$), pour les muscles réinnervés ($r= 0,9448$) et pour les muscles avec dénervation partielle sévère ($r= 0,7893$) sont en relation significative avec l'aire. Cependant, ces relations ne sont pas appuyées de façon significative chez les lésés modérés ($r=0,1158$), possiblement en raison de la grande disparité entre les valeurs d'aires des TP dans cet échantillon (min : 5456 msec*mA⁻¹, max : 18620 msec*mA⁻¹).

Il est toutefois nécessaire de comprendre que ce suivi de l'évolution de l'innervation à partir du changement de l'aire du TP semble uniquement un élément de comparaison intra-sujet et non inter-sujet. Ceci a préalablement été mis en évidence dans un tableau présentant les valeurs minimales et maximales des aires des TP en fonction de la classification de l'innervation par l'ACC (voir tableau 6, section 7.6.1.). À première vue, la classification de la sévérité des LNP, selon les valeurs d'aires des TP, semble possible puisque les valeurs d'aires pour des LNP partielles modérées et les muscles réinnervés forment des catégories mutuellement exclusives. Toutefois, cette hypothèse est infirmée par la catégorie des LNP partielles sévères. En effet, dans cette catégorie, les valeurs d'aires varient à un point tel qu'elles entrecroisent les valeurs des deux catégories précédentes (voir Tableau 6, section 7.6.1.). Puisque les valeurs des aires des TP se juxtaposent entre les différentes catégories d'innervation, elles ne peuvent pas

être considérées comme des données comparatives inter-sujet pour la classification de la sévérité des LNP. La valeur de l'aire du TP est plutôt propre à chaque muscle évalué, pour un même individu, et elle évolue en fonction de l'amélioration de l'innervation.

À la lumière des analyses qui précèdent, nous ne sommes pas en mesure de proposer de remplacer l'ACC par la progression (en %) de l'aire du TP. Effectivement, comme la valeur d'aire du triangle varie largement d'une personne à l'autre, elle est une variable de faible intérêt lors de comparaison inter-individu. L'aire du TP est fortement corrélée avec le SGT à tous les niveaux d'innervation, mais ne l'est à aucun niveau avec la CH. On peut donc dire que l'aire constitue simplement une valeur ajoutée à l'ACC du diagnostic rapide, pour préciser l'évolution d'un même muscle dans le temps.

Il est à noter que les pourcentages de changements d'aires observés dans le cadre de cette étude proviennent des électrodiagnostics rapides réalisés entre le T1 et le temps final (entre T2 et T6), ceux-ci séparés en moyenne de 23,43 semaines. Considérant la longue période écoulée entre les deux prises de mesures, la vitesse de récupération nerveuse, reflétée par la progression de l'ACC et par le pourcentage de changement de l'aire du TP, semble être lente malgré les traitements reçus en physiothérapie et la stimulation musculaire quotidienne à domicile. Étant donné cela, l'efficacité de la réadaptation offerte actuellement ainsi que la sensibilité de nos méthodes d'évaluations visant à détecter un changement minimal cliniquement significatif du degré d'innervation sont deux éléments questionnables.

7.7.2 L'aire du triangle prévisionnel serait-il plus sensible aux changements de l'innervation du muscle que l'ACC?

À la suite de l'étude des résultats concernant le sujet 8, ayant eu une valeur d'ACC de 1,8 lors de ses trois premières prises de données, l'importance accordée à la valeur d'ACC calculée lors de l'électrodiagnostic rapide a été remise en question. Tel que présenté dans l'étude de Paternostro-Sluga (T. Paternostro-Sluga, et al., 2002), l'ACC est moins sensible aux changements dans la phase

subaiguë - chronique (plus de 12 semaines post lésion). Il se peut donc que cette diminution de la sensibilité de l'ACC soit responsable de cette différence entre l'ACC et l'aire du triangle chez le sujet 8. D'un autre côté, l'aire du TP a évolué malgré la valeur d'ACC stable. En contre partie, il ne faut pas oublier que les variations de l'aire du TP sont influencées par les valeurs de RH et du SGT qui elles, sont dépendantes des conditions expérimentales lors de la prise de données. Il demeure cependant évident que la variation de l'aire en fonction d'une ACC stable peut être une piste sur la sensibilité de l'aire du TP en fonction de l'évolution de l'innervation. Il serait donc intéressant de faire une étude portant sur la sensibilité de l'aire par rapport celle de l'ACC, ainsi que leur sensibilité respective en fonction de la valeur de l'EMG de stimulation sur ce même muscle. Nous pourrions également intégrer à l'étude une imagerie par échographie, telle que proposée par Jon A. Jacobson, afin d'observer la repousse axonale et tenter de faire un lien comparatif entre cette imagerie et, respectivement, l'innervation, l'aire du TP et l'ACC.

7.7.3 Modification de la forme du triangle en fonction de l'innervation

L'étude rétrospective a permis de constater que la forme du TP se modifie avec les changements de l'innervation, puisque sa forme est fonction des éléments du diagnostic rapide. Telles que présentées dans le Tableau 7 de la section 7.6.3.1., les associations présentent entre l'ACC-CH, ACC-RH, CH-SGT et CH-Aire sont des relations indirectes, ou négatives. Cependant, d'un point de vue statistique toutes ces associations ne sont pas nécessairement significatives. Ces relations globales négatives signifient que chaque élément varie de façon inverse par rapport à l'autre. Ainsi, lorsque la valeur d'ACC augmente, les valeurs de CH et RH tendent à diminuer. En même temps, le SGT tend à augmenter à mesure que la valeur de RH diminue. Par le fait même, plus la valeur de la CH tend à s'abaisser avec l'augmentation de l'ACC, plus l'aire du TP tend à augmenter. Cet amalgame de relations simultanées indirectes permet de représenter, de façon statistique, les modifications du TP observées graphiquement à la figure suivante.

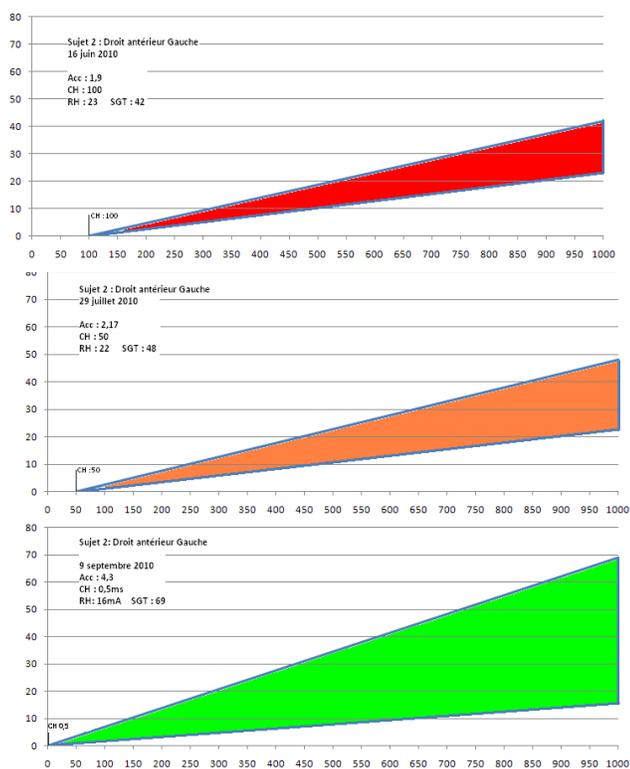


Figure 10: Sujet 2, muscle Droit antérieur G. Progression des valeurs de la CH, de la RH et de SGT sur les axes en fonction de l'évolution de l'ACC du temps 1 au temps 3.

Cette figure présente l'évolution typique d'un TP partant d'un niveau de lésion sévère à une réinnervation complète. Cette représentation de l'évolution du muscle droit antérieur gauche du sujet 2 est dite typique, car sa CH augmente (voir Tableau 5, section 7.6) et tend donc à glisser graduellement vers la droite sur l'abscisse (voir Figure 10 ci-haut), en fonction de l'importance de la dénervation. Simultanément, le SGT et la RH se déplacent eux aussi, mais sur l'ordonnée. La RH glisse graduellement vers le haut sur l'ordonnée en raison de l'augmentation de sa valeur avec la dénervation (voir Tableau 5, section 7.6). Le SGT s'abaisse sur l'ordonnée puisque sa valeur diminue avec l'augmentation de la gravité de la lésion (voir tableau 5, section 7.6). Ces trois variations sur les axes rendent le triangle plus mince et soulevé à sa base lors de la phase de dénervation sévère. Le TP tend à reprendre une forme, s'approchant de la représentation dite normale tel que représentée par la figure 2 de la section 6.2.3 : Production de triangles prévisionnels, lorsque la valeur d'ACC est $\geq 2,8$. Finalement, ces modifications de

formes du TP représentent graphiquement les relations de corrélations mises en évidence dans l'étude statistique globale des éléments de l'électrodiagnostic rapide. Cependant, ces relations se retrouvent seulement dans cette étude globale des corrélations et ne sont que faiblement appuyées par les associations de cette étude.

Somme toute, la représentation graphique par TP peut être un moyen efficace pour informer un patient des changements qui s'effectuent au fil des mois. Cette approche peut également avoir une valeur académique, afin d'aider les étudiants en apprentissage du diagnostic rapide à visualiser correctement la réinnervation qui s'opère lorsqu'un muscle est dénervé. Cette représentation graphique est aussi plus rapide à réaliser qu'une courbe i/t , ce qui peut être plus applicable dans le cadre académique universitaire actuel. Toutefois, en tant que professionnel, cette représentation n'apporte que très peu de nouvelles informations à notre collecte de données habituelle. Il serait donc plus profitable d'utiliser le pourcentage de changement de l'aire du TP pour appuyer, de façon objective, l'évolution de l'innervation du muscle lors d'un suivi longitudinal.

7.7.4 Contradictions entre les relations en regard des différentes approches de corrélation : Globale et par importance de la lésion

Premièrement, la relation globale entre ACC-RH ($r = -0,0172$), exposée précédemment, est très variable selon le niveau d'innervation. En effet, elle demeure indirecte chez les LNP modérées ($r = -0,3523$), mais directe dans les cas de réinnervation ($r = 1,9199$) et de LNP sévère ($r = 0,3099$). Une autre opposition présente parmi les calculs de corrélations est que la relation ACC-SGT est indirecte lorsqu'elle est étudiée de façon spécifique aux lésions partielles modérées, donc l'ACC diminue si le SGT augmente. Toutefois, dans les autres situations, les relations sont directes, donc l'ACC et le SGT augmentent simultanément. Par contre, cette relation inverse des changements de l'ACC par

rapport au SGT n'est que très faiblement corrélée ($r = -0,1004$), en comparaison aux autres situations de calculs ($r = 0,5488$ à $0,9455$). Il est donc envisageable que la relation présente entre les éléments du diagnostic rapide soit différente quand il y a une LNP, par rapport au moment où le muscle a de nouveau une innervation normale. D'un autre côté, la RH et le SGT sont des valeurs dépendantes des conditions expérimentales. Ceci peut donc être en partie responsable du manque de constance des relations.

7.7.5 La chronaxie n'est pas assez stable pour classifier les lésions en fonction de sa valeur à l'électrodiagnostic rapide

À la suite de l'étude, il est possible de discuter de la réelle valeur de la classification des lésions en fonction de la valeur de CH trouvée à l'électrodiagnostic rapide, exposé à la section 5.1.2 *La Chronaxie*. Cette gradation des lésions nerveuses apparaît sous-optimale étant donné la faible corrélation que présente la CH avec chacun des éléments du diagnostic (voir Tableau 7 section 7.6.3.1., et Tableau 8 section 7.6.3.2.) , ainsi que la grande variabilité des valeurs de celle-ci dans chaque catégorie de lésion déterminée par l'ACC (voir Tableau 5, section 7.6). Ceci est également appuyé par le fait que seules les CH au-dessus de 1ms (*T. Paternostro-Sluga, et al., 2002; Schuhfried, et al., 2005*), correspondraient à une dénervation musculaire. Il serait donc peu précis d'utiliser des valeurs supérieures à 1ms comme barèmes de classification des lésions. Il est par contre à considérer que dans l'étude rétrospective, les CH étudiées proviennent de muscles des deux quadrants, supérieur et inférieur. Ceci peut donc être une cause de variation des valeurs obtenues lors des électrodiagnostics rapides, car la littérature nous informe que les muscles situés en distal et en postérieur ont des chronaxies plus élevées que les muscles en proximal et en antérieur (Licht, 1971).

De ce fait, il est fortement conseillé de demeurer avec la combinaison de la classification par valeur d'ACC en plus de la valeur de CH, telle que conseillé dans l'étude de Paternostro-Sluga (*T. Paternostro-Sluga, et al., 2002*). Finalement,

l'ajout du pourcentage de changement de l'aire du TP pour préciser la collecte de données dans le suivi de nos patients LNP est une avenue envisageable.

7.8 Conclusion de l'étude rétrospective

Cette étude rétrospective a permis de faire la lumière sur l'utilité du TP dans la pratique clinique des physiothérapeutes prenant en charge des individus ayant une ou plusieurs LNP. Il a été démontré que le TP a une valeur complémentaire à la classification de l'ACC en ce qui concerne son pourcentage de changement de d'aire, puisque cette valeur semble évoluer en fonction de l'innervation. Par contre, il a été clairement prouvé que l'aire du TP est propre à chaque muscle évalué, pour un même sujet. L'aire ne peut donc pas être utilisée pour classifier l'importance de la lésion nerveuse, mais plutôt pour observer, d'une autre façon, l'évolution de l'innervation d'un muscle dans le temps. Pour ce qui est de la représentation graphique du triangle, elle semble surtout utile pour éduquer nos patients et les étudiants en apprentissage de cette approche thérapeutique. Finalement, de nouvelles recherches sur cette approche d'évaluation des LNP seraient bénéfiques.

8 Discussion de l'étude exploratoire

À la lumière de cette étude exploratoire, quelques améliorations pourraient être apportées, afin de permettre aux futurs projets portant sur le sujet des LNP de bénéficier des meilleures situations cliniques ou de recherche. Dans un premier temps, pour obtenir des données valides et sensibles au changement, il serait primordial de déterminer *a priori* les qualités psychométriques des outils de mesure utilisés. L'Endomed 582, l'outil utilisé pour le présent travail, n'a pas de qualités psychométriques rapportées dans la littérature. Obtenir le MDC (changement minimal détectable) et MCID (Différence minimale cliniquement significative) pour cet appareil permettrait de conclure de façon certaine à un vrai changement. Cela permettrait également de déterminer la taille d'échantillon nécessaire pour l'atteinte de résultats statistiquement significatif.

Dans un deuxième temps, il serait pertinent d'avoir des échantillons homogènes dans les différents groupes. Par exemple, ce qui a différencié les 2 parties d'expérimentations (sujet sains et sujets atteints) est que les sujets sains ont tous été évalués pour un même muscle, tandis que les données des sujets atteints d'une LNP portaient sur des muscles différents. Il est donc difficile de comparer nos résultats tel que prévu initialement et de formuler des conclusions robustes quant à la pertinence du triangle prévisionnel.

D'autre part, les traitements offerts aux patients ayant une LNP sont une combinaison de l'approche conventionnelle en physiothérapie (mobilisations articulaires et renforcement musculaire) et de stimulation du muscle dénervé, faite à domicile. Lors de cette étude rétrospective, il a été introduit que ce type de traitement semble avoir une efficacité limitée. Il serait donc important de se questionner sur les changements pouvant être apportés à l'approche actuelle en physiothérapie, afin de la rendre plus efficace. Gordon, en 2009, a démontré que la stimulation électrique biphasique à 20hz est efficace pour stimuler la repousse axonale (Gordon, 2009). Puisque la stimulation électrique constitue déjà une pratique courante en physiothérapie, il serait accessible et nécessaire de réviser les paramètres ainsi que les types de courant utilisés, dans le but de s'assurer que ce sont les paramètres optimaux qui sont employés. Par l'éducation

adéquate des physiothérapeutes, il serait facile d'améliorer l'efficacité des traitements en les orientant vers une pratique basée sur les données probantes.

Enfin, une approche pharmaceutique émergente semble suffisamment intéressante pour que l'on suive les recherches qui s'effectueront à ce sujet au courant des années à venir. En effet, la repousse nerveuse serait favorisée par une administration d'étéfoxine (Girard, 2008), un benzoxazine habituellement prescrit pour traiter la nervosité et l'anxiété.

Dans l'avenir, puisque différentes d'approches thérapeutiques semblent possible avec les individus atteints de LNP, il serait justifié de prendre en charge ceux-ci à l'aide d'une approche multidisciplinaire ayant un but commun : maximiser la vitesse de récupération du patient en aidant la repousse axonale, ainsi qu'en maintenant les capacités contractiles des muscles atteints à l'aide d'électrothérapie et d'exercices actifs.

9 Conclusion de l'étude exploratoire

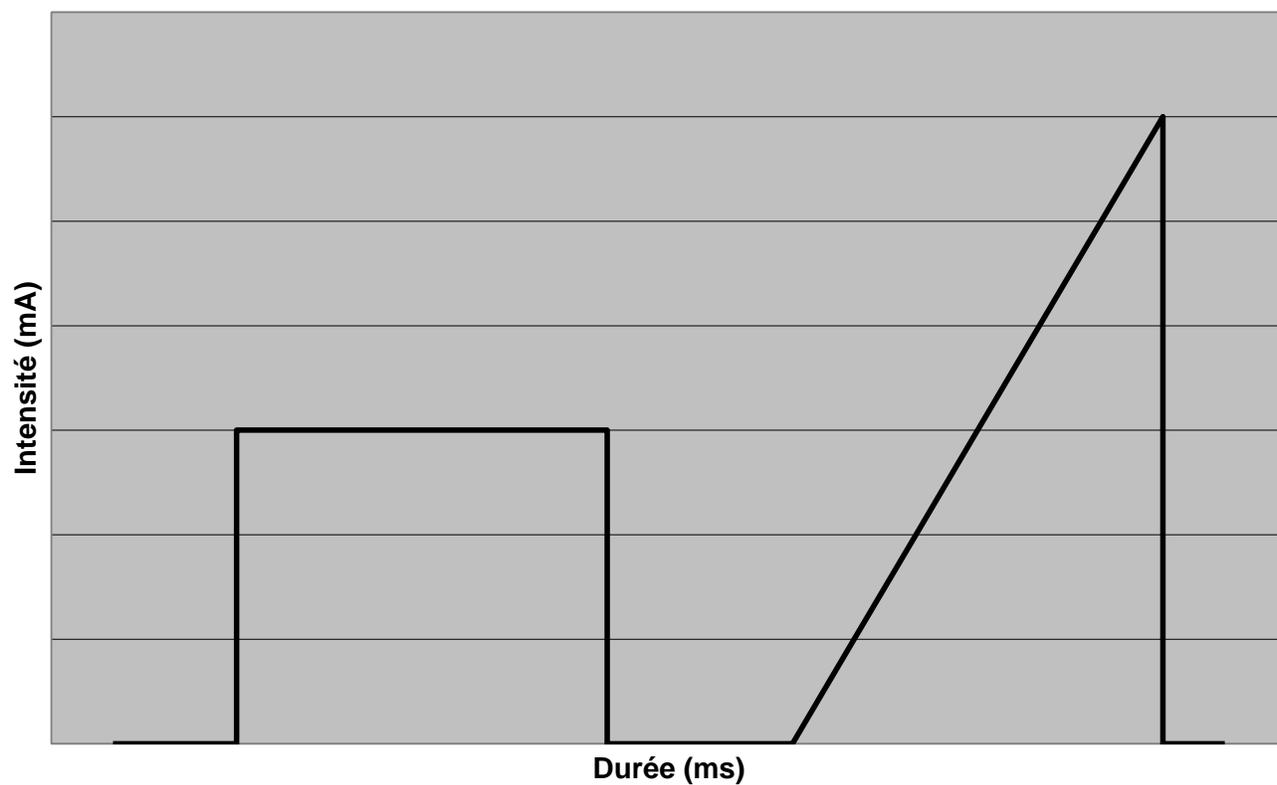
En récapitulatif, une partie généralité a exposée toute la théorie derrière la lésion nerveuse périphérique et le muscle squelettique, puis les conséquences musculaires, osseuses et vasculaires ont par la suite été élaborées. La théorie de l'électrodiagnostic a permis de comprendre les fondements derrière le triangle prévisionnel, en soutenant toutefois que la chronaxie et l'accommodabilité demeurent les deux seuls paramètres largement validés à ce jour.

À la lumière des résultats de l'expérimentation chez les sujets sains et ceux de l'étude rétrospective, la grande variabilité entre les valeurs d'aires des triangles prévisionnels rend l'utilisation de ce triangle difficile pour la comparaison inter-sujet et inter-muscle. Cependant, il s'est avéré que l'aire du triangle prévisionnel semble évoluer en fonction de la récupération de l'innervation nerveuse tout en étant associée à l'ACC. Ceci rend donc l'aire du triangle un élément à considérer dans la quantification de l'évolution d'un même muscle dénervé dans le temps. De plus, le pourcentage de changement de l'aire du triangle dans le temps semble être utile et il est conseillé de l'ajouter à notre collecte d'informations objectives lors de l'électrodiagnostic rapide. D'une autre côté, la représentation graphique du triangle prévisionnel peut être un bon moyen d'informer le patient atteint d'une LNP des changements d'innervation qui s'effectuent dans le temps. Elle pourrait également avoir une valeur académique ajoutée pour les étudiants en apprentissage de l'électrodiagnostic, car elle permet une meilleure visualisation de l'évolution des LNP.

En terminant les évidences scientifiques démontrent que l'ACC et la CH demeurent les meilleurs paramètres d'évaluation des LNP. Davantage d'évidences sont quant à elles requises afin de préciser si le triangle prévisionnel et son pourcentage de changement d'aire représentent des incontournables pour quantifier la sévérité de la dénervation.

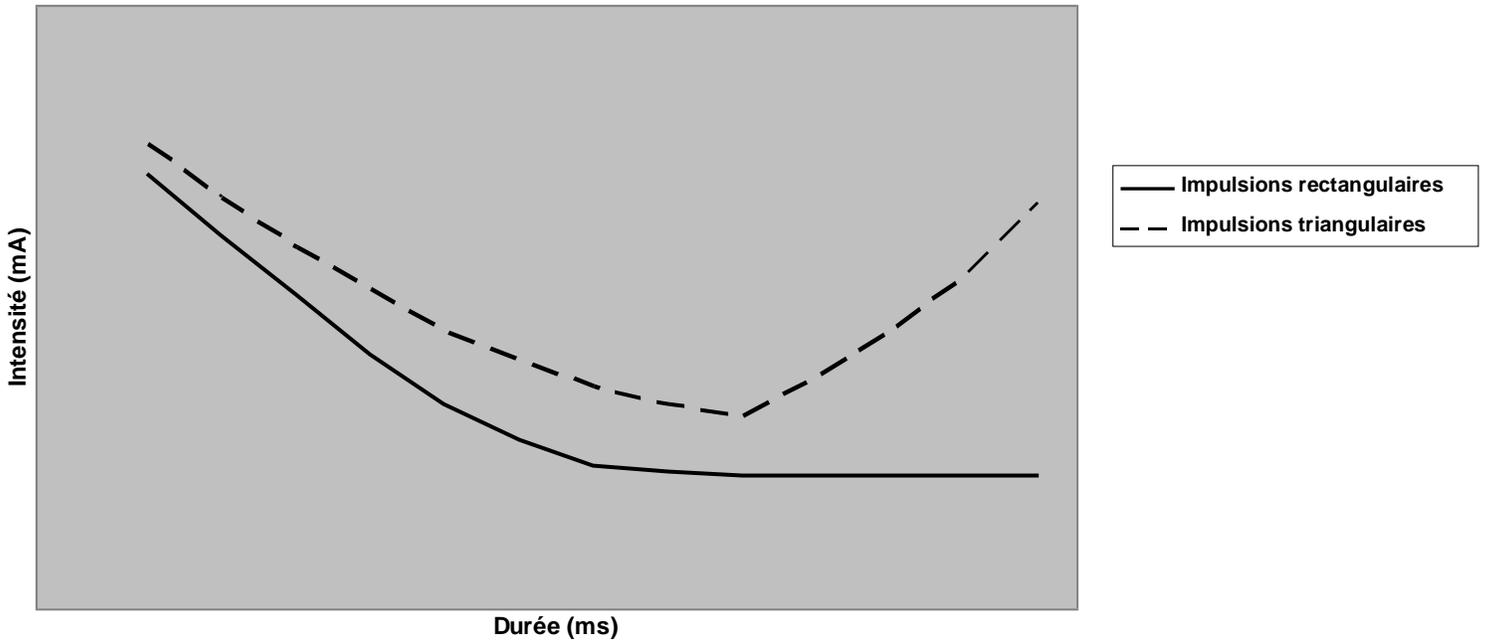
10 Annexe

Figure I : Impulsions rectangulaire et triangulaire



(Delalande, 2000)

Figure II : Allure générale des courbes i/t rectangulaire et triangulaire chez un sujet sain



(Murie & Poulin, 2009b)

Figure III : Conséquences des lésions nerveuses périphériques

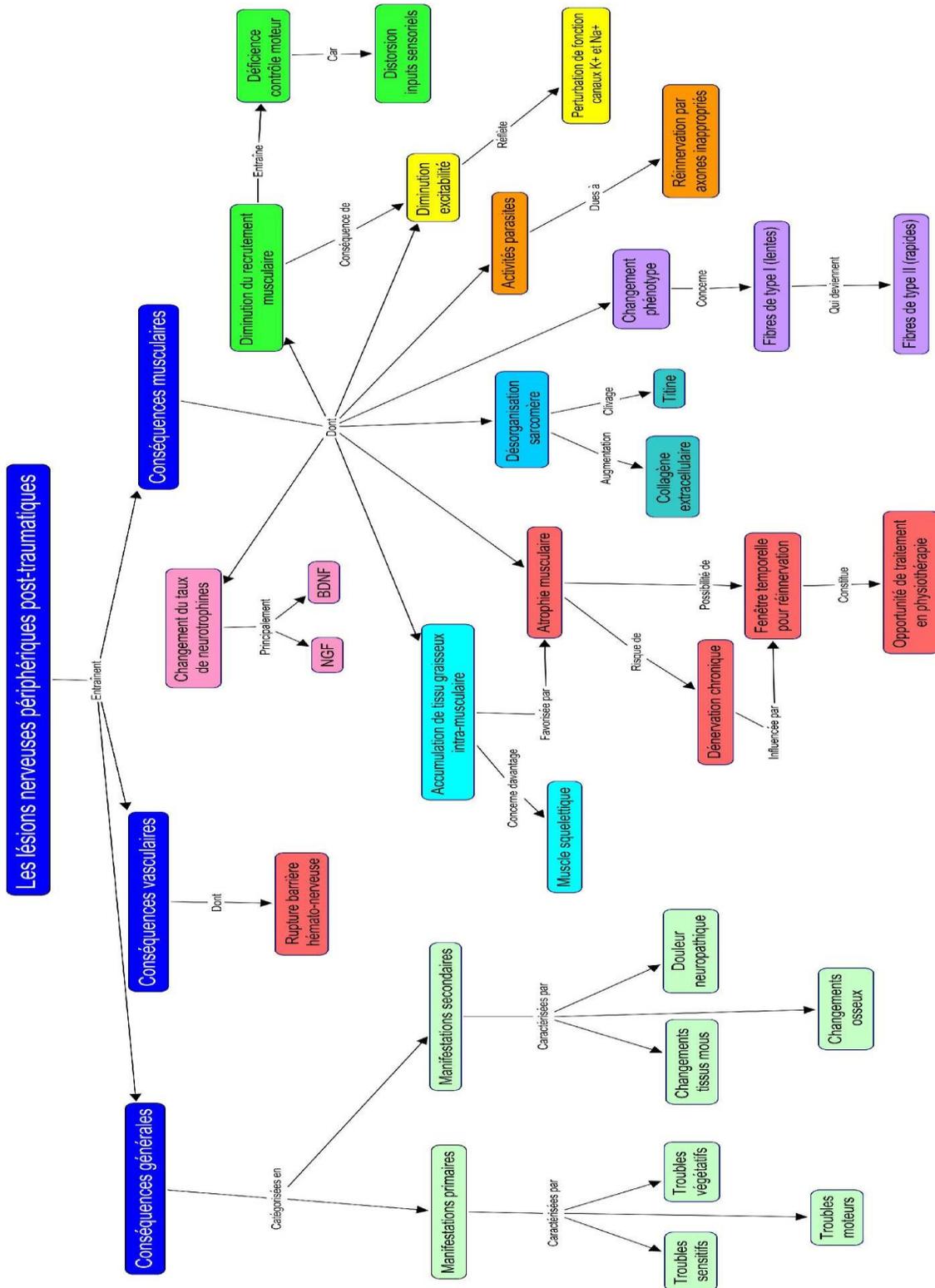


Figure IV : Appareil Endomed 582

Endomed 582

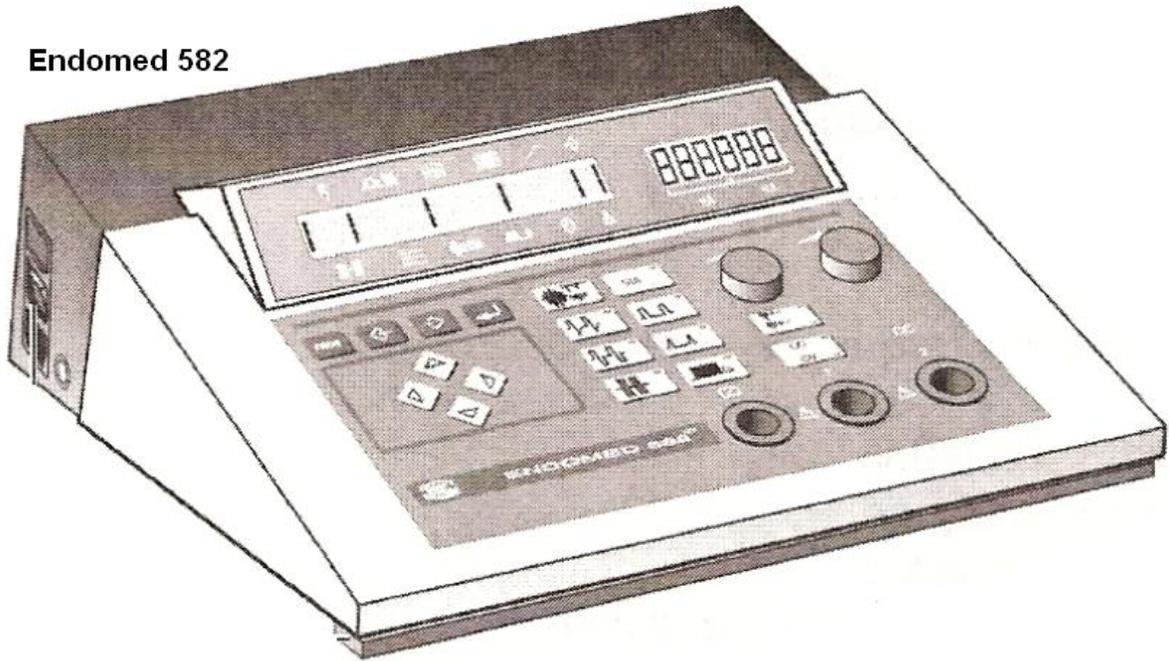


Figure V : Tableau d'affichage de l'endomed 582

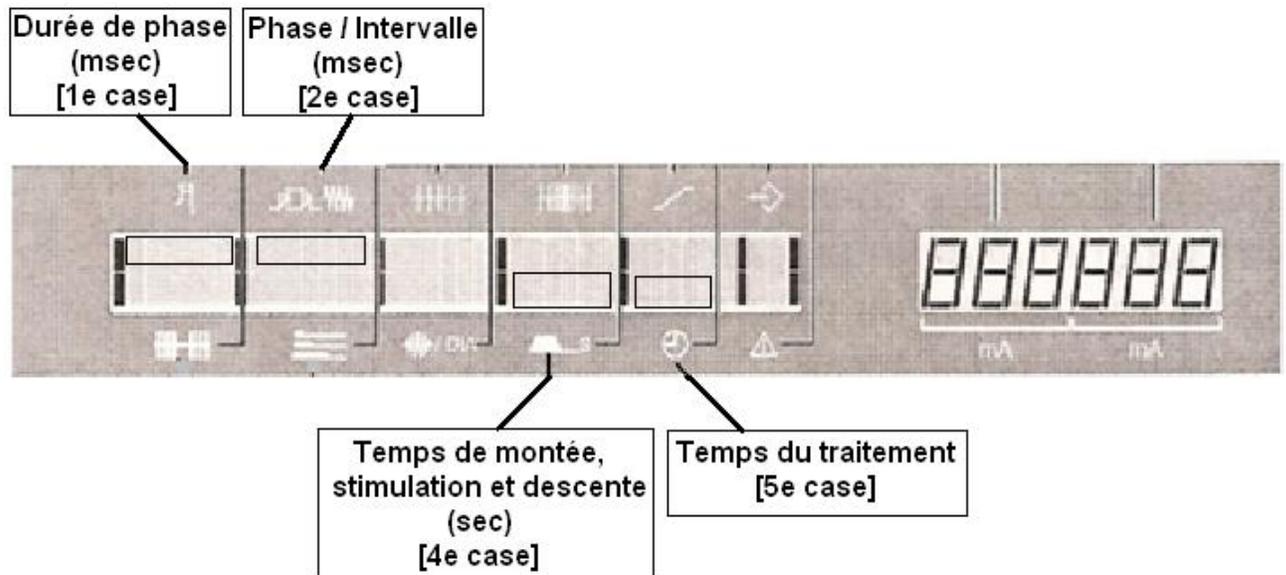


Figure VI : Barre d'outil de l'Endomed 582

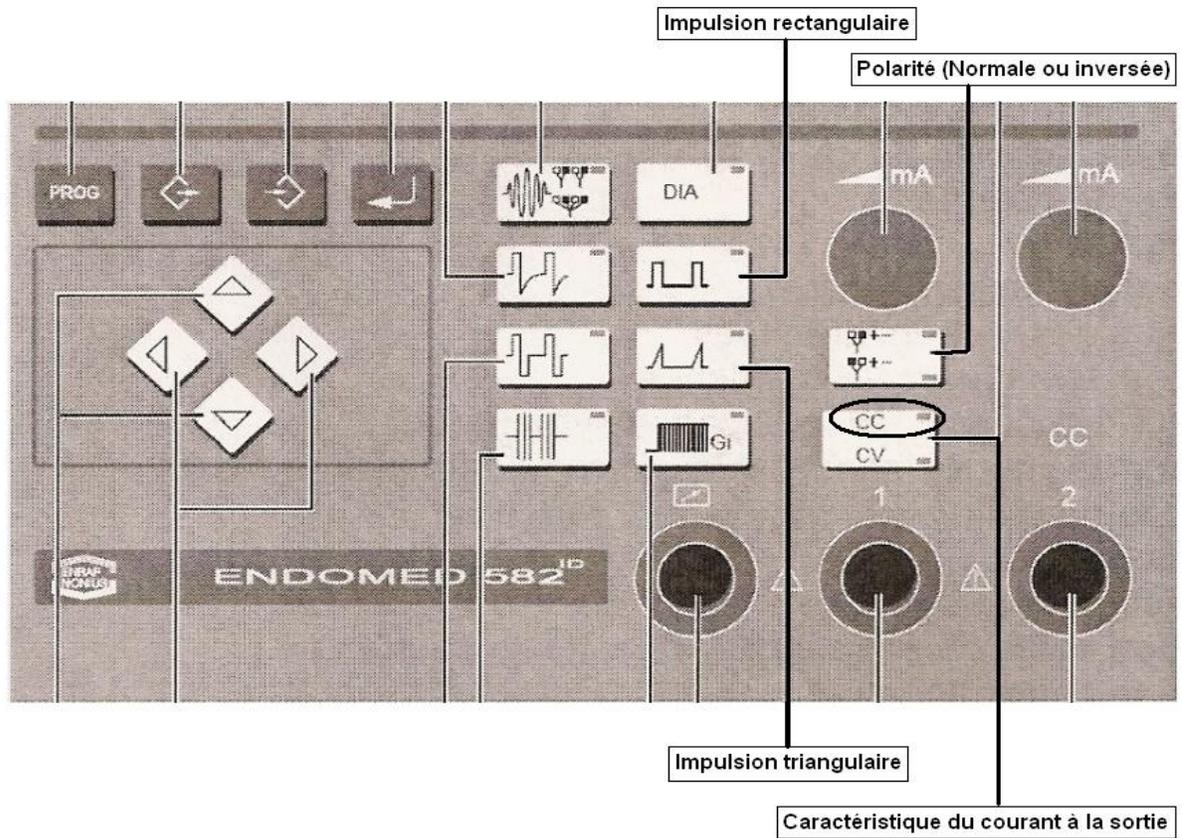


Photo I : Positionnement pour l'électrodiagnostic rapide du muscle jambier antérieur G

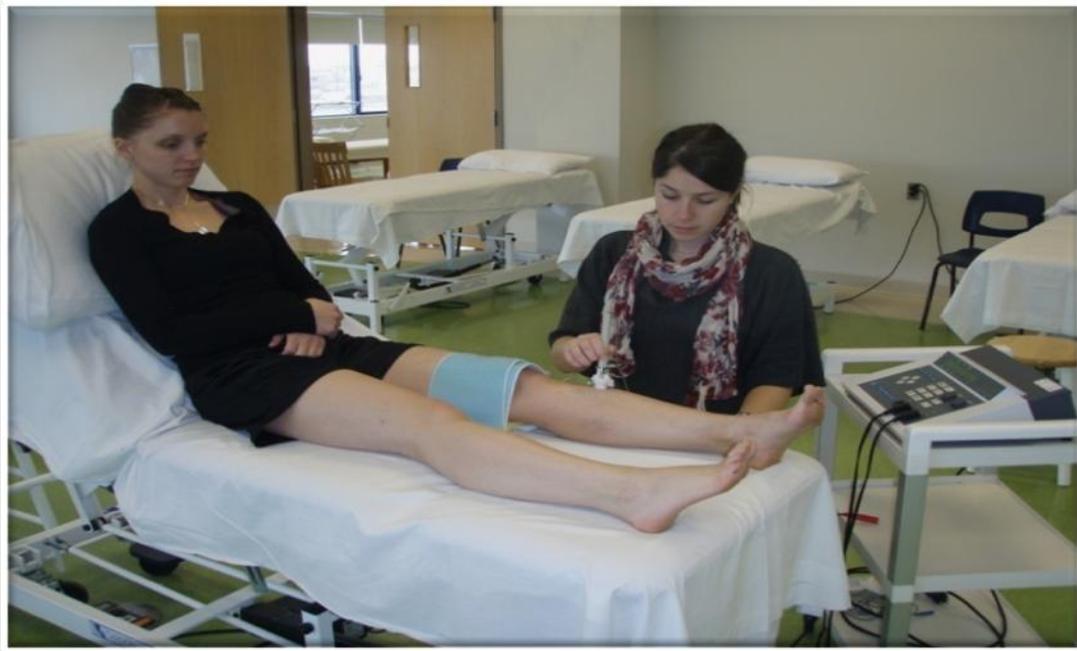


Photo II : Recherche du point moteur théorique du muscle jambier antérieur G



Tableau I : Résumé des évidences disponibles dans la littérature chez les animaux et les humains

Changements osseux	Évidences disponibles dans la littérature chez les animaux	Évidences disponibles dans la littérature chez les humains
Diminution de l'épaisseur de l'os cortical et trabéculaire	Oui (2)	Oui (Dyer, 2008)
Arrêt de croissance et diminution du diamètre osseux	Non	Oui (Dyer, 2008)
Mauvaise cicatrisation osseuse post-fracture	Oui (Apel, et al., 2009)	Non
Cal osseux plus faible	Oui (Apel, et al., 2009)	Non
Diminution du collagène intra-osseux	Oui (Apel, et al., 2009)	Non
Modification de l'architecture osseuse	Oui (H. Mike Kim, 2010)	Non
Amincissement du cartilage	Oui (H. Mike Kim, 2010)	Non

Changements vasculaires	Évidences disponibles dans la littérature chez les animaux	Évidences disponibles dans la littérature chez les humains
Rupture de la barrière hémato-nerveuse	Oui (Landers & Altenburger, 2003; Yayama et al., 2010)	Non
Œdème intraneural	Oui (Yayama, et al., 2010)	Non
Perturbation de l'homéostasie intraneurale	Oui (Yayama, et al., 2010)	Non

Rôle clé des neurotrophines	Évidences disponibles dans la littérature chez les animaux	Évidences disponibles dans la littérature chez les humains
BDNF	Oui (Morisawa, et al., 2006)	Non
NGF	Oui (Morisawa, et al., 2006)	Non
NT-3	Oui (Morisawa, et al., 2006)	Non
NT-4	Oui (Morisawa, et al., 2006)	Non

Changements musculaires	Évidences disponibles dans la littérature chez les animaux	Évidences disponibles dans la littérature chez les humains
Atrophie de dénervation	Oui (Morisawa, et al., 2006)	Oui (Morisawa, et al., 2006)
Changement du phénotype musculaire	Oui (Decherchi, et al., 2003; H. Mike Kim, 2010)	Oui (Decherchi, et al., 2003)
Infiltration de tissu adipeux	Oui (H. Mike Kim, 2010)	Oui (Gordon, et al., 2009)
Diminution de la masse musculaire	Oui (Morisawa, et al., 2006)	Oui (Chen, et al., 2005)
Présence d'une fenêtre temporelle pour réversibilité de l'atrophie par réinnervation	Oui (Sulaiman & Gordon, 2009)	Oui (mais durée indéterminée) (Sulaiman & Gordon, 2009)
Diminution du contenu en titine et désorganisation du sarcomère	Oui (Chen, et al., 2005)	Non
Perturbation des canaux ioniques	Oui (Moldovan, et al., 2009)	Non
Diminution de l'excitabilité électrique	Oui (Moldovan, et al., 2009)	Oui (T. Paternostro-Sluga, O. Schuhfried, G. Vacariu, T. Lang, & V. Fialka-Moser, 2002)
Diminution du recrutement musculaire et du nombre de degrés de mouvement à l'articulation	Non	Oui (Duff, 2005)

Électrostimulation	Évidences disponibles dans la littérature chez les animaux	Évidences disponibles dans la littérature chez les humains
Réversibilité de l'atrophie musculaire	Oui (Asensio-Pinilla, et al., 2009)	Oui (Gordon, et al., 2009)
Améliore la fonction musculaire (sensitive ou motrice)	Oui (Decherchi, et al., 2003)	Oui (Decherchi, et al., 2003)
Efficacité de l'électrostimulation aiguë	Oui (Asensio-Pinilla, et al., 2009; Gordon, et al., 2009)	Non
Non-efficacité de l'électrostimulation chronique	Oui (Asensio-Pinilla, et al., 2009)	Non

Courant bi-phasique plus efficace que mono-phasique	Oui (Decherchi, et al., 2003)	Oui (Decherchi, et al., 2003)
---	-------------------------------	-------------------------------

Autres modalités de traitement	Évidences disponibles dans la littérature chez les animaux	Évidences disponibles dans la littérature chez les humains
Efficacité des exercices de course sur tapis roulant	Oui (Asensio-Pinilla, et al., 2009; Tae Beom, In Sun, Y., H., & Sung-Jin, 2006)	Non
Efficacité plus grande du tapis à basse intensité	Oui (Tae Beom, et al., 2006)	Non
Efficacité de la rééducation sensorielle	Non	Oui (Landers & Altenburger, 2003)
Efficacité d'un traitement combinant électrostimulation et exercices sur tapis roulant	Oui (Asensio-Pinilla, et al., 2009)	Non

1. Dyer JO. Lésions nerveuses périphériques. Notes de cours neurologie PHT-23162008.
2. Apel PJ, Crane D, Northam CM, Callahan M, Smith S, Teassdall RD. Effect of selective sensory denervation on fracture-healing. An experimental study of rats. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2009 December 2009;91-A(12):2886-95.
3. H. Mike Kim LMG, rosalina Das, Nikunj Patel, Stavros Thomopoulos. musculoskeletal deformities secondary to neurotomy of the superior trunk of the brachial Plexus in neonatal mice. *Journal of orthopaedic research*. 2010 October 2010:1391-8.
4. Yayama T, Kovayashi S, Nakanishi Y, Uchida K, Kokubo Y, Miyazaki T, et al. Effect of graded mechanical compression of rabbit sciatic nerve on nerve blood flow and electrophysiological properties. *Journal of clinical neuroscience*. 2010;17:501-5.
5. Landers M, Altenburger P. Peripheral Nerve Injury. *Advances in Physiotherapy*. 2003 2003;5:67-82.
6. Morisawa Y, Takayama S, Okushi K, Nakamura T, Fukuda K, Arakawa Y, et al. Quantitation of neurotrophin mRNA in skeletal muscle: changes during the process of peripheral nerve regeneration. *Journal of Musculoskeletal Research*. 2006 2006 november 23;10(3):131-40.
7. Decherchi P, Dousset E, Marqueste T, Berthelin F, Hug F, Jammes Y, et al. Électromyostimulation et récupération fonctionnelle d'un muscle dénervé. *Science et sports. [Revue générale]*. 2003;18:253-63.
8. Gordon T, Chan KM, Sulaiman O. Accelerating axon growth to overcome limitations in functional recovery after peripheral nerve injury. *Neurosurgery*. 2009;65(4):132-44.
9. Chen S-P, Wheu J-R, Lin A, Hsiao G, Fong T-H. Decline in titin content in rat skeletal muscle after denervation. *Muscle & Nerve*. 2005;32:798-807.

10. Sulaiman O, Gordon T. Role of chronic schwann cell denervation in poor functional recovery after nerve injuries and experimental strategies to combat it. *Neurosurgery*. 2009 October 2009;66(4):105-14.
11. Moldovan M, Alvarez S, Krarup C. Motor axon excitability during Wallerian degeneration. *Brain*. 2009 2009;132:511-23.
12. Paternostro-Sluga T, Schuhfried O, Vacariu G, Lang T, Fialka-Moser V. Chronaxie and Accomodation Index in the Diagnosis of Muscle Denervation. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2002;81:253-60.
13. Duff SV. Impact of Peripheral Nerve Injury on Sensorimotor Control. *J HAND THER*. 2005 2005;18:277-91.
14. Asensio-Pinilla E, Udina E, Jaramillo J, Navarro X. Electrical stimulation combined with exercise increase axonal regeneration after peripheral nerve injury. *Experimental neurology*. 2009;219:258-65.
15. Tae Beom S, In Sun H, Y. J-H, H. K-E, Sung-Jin Y. Involvement of Cdc2 in Axonal Regeneration Enhanced by Exercise Training in Rats. *Official journal of the American College of Sports Medecine*. 2006:1267-76.

Tableau 2 : Les valeurs de la chronaxie de certains muscles obtenues avec des appareils à voltage constant et à courant constant

	Muscle	Chronaxie (ms)			
		Voltage constant		Courant constant	
		Moyenne	Intervalle	Moyenne	Intervalle
Membre supérieur	Deltoïde	0,010	0,008-0,013	0,11	0,06-0,20
	Grand pectoral	0,011	0,008-0,015	0,08	0,04-0,12
	Biceps brachial	0,009	0,007-0,010	0,11	0,08-0,20
	Triceps brachial	0,023	0,010-0,050	0,14	0,05-0,30
	Flex. Digi. Subl.	0,014	0,008-0,020	0,13	0,08-0,30
	Fléchisseur radial du carpe	0,011	0,007-0,020	0,09	0,07-0,10
	Extenseur commun des doigts	0,040	0,015-0,100	0,18	0,09-0,30
	Long extenseur radial du carpe	0,030	0,010-0,070	0,19	0,07-0,40
	Interosseux dorsaux (intercarpiens)	0,050	0,010-0,100	0,11	0,05-0,20
Abducteur du 5 ^e doigt	0,040	0,010-0,080	0,22	0,10-0,40	
Membre inférieur	Droit fémoral	0,026	0,01-0,05	0,07	0,06-0,09
	Vaste médial	0,020	0,01-0,05	0,08	0,07-0,10
	Biceps fémoral	0,085	0,018-0,20	0,15	0,02-0,30
	Gastrocnémiens	0,066	0,05-0,10	0,12	0,10-0,17
	Tibial antérieur	0,042	0,01-0,08	0,10	0,02-0,15
	Long péronier	0,082	0,02-0,17	0,25	0,06-0,50
	Long extenseur des orteils	0,068	0,025-0,10	0,13	0,08-0,22
Visage	Frontal	0,070	0,02-0,20	0,18	0,08-0,30
	Orbiculaire des paupières	0,110	0,04-0,30	0,18	0,10-0,25
	Mentonnier	0,076	0,02-0,10	0,16	0,10-0,30

(Licht, 1971)

11 Références

- Apel, P. J., Crane, D., Northam, C. M., Callahan, M., Smith, S., & Teasdale, R. D. (2009). Effect of selective sensory denervation on fracture-healing. An experimental study of rats. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 91-A(12), 2886-2895.
- Asensio-Pinilla, E., Udina, E., Jaramillo, J., & Navarro, X. (2009). Electrical stimulation combined with exercise increase axonal regeneration after peripheral nerve injury. *Experimental neurology*, 219, 258-265.
- Cameron, M. H., & Monroe, L. G. (2007). Peripheral Nerve Injuries. In E. Saunders (Ed.), *Physical Rehabilitation: Evidence-Based Examination, Evaluation, and Intervention* (pp. 473-513). St. Louis, Missouri.
- Chen, S.-P., Wheu, J.-R., Lin, A., Hsiao, G., & Fong, T.-H. (2005). Decline in titin content in rat skeletal muscle after denervation. *Muscle & Nerve*, 32, 798-807.
- Crépon, F. (2002). *Électrophysiothérapie et rééducation fonctionnelle*, 3^e édition.
- De Bisschop, G., Dumoulin, J., & Aaron, C. (1994). *Électrothérapie appliquée en Kinésithérapie et Rééducation, en Rhumatologie et Médecine Sportive*, 3^e édition. Paris.
- Decherchi, P., Dousset, E., Marqueste, T., Berthelin, F., Hug, F., Jammes, Y., et al. (2003). Électromyostimulation et récupération fonctionnelle d'un muscle dénervé. [Revue générale]. *Science et sports*, 18, 253-263.
- Delalande, B. (2000). Étude scientifique comparative pour la validation d'un courant de neurostimulation: Courant rectangulaire à moyenne nulle. *Ann. Kinésithér.*, 28(2), 88-96.
- Duff, S. V. (2005). Impact of Peripheral Nerve Injury on Sensorimotor Control. *J HAND THER*, 18, 277-291.
- Dyer, J. O. (2008). Lésions nerveuses périphériques *Notes de cours neurologie PHT-2316*.
- Geddes. (2004). Accuracy Limitations of Chronaxie Values. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(1), 176-181.
- Gordon, T., Chan, K. M., & Sulaiman, O. (2009). Accelerating axon growth to overcome limitations in functional recovery after peripheral nerve injury. *Neurosurgery*, 65(4), 132-144.
- H. Mike Kim, L. M. G., Rosalina Das, Nikunj Patel, Stavros Thomopoulos. (2010). musculoskeletal deformities secondary to neurotomy of the superior trunk of the brachial Plexus in neonatal mice. *Journal of orthopaedic research*, 1391-1398.
- Kern, H. (2002). Functional Electrical Stimulation (FES) of Long-Term Denervated Muscles in Humans: Clinical Observations and Laboratory Findings. *Basic Appl Myol*, 12(6), 291-299.
- Kern, H. (2004). Long-Term Denervation in Humans Causes Degeneration of Both Contractile and Excitation-Contraction Coupling Apparatus, Which Is Reversible by Functional Electrical Stimulation (FES): A Role for Myofiber Regeneration? *Journal of Neuropathology and Experimental Neurology*, Vol. 63(No. 9), pp. 919-931.

- Kern, H. (2005). recovery of long-term denervated human muscles induced by electrical stimulation. *Muscle Nerve*, January 2005(31), 98-101.
- Kleggetveit, I. P., & Jorum, E. (2010). Large and Small Fiber Dysfunction in Peripheral Nerve Injuries With or Without Spontaneous Pain. *The Journal of Pain*, 11, 1305-1310.
- Landers, M., & Altenburger, P. (2003). Peripheral Nerve Injury. *Advances in Physiotherapy*, 5, 67-82.
- le Flohic, J.-C. (2003). *Éléments de stimulation électrique*. Puy-en-Velay.
- Licht, S. (1971). *Electrodiagnosis and Electromyography*. Baltimore, Maryland,.
- Marieb, H. (Ed.). (1999). *Anatomie et physiologie humaines* (2e édition ed.).
- Misra, U. K., Kalita, J., & Nair, P. P. (2008). Diagnostic approach to peripheral neuropathy. *Ann Indian Acad Neurol*, 11, 89-97.
- Moldovan, M., Alvarez, S., & Krarup, C. (2009). Motor axon excitability during Wallerian degeneration. *Brain*, 132, 511-523.
- Morisawa, Y., Takayama, S., Okushi, K., Nakamura, T., Fukuda, K., Arakawa, Y., et al. (2006). Quantitation of neurotrophin mRNA in skeletal muscle: changes during the process of peripheral nerve regeneration. *Journal of Musculoskeletal Research*, 10(3), 131-140.
- Murie, C., & Poulin, M.-C. (2009a). Électrodiagnostic de stimulation et électrothérapie des muscles dénervés – Pratique. *Modalités Électrothérapeutiques 2 – PHT 2320, Université de Montréal*.
- Murie, C., & Poulin, M.-C. (2009b). Électrodiagnostic de stimulation et électrothérapie des muscles dénervés – Théorie. *Modalités Électrothérapeutiques 2 – PHT 2320, Université de Montréal*.
- Oh, J., Zhao, C., Zobitz, M. E., Wold, L. E., An, K.-N., & Amadio, P. C. (2006). Morphological changes of collagen fibrils in the subsynovial connective tissue in carpal tunnel syndrome. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 88-A(4), 824-831.
- P. Marchettini, M. L., E. Mauri and C. Marangoni. (2006). Painful peripheral neuropathies. *Current Neuropharmacology*, 4(3), 175-181.
- Paternostro-Sluga, T., Schuhfried, O., Vacariu, G., Lang, T., & Fialka-Moser, V. (2002). Chronaxie and Accommodation Index in the Diagnosis of Muscle Denervation. *Am J Phys Med Rehabil*, 81, 253-260.
- Paternostro-Sluga, T., Schuhfried, O., Vacariu, G., Lang, T., & Fialka-Moser, V. (2002). Chronaxie and Accommodation Index in the Diagnosis of Muscle Denervation. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 81, 253-260.
- Perotto, & AO. (2005). *Anatomical Guide for the Electromyographer: The Limbs and Trunk* (4ième édition ed.). Springfield.
- Robinson, A. J., & Snyder - Mackler, L. (2008). *Clinical Electrophysiology : Electrotherapy and Electrophysiologic Testing*, 3^e édition. Philadelphia.
- Schuhfried, O., Kollmann, C., & Paternostro-Sluga, T. (2005). Excitability of Chronic Hemiparetic Muscles: Determination of Chronaxie Values and Strength-Duration Curves and Its Implication in Functional Electrical Stimulation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 13(1), 105-109.

- Sulaiman, O., & Gordon, T. (2009). Role of chronic schwann cell denervation in poor functional recovery after nerve injuries and experimental strategies to combat it. *Neurosurgery*, 66(4), 105-114.
- Tae Beom, S., In Sun, H., Y., J.-H., H., K.-E., & Sung-Jin, Y. (2006). Involvement of Cdc2 in Axonal Regeneration Enhanced by Exercise Training in Rats. *Official journal of the American College of Sports Medicine*, 1267-1276.
- Watson, T. (2008). *Electrotherapy Evidence-Based Practice*, 12^e édition. Edinburgh, Toronto
- Wayne, & W, D. (2005). *BIostatistics, a foundation for analysis in the Health Sciences* (8ième édition ed.).
- Wessale, J. L., Geddes, L. A., Ayers, G. M., & Foster, K. S. (1992). Comparison of Rectangular and Exponential Current Pulses for Evoking Sensation. *Annals of Biomedical Engineering*, 20, 237-244.
- Woodcock, A. H., Taylor, P. N., & Ewins, D. J. (1999). Long pulse biphasic electrical stimulation of denervated muscle. *Artificial Organs*, 23(5), 457–459.
- Yayama, T., Kovayashi, S., Nakanishi, Y., Uchida, K., Kokubo, Y., Miyazaki, T., et al. (2010). Effect of graded mechanical compression of rabbit sciatic nerve on nerve blood flow and electrophysiological properties. *Journal of clinical neuroscience*, 17, 501-505.
- Zeale, D. L., Rodriguez, R. J., Kenny, T., Billante, M. J., Cho, Y., Billante, C. R., et al. (2001). Electrical Stimulation of a denervated muscle promotes selective reinnervation by native over foreign motoneurons. *J Neurophysiol*, 87, 2195-2199.