ECOLE NATIONALE VETERINAIRE DE LYON

Année 2005 – Thèse n° 27

DETERMINATION EXPERIMENTALE DES CHRONAXIES DES PRINCIPAUX MUSCLES SUPERFICIELS DU CHEVAL

APPLICATION A L'ELECTROMYOSTIMULATION EN PHYSIOTHERAPIE ET REEDUCATION EQUINES

THESE

Présentée à l'UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD – LYON 1
(Médecine - Pharmacie)
et soutenue publiquement le 21 février 2005
pour obtenir le grade de docteur vétérinaire

par

Meallier Estelle
née le 28 août 1978
à Clermont Ferrand (63)

REMERCIEMENTS

A Monsieur le professeur Morin, pour avoir accepté de présider ce jury, mes respectueux hommages.

A Monsieur Sawaya, pour son aide, sa compréhension, son soutien et sa patience, ma profonde reconnaissance.

A Monsieur Cauvin, pour avoir accepté de participer à ce jury, merci.

Merci à Solveig, pour nous avoir permis de réaliser les photos sur Calif

A mes parents, Bernard, Brigitte, Eric, Laetitia, Sylvaine, mes grands-parents et tant d'autres pour tout leur soutien et leur patience, merci pour tout

Enfin et surtout, à Vincent, Lilou et Louis, pour tout le bonheur que vous m'apportez.

SOMMAIRE

SOMMAIRE 1

INDEX DES FIGURES 6

INDEX DES PHOTOS 8

INDEX DES TABLEAUX 10

INDEX DES TABLEAUX 10

LISTE DES ABREVIATIONS 11

INTRODUCTION 13

NOTION DE PHYSIOLOGIE NEUROMUSCULAIRE ET D'ELECTROPHYSIOLOGIE APPLIQUEES A L'ELECTROMYOSTIMULATION 15

I. ORGANISATION STRUCTURELLE ET FONCTIONNELLE DU MUSCLE STRIE 16
A. LA FIBRE MUSCULAIRE : UNITE HISTOLOGIQUE DU MUSCLE 16
1) Structure et ultra structure de la fibre musculaire 16
2) Mécanismes intimes de la contraction et du relâchement musculaires 22
B. L'UNITE MOTRICE : ENTITE FONCTIONNELLE DU MUSCLE 25
1) Définition et caractéristiques 25
2) Taille des unités motrices 26
3) Recrutement des unités motrices 27
C. LES DIFFERENTS TYPES DE FIBRES MUSCULAIRES ET D'UNITES MOTRICES 27
1) Type I 27
2) Type II 27
3) Répartition de ces différents types de fibres et facteurs de variations 29
II. LA CONTRACTION MUSCULAIRE ET LE MOUVEMENT 33
A. PROPRIETES D'UN MUSCLE 33
1) Contractilité 33
2) Elasticité 33
3) Excitabilité 34
B. LES DIFFERENTS TYPES DE CONTRACTIONS MUSCULAIRES 34
1) Contraction isométrique 34
2) Contraction anisométrique 35
3) Application au travail musculaire du cheval (Sawaya 2003) 36
C. ASPECTS BIOMECANIQUES DE LA CONTRACTION MUSCULAIRE 37
1) Relation force / vitesse de raccourcissement 37
2) Importance des composantes élastiques du muscle 37

D. MISE EN JEU DES REFLEXES 41
1) Les fuseaux neuromusculaires et réflexe myotatique 41
2) Les organes tendineux de Golgi et le réflexe myotatique inversé 44
3) Applications à l'électrostimulation 45
III. LE CONTROLE DU MOUVEMENT 46
A. PRINCIPES GENERAUX 46
B. LE CONTROLE CENTRAL DU MOUVEMENT 46
IV. LA CONTRACTION ELECTRIQUEMENT PROVOQUEE – CAS DES STRUCTURES NEURO-MUSCULAIRES SAINES 49
A. SECOUSSE MUSCULAIRE ET GENERATION DE TENSION MUSCULAIRE 49
B. RECRUTEMENT SPATIAL 50
1) La contraction volontaire 50
2) Au cours d'une contraction électriquement provoquée 51
C. RECRUTEMENT TEMPOREL 52
1) Définition 52
2) Application à l'électromyostimulation 53
D. FACTEURS INFLUENÇANT LA CONTRACTION : LA TEMPERATURE 54
E. PARAMETRES DE LA CONTRACTION ELECTRIQUEMENT PROVOQUEE 54
1) intensité, durée de l'impulsion stimulatrice et recrutement des fibres nerveuses 54
2) Influence de la fréquence du courant sur la largeur d'impulsion 57
3) Le choix optimal des parametres : intensité et « largeur d'impulsion » : Notions de rheobase et de chronaxie 57
V. CAS DU MUSCLE DENERVE – MODIFICATIONS DES PARAMETRES 63
A. DEFINITIONS 63
1) Dénervation 63
2) Etapes de la dégénérescence 63
3) Classification des lésions(Dumoulin et De Bisschop 1987, Swaim 1987) 64
B. MODIFICATIONS HISTOLOGIQUES 65
C. MODIFICATIONS ELECTROPHYSIOLOGIQUES 65
1) Rhéobase et chronaxie 65
2) Courbe I/t et pente de climalyse (Barette 1996, Sawaya 2003) 66
D. METHODES D'APPRECIATION DE L'ETAT D'INNERVATION D'UN MUSCLE 67
1) Le coefficient d'accommodation 67
2) Le ratio de Fishgold 68

L'ELECTROSTIMULATION NEUROMUSCULAIRE CHEZ LE CHEVAL : EFFETS, INTERETS, MODALITES PRATIQUES 69

I. LES COURANTS UTILISES EN ESNM 70
A. POLARISES OU UNIDIRECTIONNELS 70
B. ALTERNATIFS OU BIPOLAIRES 71
C. FORMES DE L'IMPULSION ELECTRIQUE 72
II. EFFETS BIOLOGIQUES DE L'ESNM 73
A. EFFETS SUR LES ENZYMES MUSCULAIRES 73
B. EFFETS SUR LES FIBRES MUSCULAIRES 74
C. EFFETS SUR LA TROPHICITE DES TISSUS 74
D. EFFETS GENERAUX : ETUDE EXPERIMENTALE CHEZ LE CHEVAL 74
E. EFFETS ANTALGIQUES 75
III. PARAMETRES DU COURANT 76
A. FREQUENCE 76
1) Définition 76
2) Courants de basse fréquence 76
3) Courants de moyenne fréquence 77
4) Wobulation de fréquence (Verson 2004, Sawaya et coll. 2003, Barette 1996) 80

B. TRAIN D'IMPULSIONS - CYCLES DE TRAVAIL/REPOS ET PENTE D'ETABLISSEMENT DU COURANT EN EMS 81
C. SELECTION DU TYPE DE FIBRES 82
1) Effets de la fréquence et du temps de repos 82
2) Intérêts 82
D. LARGEUR DE L'IMPULSION (DUREE) 83
E. REGLAGE DE L'INTENSITE 83
IV. MATERIEL 84
A. LES APPAREILS (SAWAYA ET COLL. 2003, CREPON 2002, DE BISSCHOP ET DUMOULIN 1991) 84
B. LES ELECTRODES 87
1) Généralités 87
2) Les différents types d'électrodes (Dumoulin et De Bisschop 1987, Crépon 2002) 88
3) Mise en place des électrodes (Barette 1996, Delecroix 1974) 88
4) Disposition des électrodes 89
V. PREPARATION DU CHEVAL 101
VI. LA PREMIERE SEANCE D'ELECTROSTIMULATION 101
VII. APPROCHE DE LA REALISATION PRATIQUE DE L'ESNM CHEZ LE CHEVAL 102
A. L'ESNM A VISEE ANTALGIQUE 102
1) Les courants « TENS » (Crépon 2002, De Bisschop et Dumoulin 1991, Roques 1997, Sawaya et coll 2003) 102
2) L'antalgie par les courants de moyenne fréquence 108
3) Autres courants antalgiques/trophiques 108
B. L'ELECTROMYOSTIMULATION (EMS) DU MUSCLE SAIN 110
1) Intérêts majeurs et objectifs de l'EMS 110
2) Indications generales - Quand pratiquer l'EMS ? (Pinato 2003, Roques 1997) 111
3) Particularités de la réalisation de l'EMS chez le cheval 112
4) Réveil moteur du muscle 113
5) Le Renforcement musculaire 114
6) Le traitement des contractures 117
7) Synthèse : programme d'EMS 119
C. LA STIMULATION DES MUSCLES DENERVES 119
1) Intérêts 119
2) Diagnostic de dénervation 120
3) Aspects électrophysiologiques et stimulation électrique (Le Flohic 2001) 120
4) Modalités de traitement 121
5) Evolution 123
6) Attitude thérapeutique face à un déficit neurologique (Medicompex 1990) 123
7) Le rythme des séances 124
D. LES CONTRE-INDICATIONS DE L'EMS (CREPON 2002, PINATO 2003, SAWAYA ET COLL. 2003) 124

MESURE EXPERIMENTALE DES CHRONAXIES DES MUSCLES SUPERFICIELS DU CHEVAL ETABLISSEMENT D'UNE BASE DE DONNEES 127

I. INTERET DE LA DETERMINATION DE LA CHRONAXIE ET PRINCIPES DE L'ETUDE 128
II. MATERIEL ET METHODE 129
A. MATERIEL 129
1) L'appareil de mesure 129
2) Les électrodes 130
B. LA POPULATION EQUINE 130
C. PREPARATION DE L'ANIMAL 130

D. REALISATION DES MESURES 131
1) conditions de réalisation 131
2) Position des électrodes 131
3) Mesure de la chronaxie 133
E. ESSAI DE STIMULATION MUSCULAIRE AVEC LA CHRONAXIE MESUREE 135
III. RESULTATS 136
A. LES MUSCLES TESTES 136
B. VALEURS MESUREES ET EXPLOITATION DES RESULTATS 136
1) Test de comparaison droite/gauche 136
2) Les rhéobases 137
3) Les chronaxies 139
4) Les coefficients d'accommodation 141
IV. DISCUSSION DES RESULTATS 141
A. RHEOBASES 141
B. CHRONAXIES 142
1) Valeurs moyennes et intervalles de confiance 142
2) Tendances générales de la répartition des valeurs des chronaxies 143
3) Comparaison avec l'homme et le chien 143
C. LES COEFFICIENTS D'ACCOMMODATION 146
V. LIMITES DE L'ETUDE 147
A. LIMITES LIEES AUX CHEVAUX TESTES 147
1) La taille de l'échantillon 147
2) Variations raciales 147
B. LIMITES LIEES AUX MUSCLES ET A LEUR POSITION 147
C. LIMITES LIEES AUX CONDITIONS EXPERIMENTALES 148
D. LIMITES LIEES A LA PRECISION DES MESURES 148
VI. UTILISATION PRATIQUE DES RESULTATS 149
A. VALEURS DE CHRONAXIES CONSEILLEES EN PRATIQUE 149
B. UTILISATION DES DONNEES DE REFERENCE 149
C. LES MESURES DE CHRONAXIES 150

PRINCIPALES INDICATIONS DE L'ELECTROSTIMULATION CHEZ LE CHEVAL PRESENTATION DE CAS CLINIQUES 151

I. PLACE DE L'ESNM DANS UN PROGRAMME DE PHYSIOTHERAPIE, REEDUCATION FONCTIONNELLE 152
II. INCONVENIENTS DE L'ESNM 152
III. INDICATIONS PRINCIPALES DE L'ESNM CHEZ LE CHEVAL 153
A. LES DORSALGIES : 153
B. LES AFFECTIONS OSTEO-ARTICULAIRES 154
1) Affections de la région du bassin : 154
2) Affections du genou : 154
3) Les molettes et vésigons : 155
C. DES AFFECTIONS MUSCULO-TENDINEUSES, ... 155
1) Les contractures et élongations musculaires : 155
2) Les tendinites : 155
D. AFFECTIONS PODALES 157
E. ATTEINTES NERVEUSES 157
IV. PRESENTATION DE CAS CLINIQUES 159
A. ILFAN : DOULEURS LOMBO-SACRO-ILIAQUES ET BOITERIE DU POSTERIEUR 159
1) Historique 159
2) Examen et bilan kinésithérapiques (2 aout 2004) 159
3) Traitement 159
4) Evolution 160
5) Commentaires - Discussion 161

B. ELLIOT : MYOSITE FIBREUSE DU MUSCLE GRACILE D'ORIGINE TRAUMATIQUE ET BOITERIE D'UN POSTERIEUR 161
1) Anamnèse 162
2) Examen et bilan kinesithérapiques 162
3) physiothérapie 164
4) Evolution 167
5) Suivi 168
6) Commentaires -Discussion 168
C. LORD : SYNDROME FEMORO-PATELLAIRE 168
1) commémoratifs/anamnèse 168
2) Examen kinésithérapique/ostéopathique et bilan 169
3) Physiotherapie 169
4) Résultat - Evolution 169
5) Commentaires – Discussion 169
D. KOFFEE-COLOUR : AMYOTROPHIE SUPRASCUPULAIRE : « SWEENEY » 170
1) Historique 170
2) Examen et bilan kinésithérapiques (1-12-2004) 170
3) Physiothérapie - Réhabilitation 171
4) Résultats - Evolution 174
5) Commentaires –Discussion 175
E. ROYAL : LESION TRAUMATIQUE DU PLEXUS BRACHIAL ET THERAPIE DE DENERVATION 176
1) Historique 176
2) Examen kinésithérapique/ostéopathique et bilan 176
3) Physiothérapie 178
4) programme 178
5) Résultats - Evolution 181
6) Commentaires – discussion 182

CONCLUSION 183

ANNEXES 185

BIBLIOGRAPHIE 233

INDEX DES FIGURES

Figure 1: Organisation de la cellule musculaire (Bechtel et Lawrence 1989) 16

Figure 2: Anatomie microscopique d'une fibre musculaire squelettique (Marieb 2000) 18

Figure 3: Composition des myofilaments du muscle squelettique (Marieb 2000) 19

Figure 4: Structure et niveau d'organisation d'un muscle squelettique (Randall 1997) 21

Figure 5: Séquence des évènements produisant le glissement des filaments d'actine lors de la contraction (Marieb 2000) 23

Figure 6: Jonction neuromusculaire (Colville 2002) 24

Figure 7 : Succession des évènements dans le couplage excitation / contraction (Marieb 2000) 25

Figure 8 : Unité motrice (Campbell 1995) 26

Figure 9 : Proportion de fibres lentes dans différents muscles chez le cheval (Barrey 1994) 29

Figure 10 : Variation inter race de la typologie musculaire du muscle fessier moyen chez le cheval (Barrey 1994) 31

Figure 11 : Evolution de la typologie musculaire du muscle fessier moyen en fonction de l'âge du cheval trotteur américain (Barrey 1994) 32

Figure 12 : Comparaison contractions isométriques et contractions isotoniques (Colville 2002) 34

Figure 13 : Contraction anisométrique (Sawaya 2003) 35

Figure 14 : Relation entre la longueur et la tension dans les muscles squelettiques (Marieb 2000) 38

Figure 15 : Courbe tension / longueur du muscle : diagramme de Hill (Monod et Flandrois 1989) 39

Figure 16 : Courbe d'élongation du tendon en fonction des contraintes (Plazanet 1998) 40

Figure 17 : Schéma de fuseaux neuromusculaire (Godeaux) 42

Figure 18 : Mécanisme de boucle (Denoix et Pailloux 1997) 43

Figure 19 : Organe tendineux de Golgi (Cunningham 2002) 44

Figure 20 : Schéma du fonctionnement des récepteurs de Golgi (Denoix et Pailloux 1997) 45

Figure 21 : Structures nerveuses intervenant dans le contrôle du mouvement (Cunningham 2002) 47

Figure 22 : Schéma des voies extra-pyramidales (Chatelain 2000) 48

Figure 23 : Importance relative des voies extrapyramidales (E) et des voies pyramidales (P) en fonction des espèces (Chatelain 2000) 49

Figure 24 : La secousse musculaire (Marieb 2000) 50

Figure 26 : Sommation temporelle et tétanos (Marieb 2000) 53

Figure 27 : Courbe de Howson (Howson DC 1978) 56

Figure 28 : Rhéobase (Sawaya 2003) 58

Figure 29 : Courbe I/t (Crépon 2002) 59

Figure 30 : Recherche de la chronaxie (Sawaya 2003) 60

Figure 31 : Définition du seuil de climalyse et de pente limite (De Bisschop et Gouget 2004, Sawaya 2003) 62

Figure 32 : Classification des lésions nerveuses (Verson 2004) 65

Figure 33 : Courbe I/t d'un muscle sain (fmi) et d'un muscle totalement dénervé (fmd) (Crépon 2002) 66

Figure 34 : Courbes I/t schématiques d'un muscle sain et d'un muscle partiellement dénervé (Sawaya 2003) 67

Figure 35 : Les différents types de courant (Verson 2004) 70

Figure 36 : Comparaison d'un courant symétrique et d'un courant BIOPP (d'après Sawaya 2003) 72

Figure 37 : Les différentes formes d'impulsions électriques (Arnauld des Lions 1997) 73

Figure 38 : La modulation de fréquence (Roques 1997) 78

Figure 39 : Les courants interférentiels (Roques 1997) 79

Figure 40 : La wobulation de fréquence (Verson 2004) 80

Figure 41 : Temps de repos et amplitude de la stimulation (Verson 2004) 81

Figure 42 : Pentes d'établissement (Crépon 2002) 121

Figure 43 : Courbes I/t schématiques d'un muscles sain et d'un muscle dénervé (Sawaya 2003) 122

Figure 44 : Disposition des électrodes pour le muscle deltoïde 131

Figure 45 : Disposition des électrodes pour le muscle extenseur radial du carpe 132

Figure 46 : Disposition des électrodes pour le muscle glutéofémoral, partie sous-ischiatique 132

Figure 47 : Disposition des électrodes pour le muscle vaste latéral 133

Figure 48 : Courbe I/t de Royal et type d'impulsion nécessaire à la stimulation de ce muscle (Sawaya S.) 179

INDEX DES PHOTOS

Photo 1 : Exemple de fixation d'un petit stimulateur grâce à une sangle (Robert A.) 84

Photo 2: Antal Vet 86

Photo 3 : L'appareil PT2000 (Jorvet ; Jorgensen labs, Inc. Loveland Colorado 80530, Medvet GmbH, Allemagne) 86

Photo 4 : L'appareil Compex 2 (Sawaya S.) 87

Photo 5: Exemples d'appareils d'électrothérapie fonctionnant sur batterie 87

Photo 6 : Les différents types d'électrodes : en haut les électrodes auto-adhésives, en bas les électrodes en élastomère 88

Photo 7 : Stimulation du muscle quadriceps 89

Photo 8 : Stimulation du muscle iliopsoas 90

Photo 9 : Stimulation du muscle rhomboïde 90

Photo 10 : Stimulation antalgique du dos grâce à une électrode à double sortie 91

Photo 11 : Stimulation antalgique le long du trajet sciatique grâce à une électrode à double sortie 91

Photo 12 : Stimulation du muscle fessier moyen 92

Photo 13 : Stimulation de la partie supra-ischiatique des muscles fémoraux caudaux 92

Photo 14 : Stimulation du muscle biceps fémoral 93

Photo 15 : Stimulation du muscle glutéofémoral 93

Photo 16 : Simulation du vaste latéral 94

Photo 17 : Stimulation des muscles fléchisseurs profonds 94

Photo 18 : Stimulation de la partie antérieure du muscle erector spinae 95

Photo 19 : Stimulation du muscle pectoral ascendant 95

Photo 20 : Stimulation du muscle grand dorsal 96

Photo 21 : Stimulation du muscle trapèze 96

Photo 22 : Stimulation des muscles supra-épineux en avant et infra-épineux en arrière 97

Photo 23 : Stimulation du muscle triceps brachial 97

Photo 24 : Stimulation du muscle extenseur radial du carpe 98

Photo 25 : Stimulation du muscle fléchisseur ulnaire du carpe 98

Photo 26 : Disposition des électrodes pourla stimulation antalgique de l'articulation sacro-iliaque 99

Photo 27 : Disposition des électrodes le long du trajet du nerf sciatique 99

Photo 28 : Stimulation du muscle quadriceps 100

Photo 29 : Disposition des électrodes pour des douleurs de tendons, de boulet ou de pied 100

Photo 30 : Exemple de programme d'antalgie par inhibition sensitive segmentaire (Myomed©) (Sawaya S.) 103

Photo 31 : Exemple de programme d'antalgie par libération d'endorphines (Myomed©) (Sawaya S.) 104

Photo 32: Utilisation des points d'acupuncture pour les douleurs d'épaule et de garrot 107

Photo 33: Utilisation des points d'acupuncture pour les douleurs ayant comme origine le sacrum (point VG2bis ou 100R) 107

Photo 34 : Exemple d'un programme avec un courant diadynamique (Myomed©) (Sawaya S.) 109

Photo 35 : Exemple de programme de renforcement musculaire avec un courant de moyenne fréquence (Myomed©) (Sawaya S.) 115

Photo 36 : Exemple de programme pour la stimulation des muscles dénervés (Myomed©) (Sawaya S.) 123

Photo 37 : Le myomed (Combet D.) 130

Photo 38 : Programme de recherche de chronaxie sur le Myomed© (Sawaya S.) 134

Photo 39 : Programme d'établissement de la courbe I/t du Myomed© (Sawaya S.) 135

Photo 40 : Elliot avant la physiothérapie (Sawaya S.) 163

Photo 41 : Position des électrodes lors de la stimulation antalgique et trophique (Sawaya S.) 165

Photo 42 : Position des électrodes pour la stimulation du muscle gracile (Sawaya S.) 166

Photo 43 : Kofee Colour en début de traitement physiothérapique (Sawaya S.) 172

Photo 44 : Kofee Colour après 7 semaines de traitement 174

Photo 45 : Royal avant la physiothérapie (par Dr Benamou-Smith) 176

Photo 46 : Royal, EMS du grand dorsal (Sawaya S.) 180

Photo 47 : Royal après deux semaines de physiothérapie (Sawaya S.) 181

INDEX DES TABLEAUX

Tableau 1 : Caractéristiques des trois principaux types de fibres musculaires chez le cheval (d'aprés Allen 1987, Barrey, Valette et Jouglin 1998) 28

Tableau 2 : Moyennes des rhéobases obtenues pour les muscles de l'encolure, du garrot, du membre thoracique et du dos 137

Tableau 3 : Moyennes des rhéobases obtenues pour les muscles du membre pelvien 138

Tableau 4 : Moyennes et intervalles de confiance des chronaxies obtenues pour l'encolure, le membre thoracique et le dos 139

Tableau 5 : Moyennes et intervalles de confiance des chronaxies obtenus pour le membre pelvien 140

Tableau 6 : Coefficients d'accommodation des différents muscles testés 141

Tableau 7 : Comparaison des valeurs de chronaxies de quelques muscles chez le cheval, l'homme et le chien 146

Tableau 8 : Valeurs de chronaxies conseillées pour les muscles testés 149

LISTE DES ABREVIATIONS

ADP : adénosine diphosphate
AD/AG : antérieur droit/ antérieur gauche
AINS : anti-inflammatoire non stéroïdien
ATP : adénosine triphosphate
C0 : occiput
C1 : première vertèbre cervicale
Ca^{2+} : ion calcium
cm : centimètre
°C : degré Celsius
EMS : électromyostimulation
ENMS : électrostimulation neuromusculaire
g : gramme
Hz : hertz
I : intensité
I/t : intensité en fonction du temps
j : jour
K^+ : ion potassium
L1 : première vertèbre lombaire
m/s : mètre par seconde
µm : micromètre
µs : microseconde
mA : milliampère
mg/kg : milligramme par kilogramme
MHz : mégahertz
min : minute
mL : millilitre
mm : millimètre
mm/j : millimètre par jour
m/mm3 : million par millimètre cube
ms : milliseconde
Na^+ : ion sodium
nm : nanomètre
PD/PG : postérieur droit / postérieur gauche
Pi : phosphate
Rh : rhéobase
s : seconde
S1 : première vertèbre sacrale
TENS : transcutaneal electric nerve stimulation
T1 : première vertèbre thoracique
UM : unité motrice
W/cm^2 : watt par centimètre carré

INTRODUCTION

Tout être vivant, animal ou végétal, est le siège d'une activité électrique incessante. Le muscle, élément essentiel de l'activité motrice du corps, reçoit des messages nerveux qu'il transforme en une production de force. Les cellules musculaires, comme les cellules nerveuses présentent la propriété de pouvoir générer des impulsions qui se propagent le long de leurs membranes. L'électrostimulation s'appuie sur cette propriété afin de se substituer à l'activité volontaire.

Depuis l'antiquité, ces phénomènes électriques sont observés et exploités chez le poisson torpille qui produit une décharge électrique. En 1791, Galvani constate qu'une patte de grenouille séparée de son nerf moteur peut se contracter quand elle est mise en contact avec une pince dont les branches sont constituées de métaux différents. Trois ans plus tard, il met en évidence l'existence d'une source d'électricité intrinsèque aux tissus vivants.

Au cours du XIXième siècle, divers travaux permettent de préciser les caractéristiques d'une stimulation efficace. Depuis, de nombreuses techniques d'électrostimulation ont été étudiées chez l'animal et chez l'homme.

Aujourd'hui, en physiothérapie humaine, les techniques d'électrostimulation sont utilisées en pratique courante, leur champ d'application est large, aussi bien dans un but thérapeutique et diagnostic que dans le domaine du développement de la force musculaire chez le sportif.

En thérapeutique , l'électrostimulation a prouvé son efficacité dans l'augmentation de de la tonicité et de la force musculaire, mais aussi dans la rééducation des paralysés et des hémiplégiques, dans l'amélioration des amplitudes articulaires, le contrôle de la douleur, la cicatrisation des tissus et la résorption des œdèmes...

Depuis quelques années, les vétérinaires portent un intérêt de plus en plus croissant pour les techniques de physiothérapie et de rééducation, notamment dans le domaine équin. Mais les données expérimentales et cliniques manquent encore cruellement concernant l'électrostimulation neuromusculaire chez le cheval. Les particularités physiologiques et biomécaniques de ce dernier font qu'il n'est pas toujours possible de lui, transposer directement les techniques réalisées chez l'homme. Certaines ne seront pas applicables chez l'animal, notamment celles qui demandent une participation consciente du patient, car l'animal qui ressent la douleur va se soulager en faisant intervenir des mécanismes compensatoires qui accentuent l'asymétrie fonctionnelle. D'autres nécessiteront des modifications des paramètres techniques afin de les adapter au mieux aux paramètres physiologiques du cheval. Quels courants sont les mieux adaptés au cheval ? Quels appareils utiliser ? Quels paramètres afficher ? Où poser les électrodes ? Combien de temps appliquer ? Quelle efficacité ? Etc.

Autant de questions auxquels nous tenterons d'apporter des réponses dans cette Thèse que nous souhaiterions constituer une base de travail à tout praticien, vétérinaire ou physiothérapeute, souhaitant pratiquer cette technique, que ce soit en réhabilitation ou en médecine sportive équines.

L'approche de l'électrostimulation en thérapeutique ne peut se concevoir sans la connaissance de la physiologie neuro-musculaire, et des bases de l'électrophysiologie. Ces bases essentielles à la compréhension de la suite du travail seront présentées en première partie.

La seconde partie est consacrée aux modalités techniques et pratiques de l'électrostimulation chez le cheval. Nous y traiterons de la manière d'administrer les courants à visée antalgiques, et les courants excito-moteurs chez cette espèce.

La troisième partie est le volet expérimental de ce travail. Il y sera présenté une étude consistant à mesurer les chronaxies musculaires chez le cheval. C'est un paramètre majeur en électrothérapie, car il permet de déterminer le courant le plus efficace et le plus confortable à administrer au patient.

Nous terminerons par la relation de quelques cas cliniques illustrant les principales indications à l'électrostimulation chez le cheval.

NOTION DE PHYSIOLOGIE NEUROMUSCULAIRE ET D'ELECTROPHYSIOLOGIE APPLIQUEES A L'ELECTROMYOSTIMULATION

I. ORGANISATION STRUCTURELLE ET FONCTIONNELLE DU MUSCLE STRIE

Le muscle strié est un organe composé de l'association de fibres musculaires (cellules musculaires) revêtues d'une fine gaine de tissu conjonctif, l'endomysium. Ces fibres se regroupent en faisceaux musculaires délimités par une gaine conjonctive plus épaisse, le périmysium. L'ensemble du muscle est renforcé et recouvert d'une gaine grossière de tissu conjonctif, l'épimysium. L'ensemble est recouvert du fascia, une couche encore plus grossière de tissu conjonctif dense et régulier engainant les muscles d'un même groupe fonctionnel. (Marieb 2000, Barone 1989)

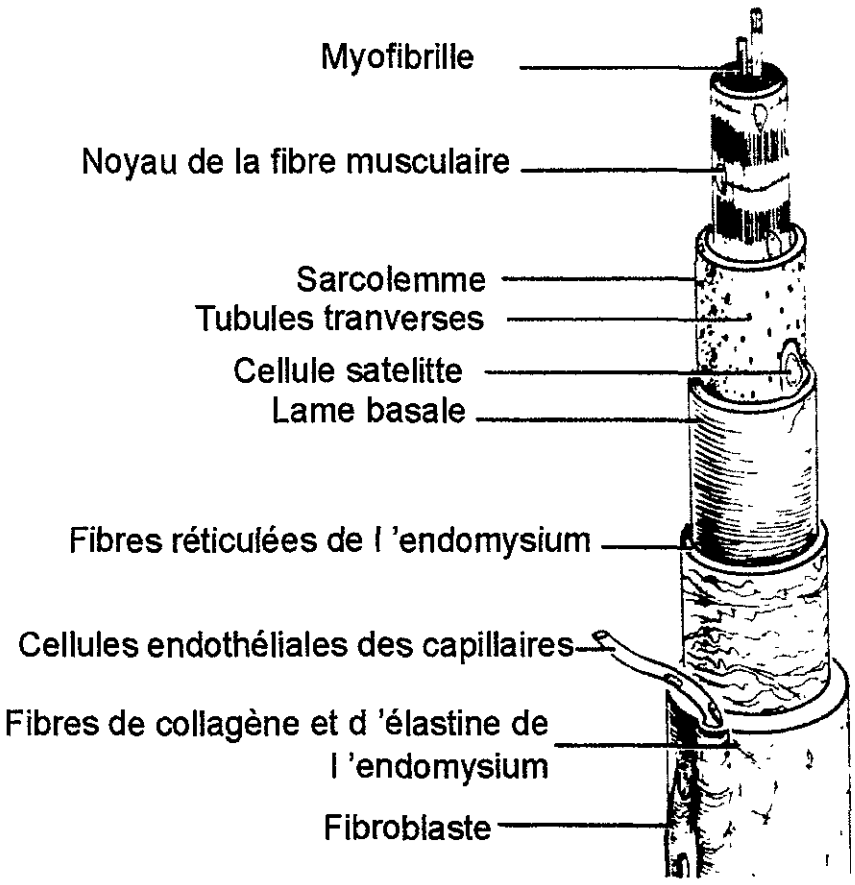
A. LA FIBRE MUSCULAIRE : UNITE HISTOLOGIQUE DU MUSCLE

1) STRUCTURE ET ULTRA STRUCTURE DE LA FIBRE MUSCULAIRE

a. *Organisation générale de la cellule musculaire*

Les fibres musculaires sont de longues cellules cylindriques renfermant de nombreux noyaux situés juste au-dessous du sarcolemme. Le sarcolemme correspond pour sa face interne à la membrane plasmatique et pour sa face externe à une lame basale résistante et élastique qui s'unit à celle des fibres adjacentes en laissant d'étroits interstices pour le passage des nerfs et des capillaires. Il régit la synthèse de nombreuses protéines contractiles. (Bechtel et Lawrence 1989)

Figure 1: Organisation de la cellule musculaire (Bechtel et Lawrence 1989)



D'un diamètre de 10 à 100 µm, et d'une longueur pouvant aller jusqu'à 25mm, ces cellules contiennent un sarcoplasme correspondant au cytoplasme avec d'importantes réserves en glycogène, de la myoglobine. Il participe à la nutrition des fibres et fournit aux fibrilles les éléments énergétiques. Les organites cellulaires habituels sont présents ; les mitochondries possèdent des crêtes plus nombreuses et très serrées, le réticulum sarcoplasmique est doté de nombreux tubules et émet également de fins tubules longitudinaux autour des fibres. On note également la présence de myofibrilles et de tubules transverses (ou tubules T) qui correspondent à des modifications du sarcolemme de la fibre musculaire (figure 1). (Bechtel et Lawrence 1989, Marieb 2000, Barone 1989, Colville 2002)

b. Les myofibrilles

Elles correspondent aux éléments contractiles.

En forme de longs cylindres (de 0,2 à 1µm de diamètre), elles se placent parallèlement entre elles, le long de l'axe longitudinal et sur toute la longueur de la cellule. Entre elles se placent les mitochondries. Les myofibrilles constituent 80% du volume de la fibre musculaire où elles sont présentes par centaines, voire par milliers. (Marieb 2000, Barone 1989)

(1) Stries, sarcomères et myofilaments

Observée au microscope électronique, La myofibrille montre, sur toute sa longueur, une alternance de bandes sombres et claires (figure 2). Ce sont les « stries ». Les bandes sombres correspondent aux stries A (pour « anisotropes » car elles polarisent la lumière visible) et les bandes claires aux stries I (pour « isotropes » car non polarisantes). Sur une fibre musculaire, les bandes de myofibrilles sont alignées, lui conférant son aspect strié caractéristique. (Marieb 2000, Barone 1989, Randall 1997)

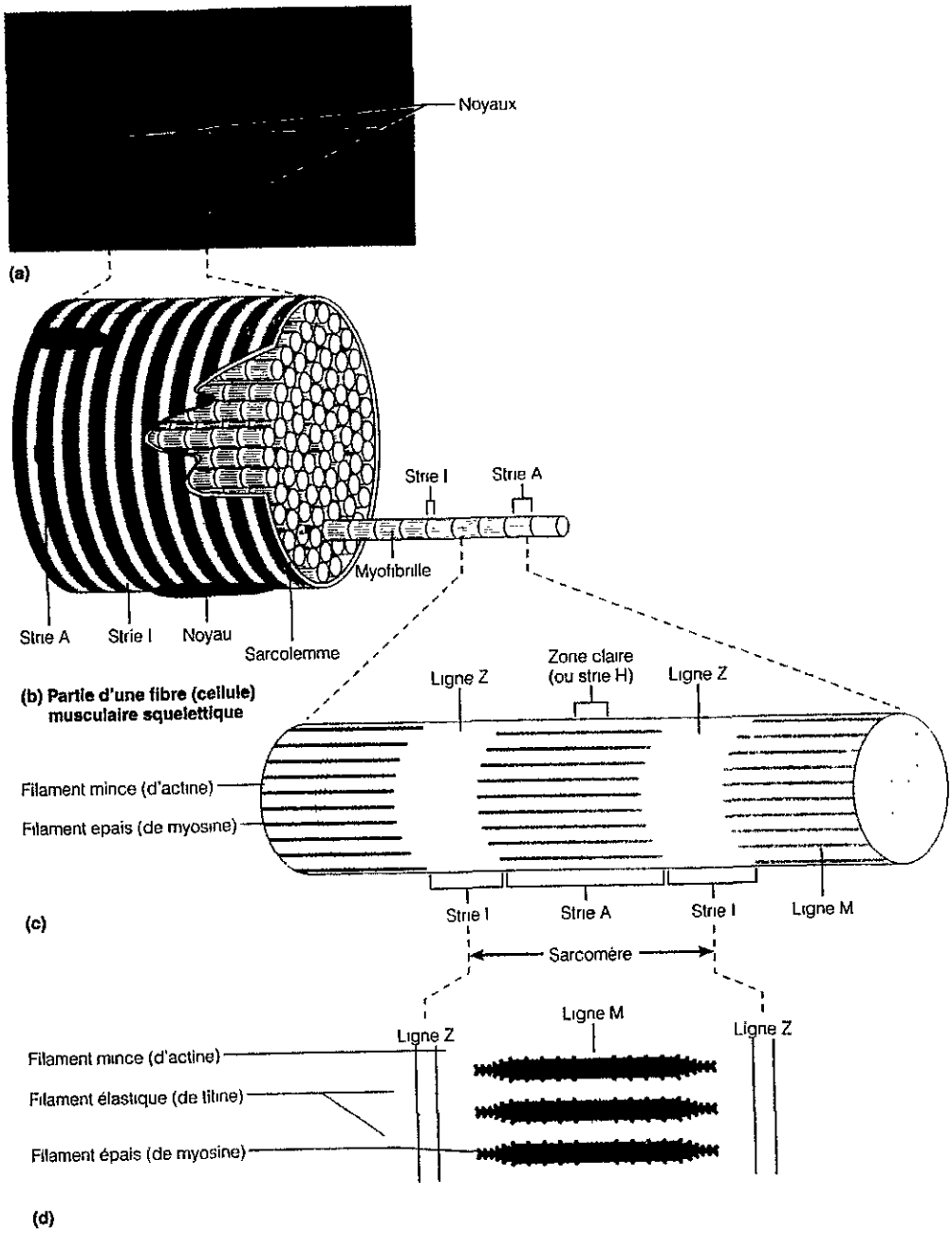
Les stries A présentent en leur milieu une zone plus claire au milieu appelée strie H visible uniquement au repos. Cette dernière est elle-même divisée en deux par une ligne sombre ou ligne M (mésophragme).

Les stries I sont divisées en deux par une zone plus foncée nommée ligne Z (télophragme). Deux lignes Z délimitent un sarcomère qui représente la plus petite unité contractile de la fibre. Il a une longueur de 20 µm environ. Chaque unité fonctionnelle représente donc une petite portion de myofibrille.

Au niveau moléculaire, les stries sont formées de deux types de myofilaments. Ils sont de deux types (figure 3d) :

- ✓ Les filaments épais parcourent toute la longueur de la strie A. Ils sont les seuls constituants de la bande H,
- ✓ Les filaments minces s'étendent, au repos, de la ligne Z au bord de la Strie H. Ils sont les seuls représentés au niveau de la bande I.

Figure 2: Anatomie microscopique d'une fibre musculaire squelettique (Marieb 2000)



(2) Ultrastructure et composition moléculaire des myofilaments (Marieb 2000, Bechtel et Lawrence 1989, Randall 1997)

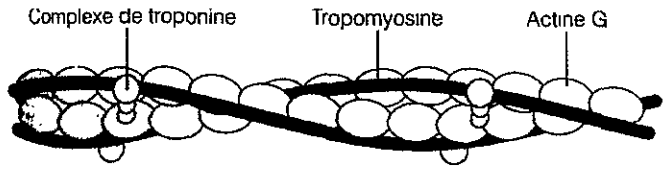
Les filaments épais (16 nm de diamètre) sont essentiellement constitués de myosine. Celle-ci se présente sous la forme d'une tige cylindrique terminée par une tête sphérique à deux lobes (figure 3a). La tige est composée de deux chaînes polypeptidiques (méromyosine) lourdes entrelacées. Sa tête constitue un pont d'union avec l'actine des filaments fins. Elle porte des sites actifs de liaison à l'actine, des sites de liaison à l'ATP et possède une ATPase.

Chaque filament épais est formé d'environ 200 molécules de **myosine**. Les tiges sont regroupées en partie centrale du filament et les têtes sont orientées dans diverses directions ; elles ont une disposition hélicoïdale autour de l'axe (figure 3b).

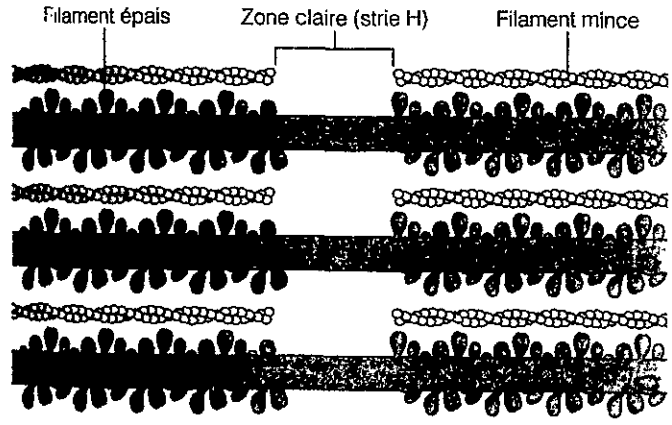
Figure 3: Composition des myofilaments du muscle squelettique (Marieb 2000)

(a) Molécule de myosine

(b) Partie d'un filament épais



(c) Partie d'un filament mince



(d) Coupe longitudinale montrant les filaments à l'intérieur d'un sarcomère d'une myofibrille

Les filaments minces (6 nm de diamètre) sont essentiellement composés d'**actine**. Ce polypeptide résulte de l'association de monomères d'actine globulaire (actine G) en forme de haricot. Celle-ci possède des sites de liaison à la myosine lors de la contraction. L'architecture du filament mince est hélicoïdale : il est composé de deux filaments d'actine s'enroulant l'un autour de l'autre, comme deux colliers de perles entrelacés.

Cette structure de base est complétée par plusieurs protéines de régulation (figure 3c) :

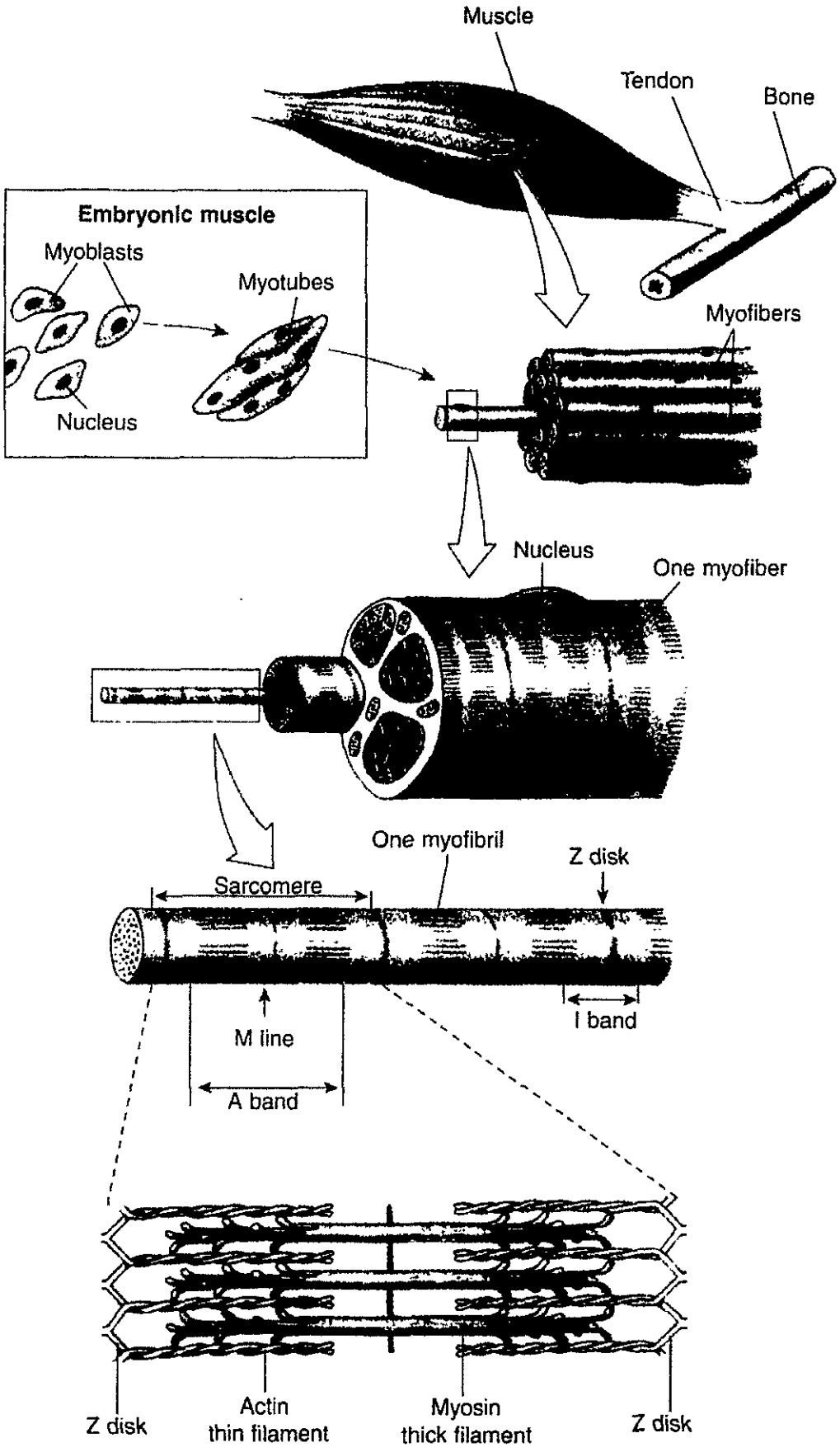
- Autour de l'actine, passent deux brins de **tropomyosine**, protéine cylindrique, qui rigidifie l'ensemble. Dans les fibres musculaires au repos, ils bloquent les sites actifs d'actine empêchant toute liaison avec les têtes de myosine.
- La **troponine** intervient également. Elle correspond à un complexe de trois polypeptides :
  - ✓ Une sous unité inhibitrice qui se lie à l'actine (TnI),
  - ✓ La TnT qui lie la tropomyosine et l'aligne avec l'actine,
  - ✓ La TnC qui se lie aux ions Ca^{2+}.

Sur une coupe transversale de strie A en dehors de la strie H, on peut voir que chaque filament épais est entouré par 6 filaments minces. L'union entre les filaments minces et épais se fait par de délicats prolongements radiaires.

Les filaments élastiques ou protéines élastiques appelées titines ou connectines sont présentes sur 1µm de la ligne Z jusqu'à la ligne M. Leur rôle est d'attacher les filaments minces et épais aux lignes Z et elles participent à l'organisation des stries A. La portion traversant les stries I est élastique ce qui permet la reprise de la forme du muscle après son étirement.

La structure générale du muscle squelettique et ses différents niveaux d'organisation sont représentés et résumés dans La figure 4.

Figure 4: Structure et niveau d'organisation d'un muscle squelettique (Randall 1997)



2) MECANISMES INTIMES DE LA CONTRACTION ET DU RELACHEMENT MUSCULAIRES

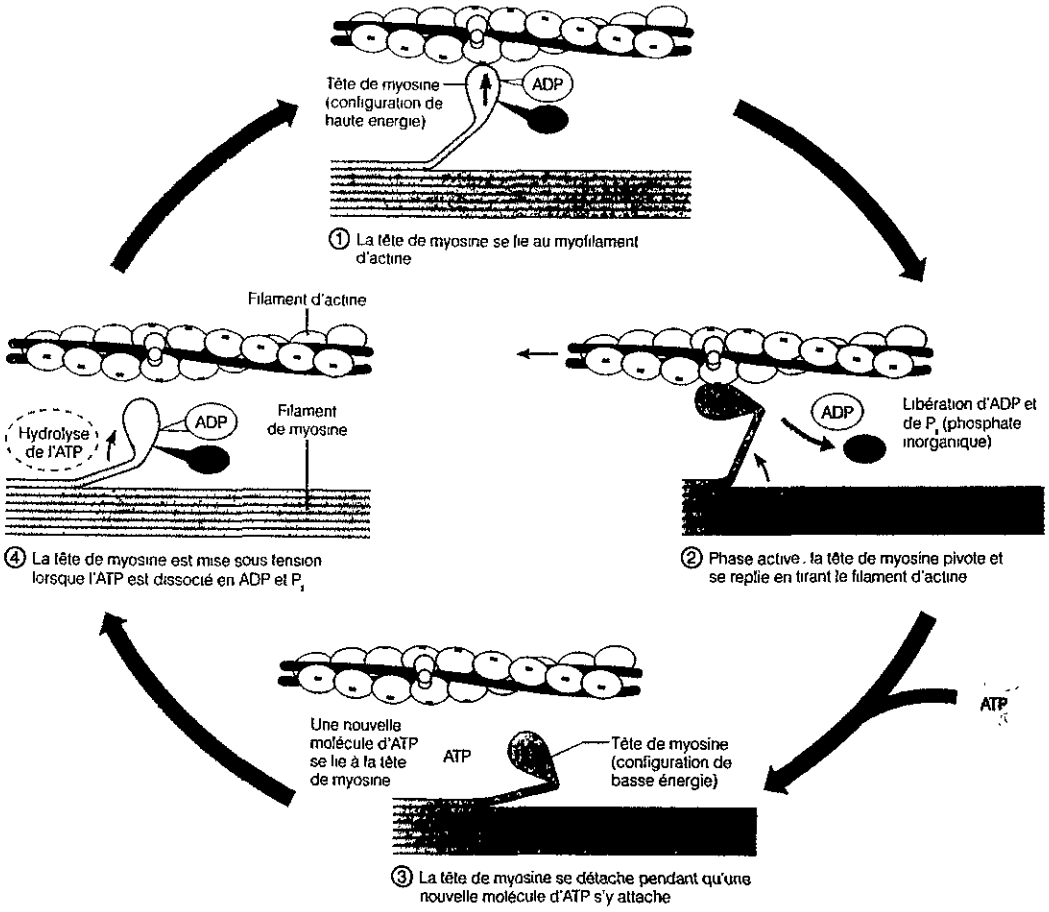
a. Contraction par glissement des filaments

Dans une fibre musculaire au repos, les filaments minces et épais ne se chevauchent que sur une petite partie de la longueur de la cellule alors qu'au moment de la contraction, les filaments minces pénètrent de plus en plus en région centrale des stries A. La distance entre les lignes Z diminue, les sarcomères se raccourcissent entraînant un raccourcissement des myofibrilles et donc de la cellule dans son ensemble.

L'hypothèse la plus souvent retenue aujourd'hui est celle du glissement des filaments entre eux. Lorsque la concentration en ions Ca^{2+} dans la cellule est faible, la tropomyosine forme un masque entre l'actine et la myosine. Lorsque la concentration en ions Ca^{2+} augmente, ces ions se fixent à la troponine provoquant un détachement momentané de l'actine. La tropomyosine est alors déplacée vers l'intérieur du sillon de l'hélice d'actine. Les sites de liaison de la myosine sur les filaments d'actine sont alors accessibles. Une succession d'évènements se produit ensuite (figure 5) : (Marieb 2000, Randall 1997)

- ✓ Liaison de la tête de myosine ;
- ✓ Phase active avec liaison et pivotement de la tête qui passe d'une configuration de haute énergie à une configuration de basse énergie (tête recourbée). Le filament d'actine est tiré et glisse vers le milieu du sarcomère ; l'ADP et le Pi (phosphate) quittent la tête de myosine ;
- ✓ Détachement de la tête de myosine et fixation d'une nouvelle molécule d'ATP ;
- ✓ Mise sous tension de la tête de myosine : l'ATP est hydrolysée par l'ATPase de la myosine qui retrouve alors sa configuration de haute énergie (par accumulation d'énergie potentielle), permettant l'activation de la séquence liaison- phase active.

Figure 5: Séquence des évènements produisant le glissement des filaments d'actine lors de la contraction (Marieb 2000)



Ce cycle se répète plusieurs fois pendant la contraction. Certaines têtes de myosine demeurent en contact avec l'actine afin d'éviter tout retour en arrière. Un cycle ou une phase active entraîne un raccourcissement de 1% ; lors d'une contraction musculaire, le raccourcissement est de 30 à 35%.

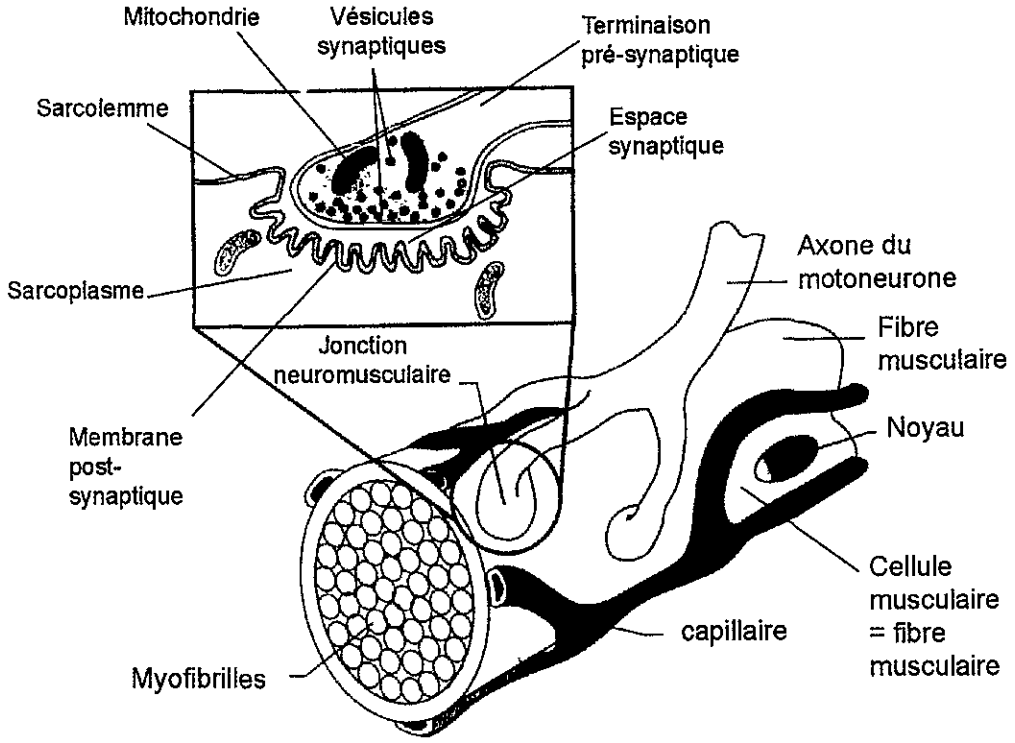
Le glissement continue tant que le les ions Ca^{2+} et les molécules d'ATP sont présents. Pour que le muscle se relâche, les ions Ca^{2+} doivent être re-pompés par le réticulum sarcoplasmique. Ce phénomène est actif et nécessite la présence d'ATP. Lors de la contraction musculaire, les stries A (filament épais) ne changent pas de longueur. Par contre, les stries H se rétrécissent (pénétration des filaments minces) jusqu'à disparaître et les stries I diminuent aussi. De même, lors d'un étirement d'un muscle au repos, les stries A conservent leur longueur alors que les stries I et H s'allongent. (Barone 1989)

b. Déclenchement de la contraction

Généralement, chaque fibre musculaire reçoit à peu près en son milieu une terminaison nerveuse motrice. A cet endroit se constitue la jonction ou synapse neuromusculaire. Fibre musculaire et terminaison nerveuse ne sont pas en contact direct, elles sont séparées par l'espace ou fente synaptique. (Marieb 2000)

Les terminaisons axonales contiennent de nombreuses vésicules synaptiques contenant de l'acétylcholine. En regard de la terminaison présynaptique, le sarcolemme de la fibre musculaire forme un creux et présente de nombreux replis riches en récepteurs membranaires à l'acétylcholine. C'est la plaque motrice (figure 6). (Colville 2002)

Figure 6: Jonction neuromusculaire (Colville 2002)



Un influx nerveux provoque une entrée d'ions Ca^{2+} provenant du liquide interstitiel. Ces ions sont à l'origine de la fusion des vésicules synaptiques avec la membrane axonale et la libération d'acétylcholine dans l'espace synaptique par exocytose. L'acétylcholine diffuse et se lie aux récepteurs du sarcolemme. Cela entraîne des phénomènes électriques.

Le sarcolemme, polarisé au repos, est dépolarisé quand l'acétylcholine se lie aux récepteurs par entrée d'ions sodium dans la cellule grâce à l'ouverture des canaux. La dépolarisation est locale au départ mais si l'influx nerveux est assez fort, il se crée un potentiel d'action. Ce dernier est transmis dans toutes les directions à partir de la terminaison neuromusculaire par l'ouverture des canaux à sodium de proche en proche.

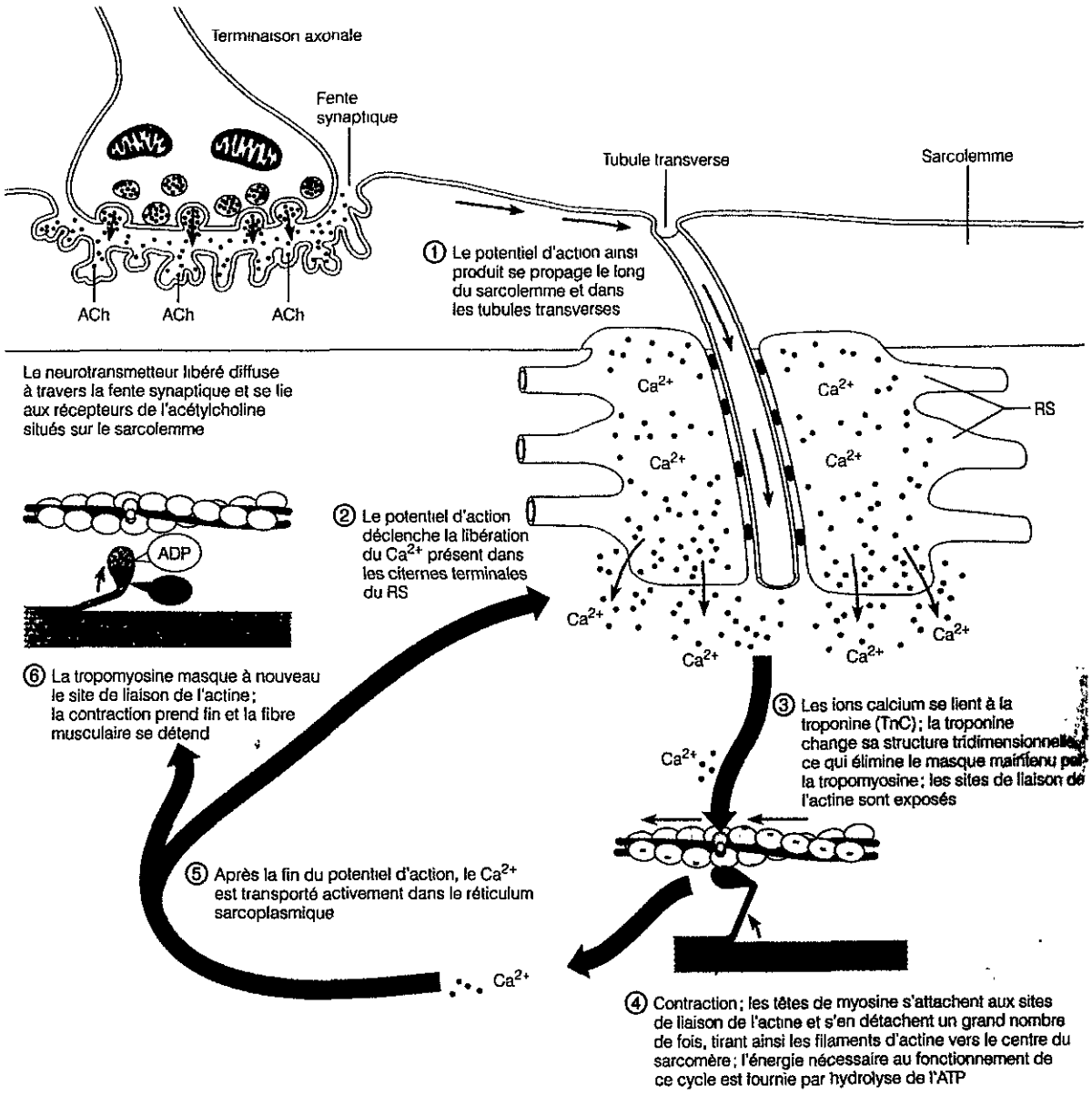
Les protéines des tubules T sont sensibles au voltage et changent de conformation. Cela est transmis aux protéines du réticulum sarcoplasmique qui changent de structure tridimensionnelle ce qui provoque l'ouverture des canaux à Ca^{2+}. Les ions Ca^{2+} ainsi libérés dans le sarcoplasme vont aller se fixer sur la troponine.

L'acétylcholine est détruite aussitôt après sa liaison aux récepteurs par l'acétylcholinestérase située dans le sarcolemme de la plaque motrice. Le sarcolemme se repolarise par fermeture des canaux à Na^+ et ouverture des canaux à potassium qui vont sortir de la cellule en suivant leur gradient de concentration. Cela correspond à la période réfractaire pendant laquelle la cellule musculaire ne peut plus être stimulée. L'équilibre ionique est rétabli par le fonctionnement de pompes à Na^+/K^+ qui utilisent de l'ATP. (Marieb 2000)

Il existe un temps de latence entre le début du potentiel d'action et le début de la contraction musculaire durant lequel se produisent les évènements constituant le couplage excitation/ contraction. Le potentiel d'action dure 1 à 2 ms alors que la contraction musculaire peut durer plus de 100ms. (Marieb 2000)

La succession des évènements dans le couplage excitation-contraction est résumée dans la figure 7.

Figure 7 : Succession des évènements dans le couplage excitation / contraction (Marieb 2000)

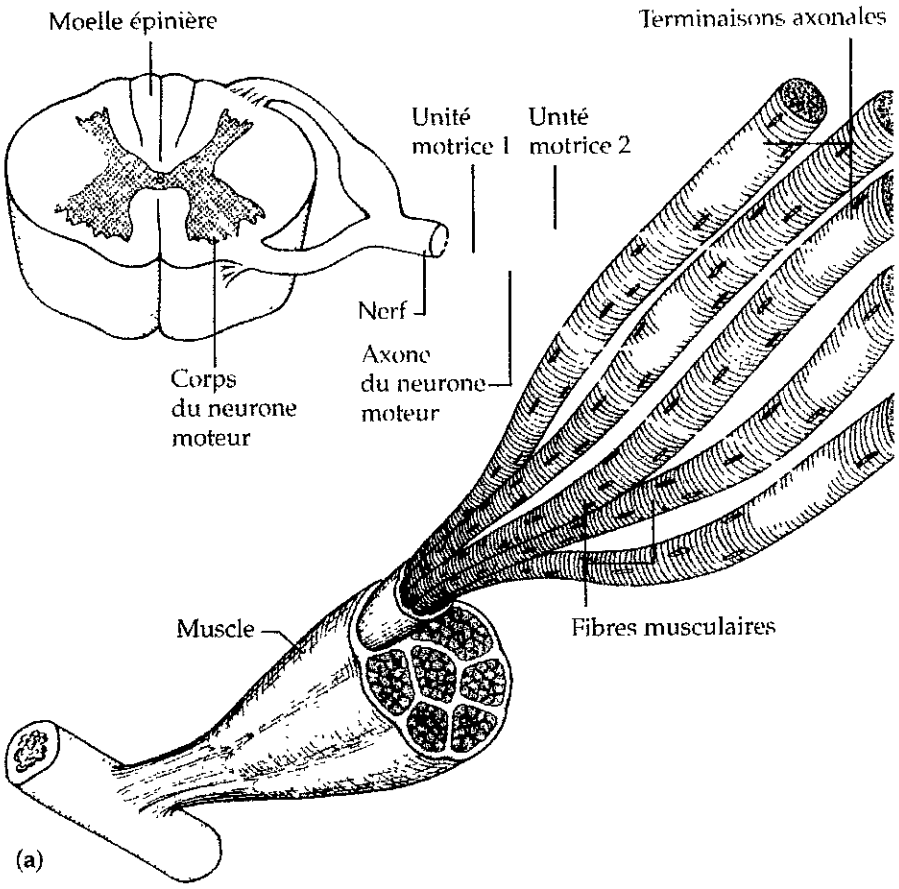


B. L'UNITE MOTRICE : ENTITE FONCTIONNELLE DU MUSCLE

1) DEFINITION ET CARACTERISTIQUES

L'unité motrice correspond à l'entité fonctionnelle du muscle. Elle est constituée d'un motoneurone, de son axone et des fibres musculaires qu'il innerve. Le corps cellulaire du motoneurone est situé dans la corne ventrale de la substance grise de la moelle épinière. Chaque nerf comprend de nombreux motoneurones qui innervent chacun plusieurs fibres musculaires. Chaque fibre musculaire reçoit une seule terminaison nerveuse, la synapse. Cette interface appelée plaque motrice est le lieu de passage et de traduction de l'influx nerveux contrôlant le déclenchement des contractions de la fibre (figure 8). (Marieb 2000, Morin-Garic 2002)

Figure 8 : Unité motrice (Campbell 1995)



Toutes les fibres d'une unité motrice possèdent les mêmes caractères physiologiques, biochimiques et histo-enzymatiques ; elles sont toutes du même type (Morin-Garic 2002, Pélissier et Roques 1992). Des expériences d'innervation croisée ont montré que les caractéristiques électriques du neurone moteur déterminaient la typologie de la fibre musculaire (Barrey 1994, Pélissier et Roques 1992).

Lors de la stimulation de leur neurone moteur, toutes les fibres d'une unité motrice sont activées et se contractent en même temps. **L'unité motrice suit la loi « du tout ou rien ».** Ce qui n'est pas le cas du muscle considéré dans son ensemble. En effet, chaque unité motrice peut se contracter indépendamment des autres.

Au sein d'un muscle, les fibres musculaires appartenant à diverses unités motrices, sont intriquées les unes avec les autres et dispersées dans un large secteur musculaire. Cet agencement confère à la contraction musculaire son aspect homogène. (Sawaya 2003)

2) *TAILLE DES UNITES MOTRICES*

Le nombre de fibres par unité motrice varie avec la taille du muscle, sa finesse d'action et la nature de ses fibres (lente ou rapide). Par exemple, un petit muscle à action fine et rapide comme le muscle droit latéral de l'œil comporte 12 à 15 fibres par unité motrice alors qu'un gros muscle puissant comme le quadriceps d'un cheval peut comporter plus de 4000 fibres par unité motrice. (Sawaya 2003, Morin-Garic 2002)

De même, un muscle peut compter de 50 à plus de 2000 unités motrices. (Sawaya 2003)

3) RECRUTEMENT DES UNITES MOTRICES

Les caractéristiques d'activité électrique du motoneurone déterminent la typologie de la fibre musculaire innervée.

Les motoneurones à conduction lente et seuil d'activation bas innervent les fibres lentes. Celles-ci sont donc les premières à être activées lors de l'initiation d'un mouvement. Ces unités motrices sont peu fatigables et peuvent se contracter un grand nombre de fois sans diminution de la force de contraction. (Sawaya 2003, Snow et Valberg 1994)

Les fibres rapides sont innervées par des motoneurones à conduction rapide et au seuil d'activation plus élevé. Elles sont stimulées après les fibres lentes lorsque l'effort demandé s'intensifie.

En fonction de l'intensité de la contraction, on assiste au recrutement d'un nombre croissant d'unités motrices pour développer les forces nécessaires à la réalisation du mouvement. Il existe une hiérarchie dans le recrutement des unités motrices en fonction de la puissance de la contraction. Lors du mouvement volontaire, les unités motrices lentes entrent en action les premières puis les unités motrices rapides. (Campbell 1995)

C. LES DIFFERENTS TYPES DE FIBRES MUSCULAIRES ET D'UNITES MOTRICES

1) TYPE I

Les fibres de type I sont des fibres lentes qui ont une vitesse de contraction trois fois plus faible que celles des fibres rapides et un temps de relaxation cinq fois plus long (12). La vitesse de conduction de l'axone est de 60 à 80 m/s. Ces fibres développent une force maximale inférieure à celle des fibres rapides (type II) mais, la répétition des contractions peut durer plus longtemps sans apparition de phénomènes de fatigue (caractérisés par une diminution de la force de contraction). Elles ont un diamètre de 26 µm et une fréquence de conduction de 10 Hz. (Barrey, Valette et Jouglin 1998 ; Verson 2004)

Le métabolisme énergétique de ces fibres est strictement aérobie par béta-oxydation des acides gras plus particulièrement. Elles présentent une forte concentration en myoglobine (fibres « rouges »), une densité élevée de mitochondries et de nombreux capillaires à leur périphérie. Autant d'éléments contribuant à l'apport et à l'utilisation de l'oxygène nécessaire au métabolisme oxydatif de ces fibres. (Sawaya 2003, Barrey, Valette et Jouglin 1998, Monod et Flandrois 1989)

Ces fibres sont donc spécialisées dans des contractions successives de longue durée mais d'intensité modérée. Elles sont peu fatigables et donc plus particulièrement adaptées aux exercices musculaires de type endurance. (Monod et Flandrois 1989)

2) TYPE II

Les fibres de type II sont dites fibres rapides ; elles sont capables de se contracter de manière plus puissante que les précédentes mais pendant un temps plus limité. Chez les chevaux, les muscles locomoteurs sont très riches en fibres rapides : 80% en moyenne (type IIA et IIB) contre 40% chez l'homme pour le muscle fessier moyen. (Barrey, Valette et Jouglin 1998)

Il existe trois sous types de fibres rapides : type IIA, type IIB et type IIC.

Les fibres IIA sont rapides et dotées d'un métabolisme énergétique de type aéro-anaérobie utilisant essentiellement le glycogène comme source d'énergie (glycolyse aérobie et du cycle de Krebs). Elles sont presque aussi riches en mitochondries, en myoglobine et en capillaires sanguins que les fibres lentes. Elles développent des contractions de forte

puissance pendant plusieurs minutes. Ce sont donc des fibres aptes à fournir un exercice musculaire en résistance (Barrey, Valette et Jouglin 1998, Monod et Flandrois 1989). Les axones moteurs ont une vitesse de conduction allant de 80 à 100m/s, un diamètre de 28 µm et une fréquence de conduction de 20 Hz. (Verson 2004)

Les fibres de types IIB peuvent développer des contractions encore plus puissantes et très rapides associées à une fourniture rapide en ATP mais très limitée dans le temps (quelques dizaines de secondes) (Barrey, Valette et Jouglin 1998, Sawaya 2003).Leur métabolisme énergétique est anaérobie ; elles consomment de la créatine phosphate et du glycogène par la voie de la glycolyse anaérobie aboutissant à la production d'acide lactique. Peu riches en myoglobine, elles apparaissent rouge clair et présentent une grande surface sur les coupes transversales, ce qui est en rapport avec leur grande puissance de contraction (Barrey, Valette et Jouglin 1998). Elles sont adaptées à fournir un effort en résistance pure tel que le saut ou le sprint. Leur diamètre est de 46 µm, la vitesse de conduction de leur axone, de 80 à 130m/s et leur fréquence de conduction du courant est de 50 Hz. (Verson2004)

Les fibres de types IIC correspondent à une forme intermédiaire entre les fibres de type I et celles de type IIA. Elles sont présentent en très faible proportion chez l'adulte et chez le poulain. Leur nombre augmente généralement en cas de nécrose musculaire faisant suite à une myosite. Il s'agirait donc d'une forme transitoire de fibres possédant à la fois des chaînes de myosine rapide et lente. Il pourrait s'agir d'un stade de maturation obligatoire entre la cellule indifférenciée et la fibre musculaire spécialisée lente ou rapide. (Barrey, Valette et Jouglin 1998, Sawaya 2003)

Le tableau 1 résume les caractéristiques des trois principaux types de fibres.

Tableau 1 : Caractéristiques des trois principaux types de fibres musculaires chez le cheval (d'aprés Allen 1987, Barrey, Valette et Jouglin 1998)

Type de fibre Selon Brooke et Kaiser (1970) Selon Burke et Coll. (1971)	I S (slow)	IIA FR (fast resistant)	IIB FF (fast fatigable)
Unité motrice	Peu de fibres	Nombre moyen	Beaucoup de fibres
Surface des fibres	+	++	+++
Métabolisme	AEROBIE +++ βoxydation des acides gras	AEROBIE++ ANAEROBIE +++	ANAEROBIE+++ (glycogène)
Couleur (concentration en myoglobine)	Rouge (+++)	Pâle (++)	Très pâle à blanche (+)
mitochondries	+++	++	+
Densité des capillaires	+++	++	+
Fatigabilité	Peu fatigable	résistante	Très fatigable
Durée de la secousse	100 à 200 ms lente	40 à 88 ms rapide	40 à 88 ms très rapide
Forme de transition	IIc	IIab	
Type d'exercice	Muscles posturaux endurance	Effort intense résistance	Résistance pure (sprint, saut)

3) REPARTITION DE CES DIFFERENTS TYPES DE FIBRES ET FACTEURS DE VARIATIONS

a. Relation entre la fonction et la typologie du muscle

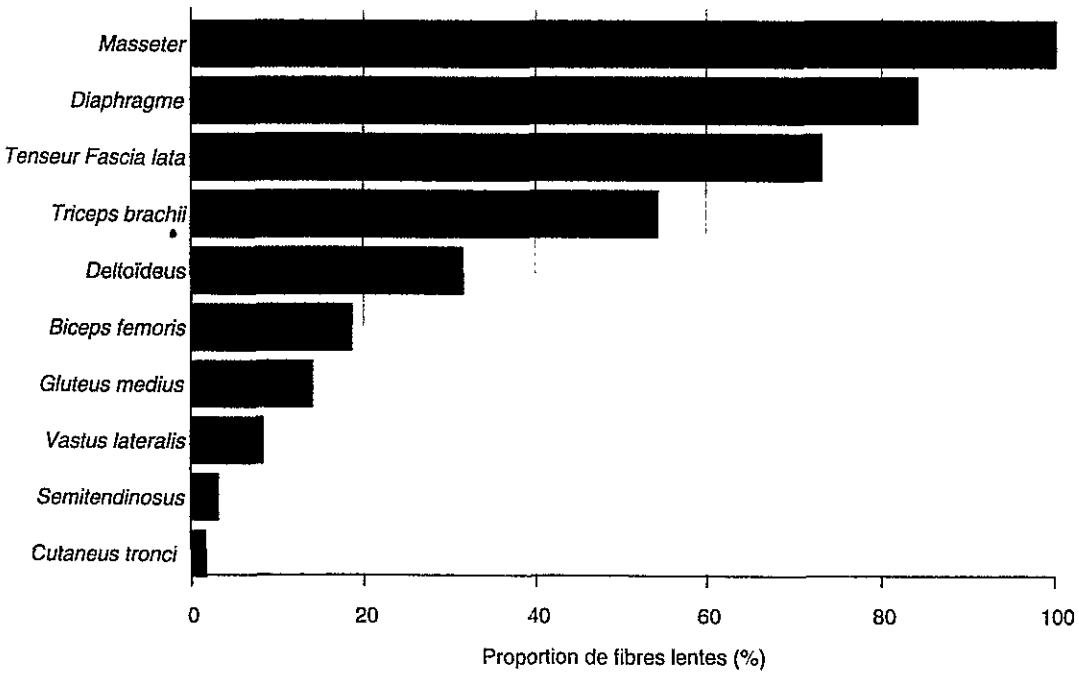
La typologie du muscle dépend essentiellement de sa fonction principale : posturale, propulsive, respiratoire ou autre : (Barrey, Valette et Jouglin 1998, Sawaya 2003)

- ✓ Le diaphragme et le masséter, muscles constamment sollicités, sont très riches en fibres lentes (presque 100% pour le masséter) tandis que le muscle cutané du tronc en possède une très faible proportion (1,5%).
- ✓ Les muscles rétracteurs des membres et les muscles propulseurs tels que le fessier moyen, le vaste latéral, le semi-tendineux et le biceps fémoral sont très riches en fibres rapides et possèdent moins de 20% de fibres lentes.
- ✓ Les muscles posturaux et stabilisateurs comme le triceps, le tenseur du fascia lata possèdent plus de 60% de fibres lentes.

La figure 9 présente les proportions des fibres lentes déterminées dans différents muscles chez le cheval

De même, les muscles profonds, juxta-vertébraux et juxta-articulaires sont plus richement dotés en unités motrices de type I (lentes) que les muscles superficiels. (Barrey 1994)

Figure 9 : Proportion de fibres lentes dans différents muscles chez le cheval (Barrey 1994)



b. *Hétérogénéité de la typologie intra musculaire*

Plusieurs études ont montré que la répartition des types de fibres au sein de chaque muscle n'était pas homogène. Cela concerne surtout les muscles volumineux. Par exemple, dans les muscles fessier moyen et semi-tendineux, les plus étudiés chez le cheval, les fibres de type I sont surtout concentrées en profondeur, les fibres de types IIB sont en position préférentiellement superficielle et les fibres de type IIA ont une répartition plus homogène. (Barrey 1994, Snow et Guy 1980)

Cette hétérogénéité suggère que les différentes parties du muscle ne jouent pas exactement les mêmes rôles. Dans l'exemple du muscle fessier moyen cité précédemment, les fibres lentes plus profondes interviendraient dans le tonus musculaire nécessaire à la fonction posturale et stabilisatrice de la hanche (fibres « toniques »), tandis que les unités motrices rapides seraient surtout sollicitées pour l'extension de la cuisse au cours de la phase de rétraction du membre à l'appui. (Sawaya 2003)

Selon la durée et l'intensité de l'exercice, la proportion de chaque type de fibres recrutées change. Plus l'effort demandé est en puissance sur une durée brève (1 minute), plus les fibres rapides anaérobies (type IIB) interviennent en grande proportion. Si au contraire, l'effort est prolongé, les contractions de puissance plus modérée et répétée dans le temps, ne peuvent être assurées que par des fibres de type I ou IIA (aérobies).

c. *Facteurs de variation de la typologie musculaire*

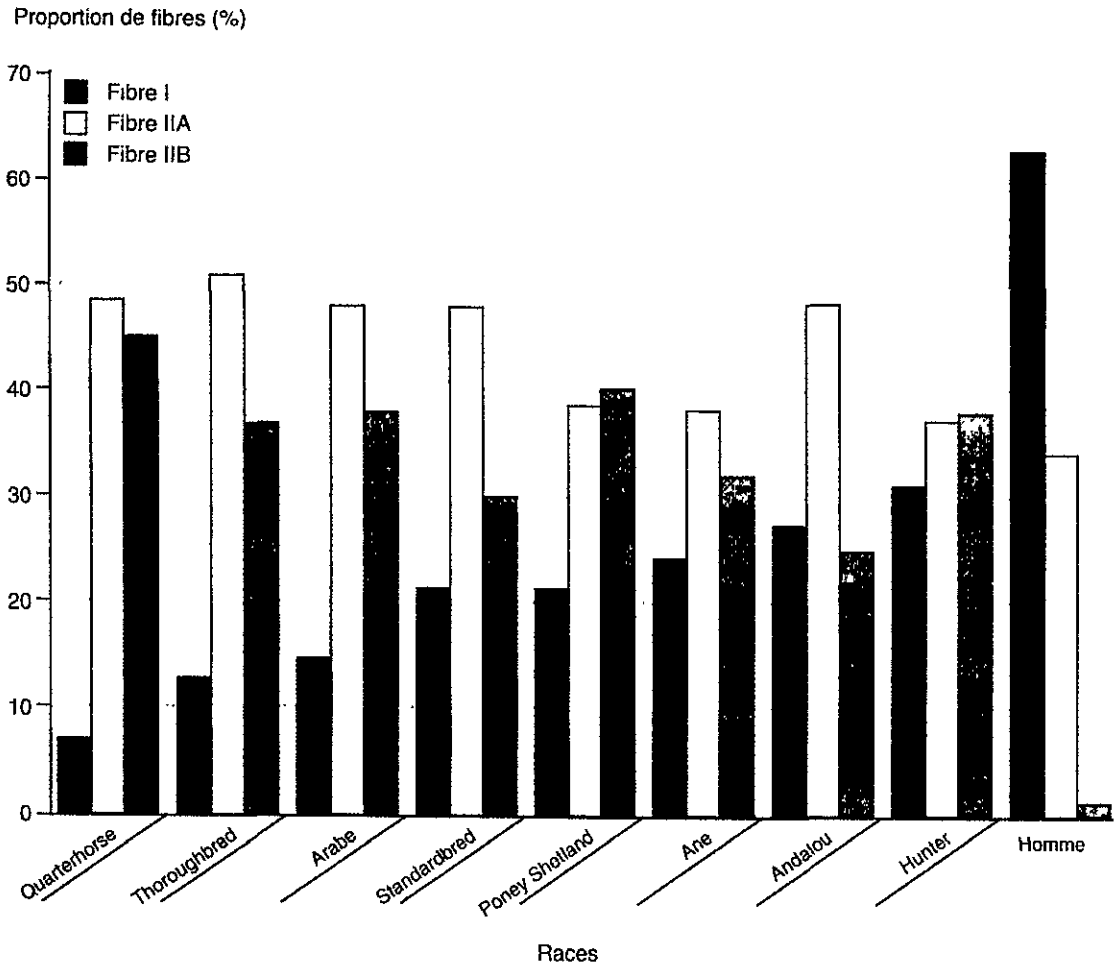
La myosine, comme toutes les protéines, est synthétisée d'après l'information génétique apportée par les ARN messagers. Le déterminisme de la typologie musculaire comporte donc inévitablement une composante génétique. Cependant, l'expression des gènes est soumise à une régulation complexe intégrant de nombreux facteurs endogènes et exogènes comme l'innervation, le sexe, l'âge et l'entraînement.

(1) Facteurs génétiques

L'influence de la race sur la typologie moyenne de certains muscles locomoteurs a été présentée à plusieurs reprises (figure 10). Les muscles locomoteurs contiennent plus de fibres rapides chez les chevaux de course (pur-sang, trotteur) par rapport aux races plus rustiques (andalou). Par ailleurs, l'étude du nombre total de fibres d'une section transversale du semi-tendineux montre que les pur-sang ont un nombre total de fibres plus élevé par rapport aux races plus rustiques. (Barrey 1994)

De même, certaines données indiquent que les « sprinters courts » possèdent une plus grande proportion de fibres IIB alors que les « sprinters longs » ont plus de fibres IIA. (Barrey et Valette 1994)

Figure 10 : Variation inter race de la typologie musculaire du muscle fessier moyen chez le cheval (Barrey 1994)



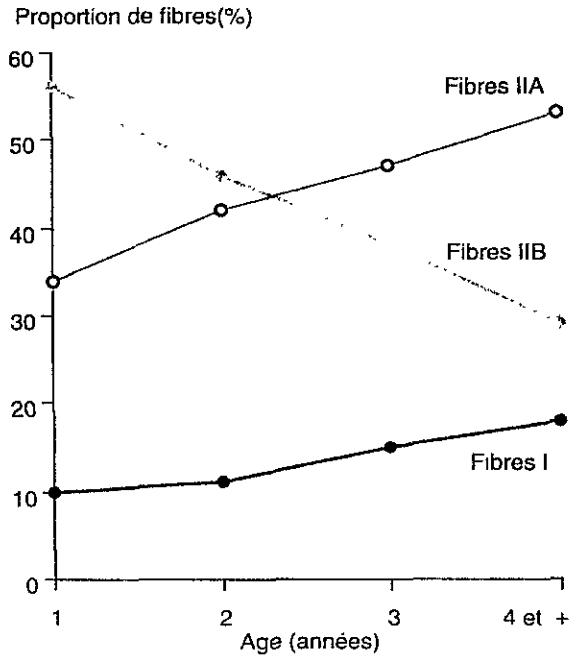
(2) Effet de l'âge

La proportion définitive de chaque type de fibres n'est fixée qu'à l'âge adulte. Du stade fœtal de 180j jusqu'au stade de poulain de 18 mois, la composition du muscle semi-tendineux en fibres lentes augmente progressivement de quelques pourcents à plusieurs dizaines de pourcents. Le poulain possède une proportion très élevée en fibres IIB qui diminue avec l'âge ; d'abord en faveur des fibres lentes puis en faveur des fibres de type IIA. (Barrey 1994, Gunn1995)

Entre la naissance et deux ans, on assiste à une augmentation du nombre total de fibres. Cette hyperplasie est plus marquée chez les pur-sang. (Sawaya 2003)

Les études réalisées sur des pur-sang et sur des trotteurs américains (figure 11) montrent que la proportion de fibre IIA augmente entre 1 et 4 ans, tandis que celle des fibres IIB diminue. Mais l'entraînement débutant généralement vers 18 mois influe beaucoup sur les résultats des études. (Snow et Valberg 1994, Seiko et coll 2002)

Figure 11 : Evolution de la typologie musculaire du muscle fessier moyen en fonction de l'âge du cheval trotteur américain (Barrey 1994)



(3) Effet du sexe

Seules les proportions en fibres rapides semblent être dépendante du sexe. Les juments ont un rapport en fibres IIA/IIB plus faible, des surfaces de fibres IIA moins étendues et des surfaces de fibres IIB plus étendues que les étalons (sur le muscle fessier moyen).

(4) Effet de l'entraînement

Le changement des proportions des différentes fibres musculaires est influencé par la nature, l'intensité, la durée cumulée de travail et l'âge du sujet. Le nombre total des fibres est fixe et ne change pas avec l'entraînement ou le désentraînement.

Des études sur des trotteurs adultes, ont montré qu'un entraînement intense de 15 jours s'accompagnait d'une augmentation de la proportion en fibres de type IIA et d'une diminution de la proportion des fibres IIB sur le muscle fessier moyen. La proportion en fibres lentes reste stable et on note également une augmentation de la surface relative des fibres de type IIA. Au-delà de deux semaines, ces paramètres restent stables ; ni les proportions, ni les surfaces relatives de chaque type de fibres n'évoluent. Certaines études montrent qu'il en est de même si l'entraînement est interrompu alors que d'autres montrent une plus grande réversibilité.

Lors d'un entraînement moins intense, mais sur une période plus longue (six semaines), on observe une augmentation de la surface relative des fibres IIA mais pas de modifications des proportions.

Lors d'un entraînement d'endurance, en six mois, le rapport des fibres IIA/IIB augmente chez les chevaux les plus entraînés. (Barrey 1994)

En conclusion, lors d'un entraînement suffisamment intense, on observe une augmentation de la proportion des fibres rapides aérobies au détriment des fibres rapides anaérobies, une augmentation de la surface relative des fibres IIA et une hypertrophie

musculaire. Toute modification de structure s'accompagne d'une amélioration de l'activité enzymatique de la voie métabolique aérobie contribuant à une augmentation de puissance en réduisant la fatigabilité. (Barrey 1994, Bechtel et Lawrence 1989, Monod et Flandrois 1989, Snow et Valberg 1994)

La modification de typologie par l'entraînement se fait toujours dans le même sens et constitue une adaptation à fournir un travail en résistance tout en étant moins fatigable. Dans des conditions physiologiques normales, on ne peut obtenir une augmentation de puissance au détriment de la fatigue ; la proportion des fibres II et I est génétiquement déterminée et ne varie pratiquement pas avec l'entraînement. (Barrey 1994, Sawaya 2003)

On en déduit donc que l'aptitude à fournir un effort de grande puissance est plus d'origine génétique que l'aptitude à fournir un effort d'endurance.

(5) Effet de l'électrostimulation

La stimulation électrique d'un muscle normalement innervé par un courant de basse fréquence permet de modifier les proportions de différentes fibres. On observe une augmentation du pourcentage des fibres de type IIa puis I par transformation de la chaîne légère de la myosine. Le matériel enzymatique se modifie et il se produit une transformation apparente des fibres IIb en fibres IIa puis IIc et I (Pélissier et Roques 1992, Sawaya 2003). Cependant, l'utilisation d'un courant de fréquence élevé n'induit pas de transformation des fibres lentes en fibres rapides.

Sachant cela, pour favoriser le travail d'un type de fibres, il ne faudra pas intervenir sur la fréquence mais sur le temps de repos qui devra être long pour favoriser le travail des fibres lentes (temps de réapprovisionnement en oxygène) et le plus court possible pour favoriser le travail des fibres rapides afin de priver les fibres lentes d'oxygène.

II. LA CONTRACTION MUSCULAIRE ET LE MOUVEMENT

A. PROPRIETES D'UN MUSCLE

Un muscle sain possède trois propriétés fondamentales

1) CONTRACTILITE

La contractilité correspond à la capacité du muscle à se raccourcir. Cependant, si la force appliquée à celui-ci est supérieure à la force de contraction, le muscle s'allonge malgré la contraction. On parle alors de contraction excentrique. (Monod et Flandrois 1989)

2) ELASTICITE

On dit d'une structure qu'elle est élastique lorsqu'elle se laisse déformer sous l'influence d'une force extérieure et reprend sa forme initiale lorsque cette force cesse. Lorsqu'un muscle est suffisamment étiré, il se crée une tension entre ses deux extrémités. Celle-ci est due à la résistance qu'imposent les structures non contractiles telles que tendons, fascias, conjonctifs, myofilaments... Quand la force appliquée disparaît, le muscle retrouve sa forme initiale. (Monod et Flandrois 1989)

L'élasticité est une propriété du muscle au repos. La longueur de repos d'un muscle est toujours supérieure à sa longueur d'équilibre. Sur le vivant, un muscle est toujours légèrement étiré quelque soit la position de l'articulation. S'il est séparé de ces points d'insertion (section ou rupture d'un tendon), il se raccourcit. Cette tension permanente

permet la transmission plus rapide de la contraction aux structures mobilisées. (Monod et Flandrois 1989)

3) EXCITABILITE

L'excitabilité correspond à une réponse spécifique à une stimulation. Cette réponse est mécanique lorsqu'une stimulation électrique est portée sur le nerf moteur ou directement sur le muscle. Elle peut également être obtenue par un choc mécanique appliqué sur le corps charnu du muscle (réponse idiomusculaire) ou le tendon (réponse réflexe). (Monod et Flandrois 1989)

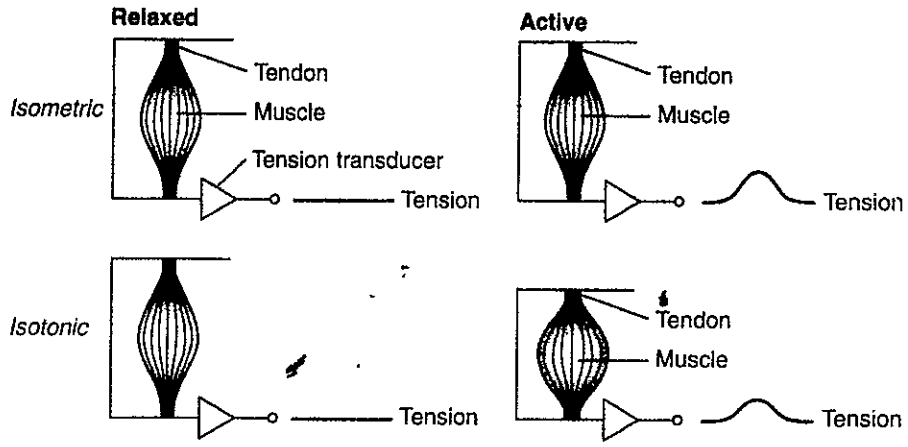
B. LES DIFFERENTS TYPES DE CONTRACTIONS MUSCULAIRES

Le terme de contraction est employé pour qualifier l'application d'une force par un muscle dont les têtes de myosine sont actives. Dans tous les cas, il existe une force appliquée par le muscle (ou tension musculaire) et une force extérieure pouvant être le poids, l'action d'un antagoniste ou l'inertie du membre mobilisé. Il existe deux principales modalités de contraction d'un muscle : la contraction isométrique et la contraction anisométrique ou isotonique.

1) CONTRACTION ISOMETRIQUE

Le terme isométrique signifie de même taille (*isos*= même, *metron*= mesure). Lors d'une contraction isométrique, la force exercée par le muscle est égale à la force qui lui est opposée. On n'observe ni raccourcissement ni allongement du muscle, il n'y a pas de déplacement des bras de leviers osseux (ou une très brève course en début de contraction). (Monod et Flandrois 1989, Randall 1997)

Figure 12 : Comparaison contractions isométriques et contractions isotoniques (Colville 2002)



Les circonstances naturelles de contraction isométriques sont rares chez les quadrupèdes.

Ce type de contractions est mis en jeu pour le maintien de la posture (muscles juxta-vertébraux et juxta-articulaires) et pour la stabilisation de certaines articulations pendant le mouvement d'autres parties du corps.

Chez le cheval, elles interviennent donc dans certains exercices particuliers :

- Lors d'un cabrer ou d'un saut juste avant la propulsion par les postérieurs : l'ensemble du tronc, rigidifié par les contractions isométriques des muscles

antagonistes du pont vertébral (les abdominaux fléchisseurs et l'erector spinae extenseur) s'appuie sur l'articulation lombo-sacrale pour se soulever d'un bloc.

- Au cours des déplacements latéraux très pratiquées en dressage (appuyer, épaule et hanche en dedans...), l'incurvation latérale de la colonne vertébrale est imposée et maintenue pendant toute la durée du déplacement, sollicitant les muscles du dos et de la sangle abdominale en contraction isométrique. (Sawaya 2003)

La contraction isométrique provoque une augmentation du volume musculaire par hypertrophie (augmentation du diamètre des fibres) et un accroissement de la force pure. Les déplacements latéraux seront donc utilisés pour renforcer la musculature du dos et de l'abdomen (Granier 1983). Le travail isométrique est intéressant en électromyostimulation des muscles atrophiés.

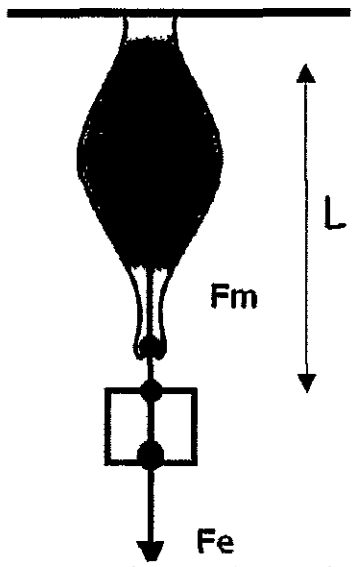
2) CONTRACTION ANISOMETRIQUE

Elle est également appelée isotoniques (*tonos*= tension). La force développée par le muscle est constante pendant la plus grande partie de la contraction.

- Si la force musculaire est supérieure à la force extérieure, le muscle se raccourcit : c'est une contraction concentrique
- Si la force musculaire est inférieure à la force extérieure, le muscle se contracte en s'allongeant : on parle alors de contraction excentrique. (Randall 1997, Sawaya 2003)

La contraction isotonique peut être réalisée à vide ou contre résistance ; la vitesse de contraction dépend de la différence entre Fe (force extérieure) et Fm (force musculaire).

Figure 13 : Contraction anisométrique (Sawaya 2003)



Si Fm <Fe : allongement du muscle : contraction excentrique
Si Fm >Fe : raccourcissement du muscle : contraction concentrique

C'est cette forme de contraction musculaire qui intervient dans la majorité des mouvements de la locomotion.

- La contraction concentrique des muscles fléchisseurs intervient dans la première moitié de la phase de soutien, c'est à dire le ramener et la suspension. Les muscles extenseurs subissent une contraction concentrique lors de la deuxième partie de la phase de soutien (embrassée du terrain) et de la phase d'appui (la propulsion).

- La contraction des muscles extenseurs a lieu lors de la phase d'amortissement : ils luttent contre la fermeture des angles articulaires et la contrôlent. Les structures élastiques du muscle sont alors mises en tension. Cet étirement des composantes élastiques permet l'accumulation d'énergie potentielle. Au moment où les extenseurs vont se contracter de manière concentrique pour assurer la propulsion, la force développée sera égale à la somme de la tension libérée par les structures élastiques et de la force développée par la contraction elle-même. L'utilisation de cette énergie élastique permet de diminuer la fatigue musculaire. (Sawaya 2003)

Les exercices en contraction concentrique sont les seuls à fournir un travail au sens propre du terme, c'est à dire un déplacement des rayons osseux. Ceux-ci développent la force et surtout la composante vitesse de la puissance musculaire (P = F.v). (Combet 2003, Sawaya 2003)

Les phénomènes électrochimiques et mécaniques sont les mêmes dans les deux types de contraction mais les résultats sont différents : lors d'une contraction isométrique, les têtes de myosine exercent une force mais ne font pas se déplacer les filaments minces ; elles « dérapent » sur le même site de liaison de l'actine. (Marieb 2000)

3) *APPLICATION AU TRAVAIL MUSCULAIRE DU CHEVAL* (Sawaya 2003)

Afin d'augmenter la masse musculaire et de favoriser la stabilisation articulaire, on va effectuer un travail en favorisant les **contractions isométriques**.

Pour renforcer la stabilité articulaire et augmenter la force explosive des extenseurs, on privilégiera le travail en **contraction excentrique**. Celui-ci provoque de plus l'étirement des structures non contractiles ce qui améliore la souplesse du muscle ; donc favorise indirectement l'embrassée des antérieurs et l'engagement des postérieurs (intérêt du travail en pente descendante pour le travail excentrique).

Les exercices en **contraction concentrique** peuvent être effectués :

1. En travail « à vide » : c'est-à-dire sans autre force extérieure que celle du poids du segment mobilisé (force de gravitation)

✓ En course maximale : permet d'améliorer la composante vitesse du mouvement et surtout le travail des muscles en souplesse et l'étirement maximal des muscles antagonistes (fessier/grand psoas ; brachiocéphalique/pectoral ascendant dans les déplacements latéraux),

✓ En course contrôlée : améliore le jeu agonistes /antagonistes (dressage), travail des fléchisseurs avec des barres au sol...

2. Contre résistance : (par ajout d'une force extérieure autre que la force de gravité)

✓ Marche dans l'eau avec immersion à hauteur du canon ou de la moitié du membre pour renforcer les muscles de l'embrassée, ou nage ou marche dans l'eau à contre courant,

✓ En déplacements latéraux (abduction des membres opposés au mouvement et adduction des membres du côté du mouvement).

✓ Par adjonction de poids supplémentaires aux extrémité des membres.

✓ Travail en traction : attelage...

C. ASPECTS BIOMECANIQUES DE LA CONTRACTION MUSCULAIRE

1) RELATION FORCE / VITESSE DE RACCOURCISSEMENT

Le muscle développe une force d'autant plus faible qu'il se raccourcit rapidement. Cela est dû à la baisse du nombre de liaisons actine/myosine lorsque la vitesse de glissement des filaments augmente. La vitesse maximale de contraction d'un muscle est fonction de la rapidité du recyclage des liaisons. Les fibres à contraction rapide ont des ATPase plus rapides que les fibres à contraction lente.

De ce fait, la vitesse maximale de contraction est 2,5 fois plus rapide pour les fibres de type II que pour les fibres de type I.

La puissance maximale n'est obtenue ni à vitesse, ni à force maximales, mais pour des valeurs sub-maximales de ces deux grandeurs. (Monod et Flandrois 1989)

2) IMPORTANCE DES COMPOSANTES ELASTIQUES DU MUSCLE

Les composantes non contractiles du muscle lui confèrent ses propriétés élastiques ; c'est le cas des tendons, fascias, cloisons conjonctives, myofilaments, sarcolemme des cellules et du tissu adipeux entre autres.

Deux points sont essentiels à la compréhension de leur rôle.

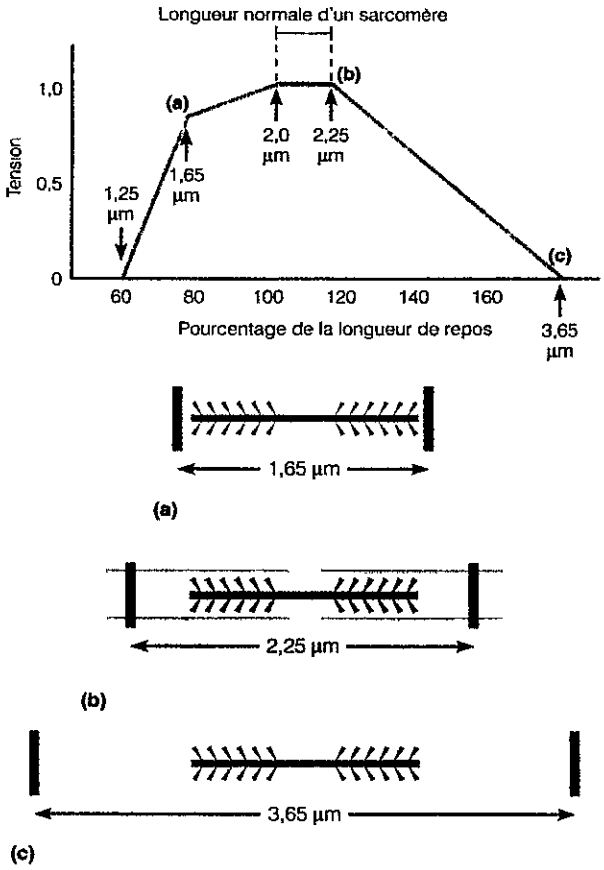
a. Relation tension / longueur

La longueur optimale d'une fibre musculaire correspond à la longueur de repos (Monod et Flandrois 1989, Marieb 2000) ; c'est la longueur à laquelle peut s'exercer une force maximale. Dans un sarcomère le rapport tension/ longueur idéal correspond à un léger étirement du muscle. Les filaments d'actine et de myosine se chevauchent alors à peine ce qui permet le glissement sur presque toute la longueur du filament d'actine (figure 14b).

Si l'étirement est trop important (figure 14c), les filaments ne se chevauchent pas et les liaisons des têtes de myosine à l'actine ne peuvent se faire ; il n'y a donc aucune possibilité d'exercer une tension.

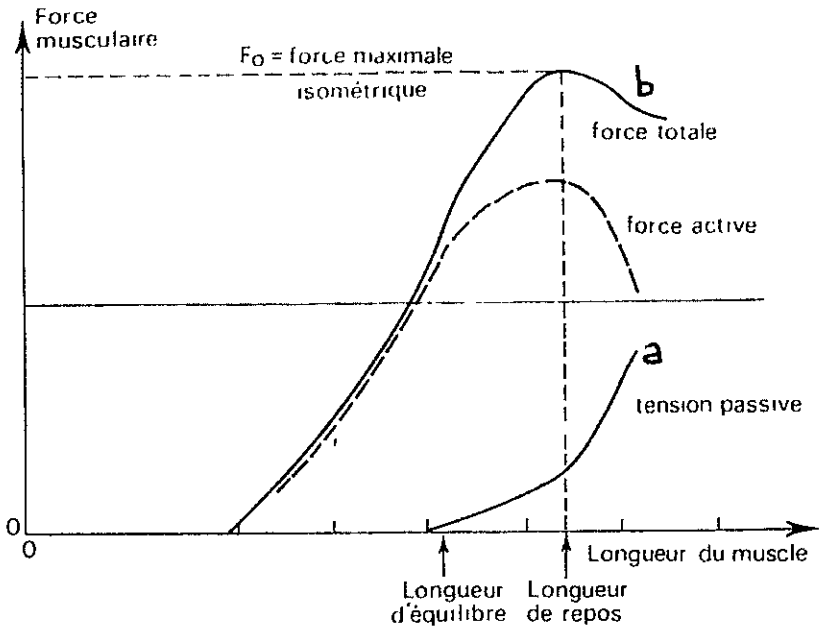
Si le sarcomère est trop comprimé (figure 14a), les lignes Z s'appuient sur les myofilaments épais et les myofilaments minces se touchent et se gênent ; le raccourcissement possible est donc très limité. (Marieb 2000)

Figure 14 : Relation entre la longueur et la tension dans les muscles squelettiques (Marieb 2000)



Ce même principe est vrai à l'échelle du muscle. Lorsqu'il est très étiré à 175% de sa longueur de repos, il n'y a pas de tension ; de même, lorsqu'il est très comprimé (60% de la longueur de repos), le raccourcissement est très limité. (Monod et Flandrois 1989, Sawaya 2003)

Figure 15 : Courbe tension / longueur du muscle : diagramme de Hill (Monod et Flandrois 1989)



Courbe a : lors de l'étirement passif d'un muscle au repos, une tension apparaît pour une certaine longueur appelée longueur d'équilibre (L0). Cette longueur correspond à celle que prend spontanément un muscle désinséré quand il n'est pas soumis à une force extérieure. On observe une croissance modérée de la tension qui devient plus rapide à partir de la longueur de repos (Lr= 125% de L0). Lr peut être définie comme la longueur correspondant à la position d'ouverture moyenne de l'articulation commandée par ce muscle.

Courbe b : Lors de stimulation maximale ou de façon isométrique à longueur progressivement croissante, la tension passe par un maximum correspondant à la valeur de Lr.

En déduisant point par point la courbe a de la courbe b, on obtient la courbe en pointillé qui représente la force active du muscle ou tension utile qui caractérise la force contractile nette pour réaliser un travail. Le maximum de cette courbe correspond à la longueur de repos ; de part et d'autre de cette valeur, la force diminue, la longueur du muscle est moins favorable à la formation de pont actine/ myosine.

En conclusion, la force qu'exerce un muscle tétanisé augmente, dans certaines limites, avec sa longueur. La force de contraction est maximale pour la longueur de repos et elle diminue rapidement dés qu'on s'en éloigne. La longueur de fonctionnement optimale se situe entre 80% et 120% de la longueur de repos. L'élasticité du muscle intervient de façon très sensible dans la force totale qu'un muscle développe dés qu'on s'éloigne de cette longueur. (Sawaya 2003)

b. Etat actif du muscle

Les structures élastiques du muscle sont mises en tension quelques fractions de seconde avant la contraction du muscle effecteur donc, juste avant de réaliser le mouvement. Le muscle a alors sa longueur de repos ce qui va lui permettre de se contracter de manière optimale. Cette mise en tension préalable à la contraction du muscle va permettre de mettre en « éveil » les mécanorécepteurs du muscle et d'accumuler de l'énergie qui sera restituée lors de la réalisation du mouvement. (Monod et Flandrois 1989, Cavagna 1968 et 1974)

c. *Applications*

Les structures élastiques jouent donc un rôle très important dans la protection du muscle et dans la réalisation d'une contraction efficace. D'où l'intérêt :

- **Avant l'effort** : Du travail excentrique des extenseurs et des étirements brefs et peu soutenus (mais après un échauffement), plus particulièrement lorsqu'il s'agit de la préparation à des efforts explosifs (course ou saut d'obstacle).
- **Après l'effort** : Des exercices d'étirements à plus soutenus, dans un but de lever les éventuelles contractures, et d'assouplissement musculaire.

La longueur optimale du muscle peut être modifiée par des exercices réalisés en force dans une plage articulaire donnée et par des étirements.

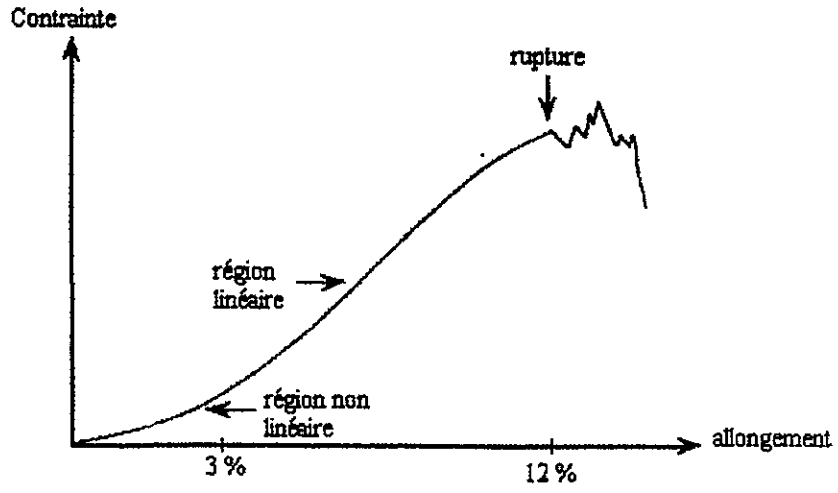
d. *Cas particulier des tendons du cheval*

Les tendons ont pour fonction principale la transmission du mouvement généré par le raccourcissement du muscle au rayon osseux auquel il est attaché (annexe 2). Les tendons fléchisseurs du cheval ont également un rôle très important de mise en réserve d'énergie et de restitution de celle-ci grâce à leurs propriétés élastiques. Le coût énergétique du mouvement est alors diminué.

Ces tendons interviennent dans le support et la stabilisation des articulations du doigt lors de l'amortissement (surtout le tendon superficiel du doigt), et du soutènement (avec le ligament suspenseur du boulet) mais, ils assurent aussi la propulsion du doigt à la fin de la phase d'appui grâce à leurs grandes propriétés élastiques (surtout le tendon fléchisseur profond du doigt).

La courbe tension/longueur du tendon est caractéristique (figure 16). Elle présente tout d'abord une partie non linéaire où l'élongation est importante pour des contraintes faibles. Cette partie correspond probablement à la rectification de l'ondulation des fibres de collagène et représente une élongation de 3%. Ensuite, on observe une partie linéaire, zone dans laquelle le retrait de la contrainte se traduit par le retour du tendon à sa taille normale sans avoir subi de dommages. Au-delà, on atteint la zone lésionnelle, dés lors, toute augmentation de la contrainte aboutit à une rupture complète.

Figure 16 : Courbe d'élongation du tendon en fonction des contraintes (Plazanet 1998)



Les allongements subis par le tendon fléchisseur superficiel du doigt sont d'environ 16% chez un pur-sang au galop, soit au-delà de la limite de rupture. Cela s'explique par le fait que pour atteindre sa vitesse maximale, le cheval met en réserve un maximum d'énergie

élastique dans les tendons. Donc, à pleine vitesse, tout imprévu (irrégularité du terrain, défaut d'appui...) peut entraîner des lésions de surcharge. La marge de sécurité est très faible, d'où l'incidence très élevée des tendinites chez le cheval. (Plazanet 1998)

La lésion de surcharge s'explique par le fort étirement du tendon distalement et la contraction du corps charnu proximalement (ex : tendon FSD au moment du poser, annexe 4). Cependant, l'accumulation de microtraumatismes et de microlésions va également être à l'origine de tendinites de fatigue.

La réparation de ces lésions se fait par deux voies :

- ✓ La réparation extrinsèque permet l'apport d'éléments vasculaires et cellulaires à partir du paratendon ou paraténon (tissu conjonctif très vascularisé, lâche et adhérent à la surface du tendon dans les zones rectilignes), elle provoque l'épaississement du tendon et la formation d'adhérences entre le tendon et les structures voisines.
- ✓ La réparation intrinsèque de ces lésions est de meilleure qualité et limite les adhérences car les éléments vasculaires nécessaires à la cicatrisation sont d'origine de l'endotendon et péritendineuse.

D'où la nécessité de limiter la phase de réparation extrinsèque et de favoriser la réparation intrinsèque. La mobilisation passive et l'électrostimulation (faible intensité) permettront la mobilisation des fibres dans le sens proximal et le glissement dans les gaines. De plus, il est admis que les phénomènes piézo-électriques entrent en jeu dans l'orientation des fibres de collagène ce qui est en faveur de l'utilisation de l'électrostimulation neuromusculaire (et/ou d'autres techniques telles que les ultrasons) pour favoriser l'orientation des nouvelles fibres dans le bon sens. (Plazanet 1998, Pinato 2003)

D. MISE EN JEU DES REFLEXES

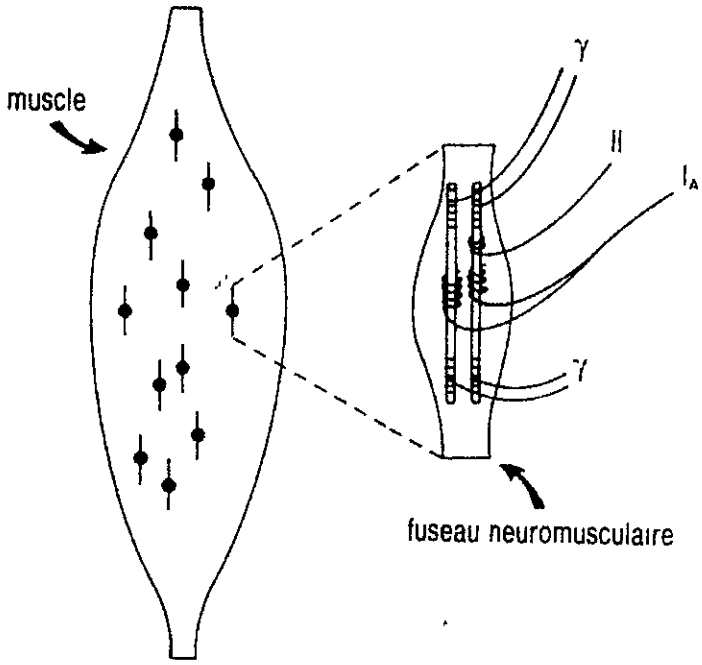
Si l'activation d'un muscle, qu'elle soit volontaire ou électriquement provoquée implique la contraction de son corps charnu, elle met également en jeu d'autres structures. Tout étirement ou contraction musculaire est à l'origine d'un signal qui va être détecté par des capteurs et géré par le système nerveux central. Ces capteurs sont représentés par les fuseaux neuromusculaires et les organes tendineux de Golgi et sont le point de départ des réflexes dont nous allons rappeler les principes.

1) *LES FUSEAUX NEUROMUSCULAIRES ET REFLEXE MYOTATIQUE*

a. Les fuseaux neuromusculaires

Les fuseaux neuromusculaires (FNM) sont des petites structures fusiformes de quelques millimètres de long constituées de tissu conjonctif et sensibles à l'étirement. Ils enveloppent des fibres musculaires spécialisées, les fibres intra-fusales. (Sawaya 2003)

Figure 17 : Schéma de fuseaux neuromusculaire (Godeaux)



Ces FNM sont dispersés dans la masse musculaire. Ils jouent un rôle de récepteurs sensoriels. Leur nombre est donc proportionnel au niveau de contrôle requis par le muscle. Leurs deux extrémités sont contractiles et innervées par des fibres motrices γ. La zone équatoriale est quant à elle, non contractile. Des fibres sensitivo-proprioceptives de type Ia et II s'enroulent autour de cette zone. (Sawaya 2003)

Les fibres Ia sont des fibres myélinisées de gros diamètre dont la vitesse de conduction est de 70 à 120m/s ; elles constituent les terminaisons primaires. Elles codent essentiellement la vitesse à laquelle le muscle est étiré et engendrent une réponse dynamique du muscle. Les fibres de type II sont également myélinisées mais de moins gros diamètre et dont la vitesse de conduction est plus faible, de 30 à 70 m/s ; elles forment les terminaisons secondaires. Celles-ci sont plutôt sensibles à la longueur du muscle et sont à l'origine d'une réponse statique.

Deux mécanismes peuvent être à l'origine d'un mouvement :

- ✓ Une activation directe du motoneurone α par des voies motrices descendantes,
- ✓ Une activation des motoneurones γ.

b. Le réflexe myotatique

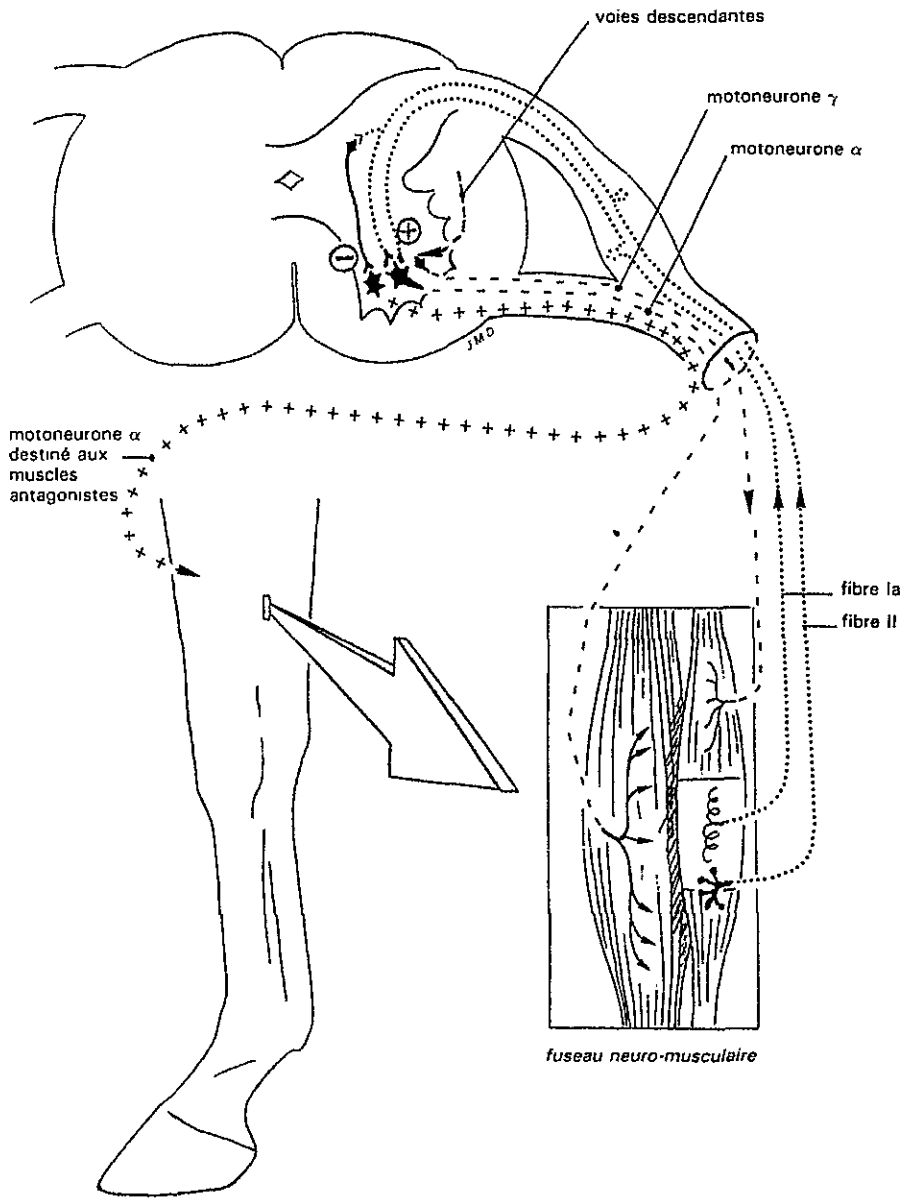
Lorsqu'un muscle est étiré, les fuseaux neuromusculaires sont activés et transmettent l'information par les fibres Ia. Dans la mœlle, le message est intégré et les motoneurones α sont excités. Celui-ci va commander la contraction du muscle qui va provoquer le relâchement des fuseaux neuromusculaires. Cela constitue un arc réflexe monosynaptique. (Ferber-Viart 2003)

Au même moment, par l'intermédiaire d'un interneurone, les motoneurones des muscles antagonistes sont inhibés. Ce processus est appelé <u>inhibition réciproque de Sherrington.</u>

Certaines fibres du fuseau neuromusculaire se terminent dans des muscles synergiques. L'action de ces fibres permet de renforcer la contraction des muscles. (Reed et Andrews 1989)

La résultante du réflexe myotatique est donc la contraction du muscle étiré ainsi que celle des muscles synergiques et le relâchement des muscles antagonistes. Ce réflexe permet de contrôler la longueur du muscle par une boucle de rétrocontrôle inhibiteur.

Figure 18 : Mécanisme de boucle (Denoix et Pailloux 1997)



En amont du motoneurone, il existe des synapses axo-axonales faisant intervenir un interneurone recevant des informations des voies descendantes et périphérique (inhibition présynaptique) ; Cela a pour but de moduler la réponse musculaire. Cet arc réflexe joue un rôle fondamental dans les processus antigravitaires.

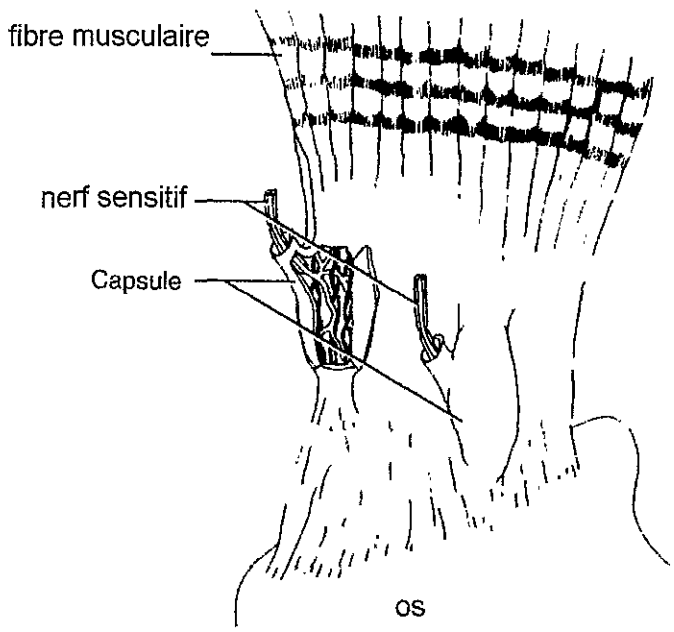
2) LES ORGANES TENDINEUX DE GOLGI ET LE REFLEXE MYOTATIQUE INVERSE

a. Les organes tendineux de Golgi

Situés à la jonction corps charnu/ tendon du muscle, ils sont constitués d'une arborisation de fibres non myélinisées enfermées dans une fine capsule et connectés à des fibres sensitivo-proprioceptives de type Ib. Ce sont des capteurs sensibles à l'étirement provoqué par la contraction des fibres musculaires. Ils contrôlent la tension du muscle et sa force de contraction. (Cunningham 2002)

Ils renseignent donc sur les forces locales développées à la jonction tendon /corps charnu du muscle. (Morin-Garic 2002)

Figure 19 : Organe tendineux de Golgi (Cunningham 2002)



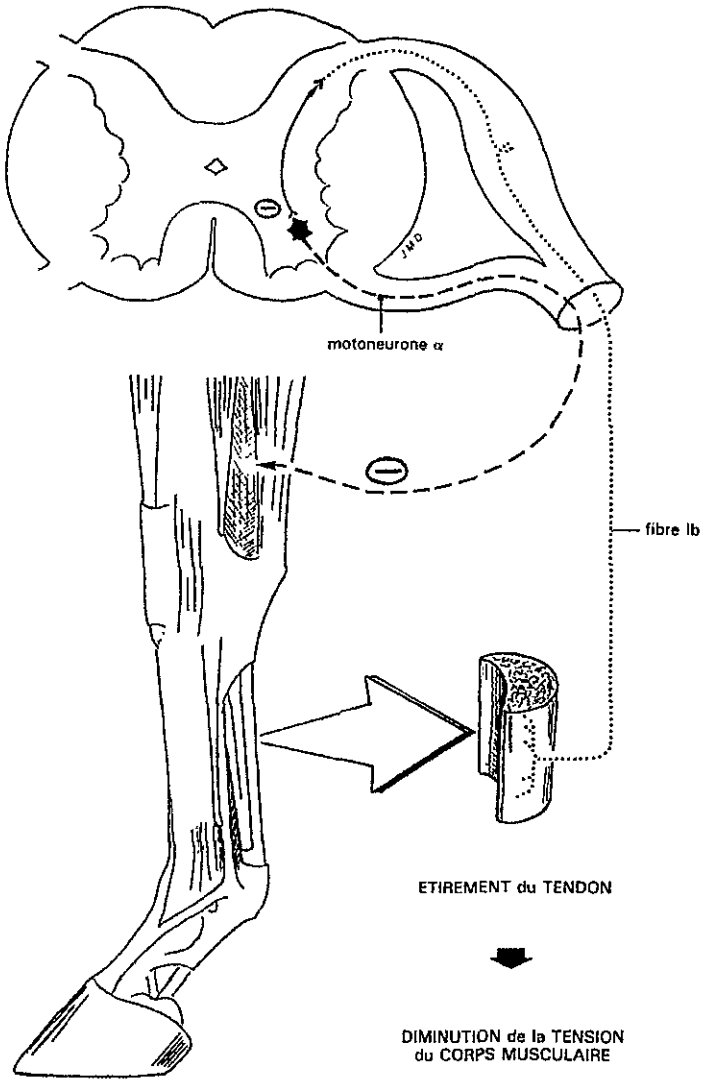
b. Le réflexe myotatique inversé

Ce réflexe est un réflexe de protection du muscle contre des lésions musculaires générées par une tension excessive.

Lors d'un étirement des structures tendineuses couplées à une contraction musculaire importante, les récepteurs de Golgi sont stimulés et, un message est émis vers la corne dorsale de la moelle épinière par l'intermédiaire des fibres Ib. Suite à la transmission de l'influx par un interneurone, le motoneurone γ est inhibé d'où l'inhibition du motoneurone α et le relâchement du muscle. (Reed et Andrews 1989)

Cet arc réflexe protègerait le muscle contre une tension excessive mais jouerait aussi un rôle dans des gestes très précis nécessitant une force constante mais pas trop forte. (Ferber-Viart 2003)

Figure 20 : Schéma du fonctionnement des récepteurs de Golgi (Denoix et Pailloux 1997)



3) *APPLICATIONS A L'ELECTROSTIMULATION*

Ces réflexes peuvent être mis à profit dans le traitement de certaines contractures rebelles aux massages et aux étirements. L'électrostimulation peut être utilisée à cette fin.

Les récepteurs mis en jeu sont sensibles aux forces développées dans les muscles mais sont aussi générateurs d'informations proprioceptives. L'électrostimulation peut donc, tout comme les massages ou les mobilisations passives, constituer un moyen de travail proprioceptif.

III. LE CONTROLE DU MOUVEMENT

Toute physiothérapie doit tenir compte du ou des rôles d'un muscle ou groupe de muscles dans le mouvement au cours de la locomotion afin de réaliser les bons gestes sur les muscles concernés par le traitement.

A. PRINCIPES GENERAUX

Les buts de la contraction musculaire sont de maintenir la posture et de créer un mouvement. Cela n'est pas le fait d'une contraction musculaire isolée mais le résultat d'actions musculaires coordonnées. Pour chaque mouvement effectué, même minime, sont mis en jeu :

- ✓ Des muscles effecteurs qui par leurs contractions déplacent des rayons osseux et modifient les angles articulaires,
- ✓ Des muscles antagonistes qui contrôle l'amplitude du mouvement,
- ✓ Des muscles stabilisateurs des articulations et,
- ✓ Des muscles posturaux qui réajustent l'équilibre car dans tout mouvement, le centre de gravité est déplacé.

Ainsi aucun mouvement naturel n'est le résultat de la contraction d'un muscle isolé.

Par contre, **l'électromyostimulation permet obtenir la contraction isolée d'un muscle** ce qui peut être intéressant dans le renforcement spécifique d'une portion d'un muscle composé (comme le quadriceps par exemple) ou d'un muscle particulier au sein d'un groupe musculaire innervé par un même nerf (travail du biceps fémoral ou du glutéo-fémoral indépendamment de la contraction des autres fémoraux caudaux).

B. LE CONTROLE CENTRAL DU MOUVEMENT

Le mouvement peut être divisé en deux formes générales :

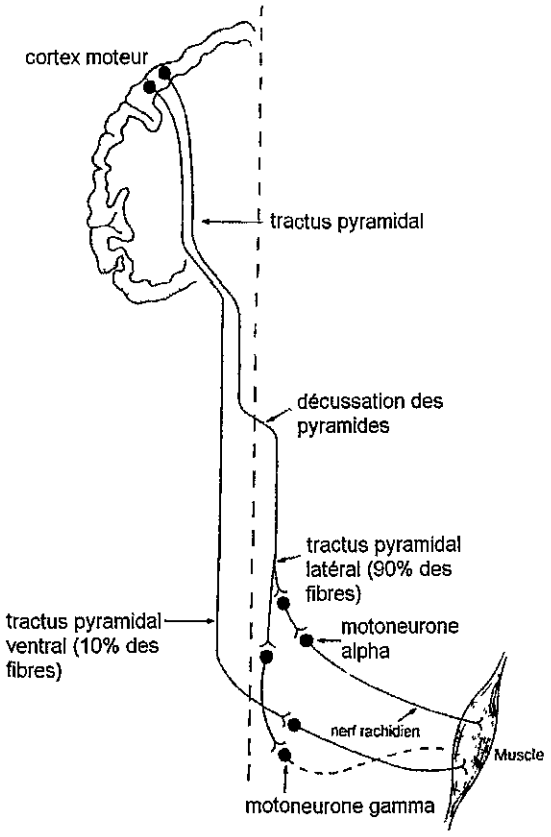
- ✓ Les mouvements conscients, volontaires dans lesquels les réflexes fléchisseurs initient le mouvement,
- ✓ Les mouvements posturaux, le tonus musculaire luttant contre la gravité dans lesquels les réflexes extenseurs interviennent.

Le système moteur consiste en la transformation d'un signal nerveux en énergie physique.

Le motoneurone α est la voie finale par laquelle le cerveau peut initier la contraction des muscles que ce soit pour des mouvements volontaires ou posturaux. Les mouvements volontaires sont gérés par le système pyramidal et les mouvements posturaux par le système extrapyramidal. Le cervelet participe en les coordonnant ; il analyse chaque mouvement initié et fait les ajustements appropriés.

Le **système pyramidal** est l'initiateur des mouvements volontaires par son influence sur le motoneurone du côté opposé du corps. On ne sait pas de quelle manière interviennent les différentes aires du cortex cérébral. Il apparaîtrait que le cortex moteur enverrait un signal définissant un « plan d'action ». Le cortex pré-moteur et l'aire supplémentaire du cortex cérébral interviendraient également dans l'élaboration de ce plan ainsi que le noyau de la base. (Cunningham 2002)

Figure 21 : Structures nerveuses intervenant dans le contrôle du mouvement (Cunningham 2002)

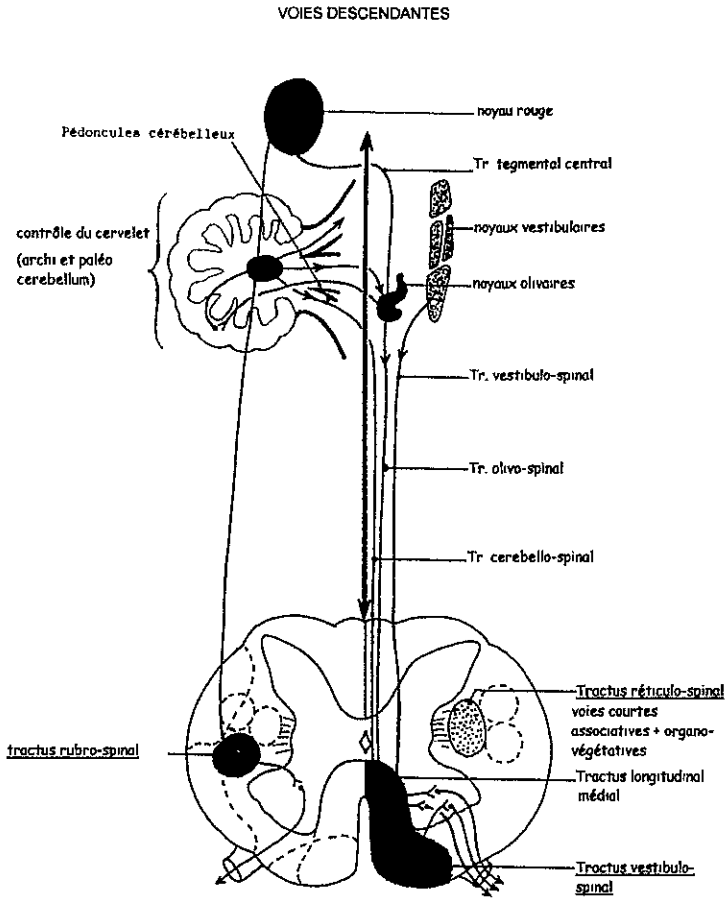


Le cortex sensitif joue probablement un rôle en fournissant des informations spatiales pour cibler le mouvement et corriger les erreurs bien que le cervelet et les réflexes interviennent également de manière importante pour la correction des erreurs.

Ce complexe, par ces diverses interconnections, permet l'élaboration d'un signal acheminé par les axones des voies corticospinale et corticobulbaire jusqu'au motoneurone α controlatéral.

Le *système* ***extrapyramidal*** *est celui de la motricité semi-volontaire* et automatique. Il fait intervenir diverses voies : la voie réticulospinale et la formation réticulée, la voie vestibulospinale et la voie tectospinale. Les faisceaux réticulospinaux sont sous contrôle cortical, il en existe deux : les faisceaux pontiques qui ont une action facilitatrice sur les réflexes antigravitaires au niveau de la mœlle épinière et les faisceaux bulbaires (latéraux) qui ont le rôle inverse, ils libèrent les muscles antigravitaires des activités réflexes. Les faisceaux vestibulospinaux forment des projections bilatérales sur la moelle et contrôlent les mouvements de tête (action stabilisatrice). La voie tectospinale envoie des informations *visuelles, somatosensorielles et auditives au cortex donnant une représentation* de l'environnement permettant par exemple l'orientation des yeux et de la tête vers un point pertinent de l'environnement. (Ferber-Viart 2003)

Figure 22 : Schéma des voies extra-pyramidales (Chatelain 2000)

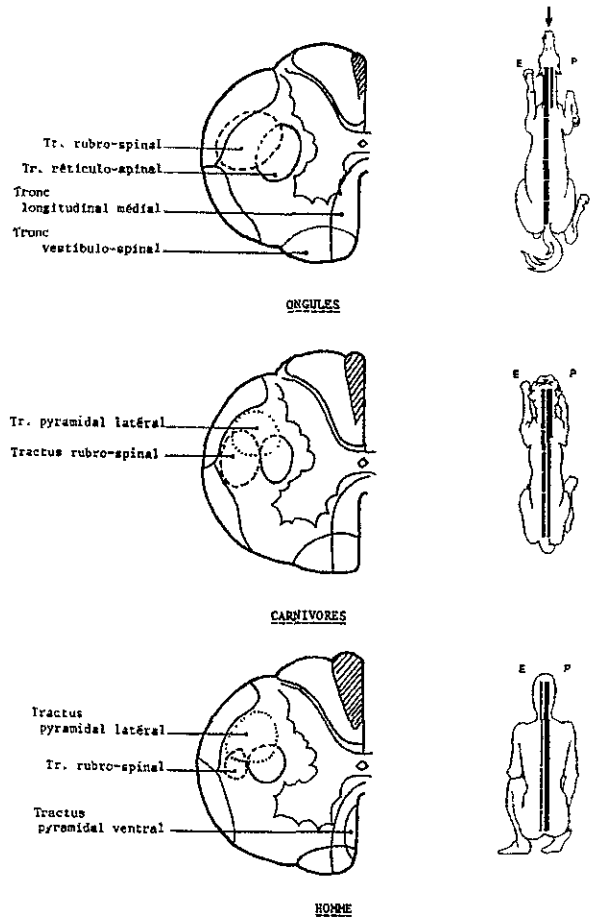


Les informations proprioceptives sont traitées dans les différents noyaux (vestibulaire, rouge...) et, un signal est émis ; grâce aux interneurones situés dans la moelle épinière, le message est transmis au motoneurone α. Ils permettent de plus d'adapter le message aux oscillations d'information qui leur parviennent. Le cortex cérébral intervient en affinant le mouvement initié grâce à des rétrocontrôles. (Cunningham 2002, Ferber-Viart 2003)

Ces deux systèmes (pyramidal et extra-pyramidal) interagissent car tous les mouvements volontaires nécessitent des ajustements posturaux.

Cependant, contrairement à l'homme chez lequel les voies pyramidales sont largement prépondérantes ou encore au chien où les deux systèmes sont représentés de façon équivalente, chez le cheval les voies pyramidales sont très peu représentées (tractus pyramidal latéral remplacé par le tractus rubro-spinal). (Chatelain 2000). **Les voies descendantes motrices chez cette espèce sont donc presque entièrement représentées par les voies extrapyramidales, celles des mouvements semi-volontaires et réflexes** (figure 23). Ceci souligne tout l'intérêt des techniques de la physiothérapie dans la réhabilitation du cheval, en particulier celles qui sollicitent les systèmes des contrôles moteur et proprioceptif telles que l'électromyostimulation, les mobilisations et les exercices passifs et actifs.

Figure 23 : Importance relative des voies extrapyramidales (E) et des voies pyramidales (P) en fonction des espèces (Chatelain 2000)



IV. LA CONTRACTION ELECTRIQUEMENT PROVOQUEE – CAS DES STRUCTURES NEURO-MUSCULAIRES SAINES

Ce chapitre est consacré aux bases de l'électrophysiologie indispensables pour l'élaboration et la réalisation de protocoles d'électrothérapie efficaces et non nocifs.

Nous ne considérerons ici que le cas des structures neuromusculaires non pathologiques : c'est à dire le cas où il n' y a pas atteinte de la structure ni de la conductibilité nerveuse. Le cas des dénervations sera abordé au chapitre suivant.

La contraction musculaire électriquement provoquée n'a pas exactement les mêmes caractéristiques que la contraction physiologique. Ces différences doivent être connues pour une bonne pratique de l'électromyostimulation.

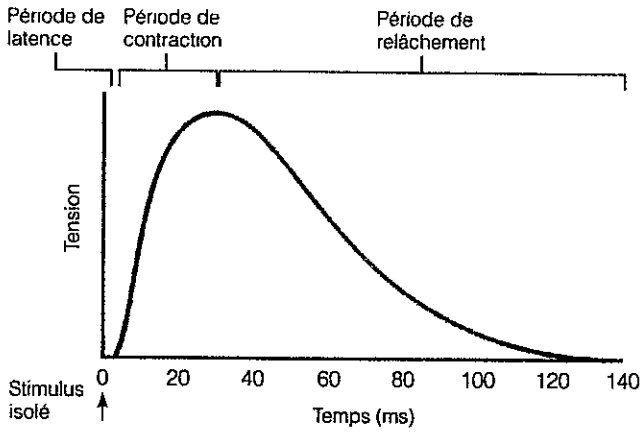
A. SECOUSSE MUSCULAIRE ET GENERATION DE TENSION MUSCULAIRE

La secousse correspond à la réponse musculaire à un stimulus liminaire de courte durée. C'est une contraction rapide suivie d'un relâchement. Cette contraction est plus ou moins vigoureuse suivant le nombre d'unités motrices recrutées.

On peut les enregistrer à l'aide d'un myogramme. Sur celui-ci, on peut nettement distinguer trois phases : (Marieb 2000)

- ✓ Une phase de latence de quelques millisecondes correspondant au temps de couplage excitation/ contraction
- ✓ Une phase de contraction, de 10 à 100 ms, du début de la phase de raccourcissement jusqu'au maximum de tension (il y a formation d'un pic),
- ✓ Une phase de relâchement, de 10 à 100 ms provoquée par le retour des ions calcium dans le réticulum sarcoplasmique. Il n' y a plus de force de contraction, la tension musculaire diminue jusqu'à disparaître.

Figure 24 : La secousse musculaire (Marieb 2000)



Naturellement, de telles secousses musculaires isolées ne s'observent que dans des cas d'anomalies neuromusculaires. Le fonctionnement normal du muscle correspond à des contractions relativement longues et continues et dont les forces varient en fonction des besoins. En électrostimulation, avec certains courants aux paramètres bien sélectionnés, il est possible d'obtenir de telles secousses musculaires isolées.

Les divers degrés de contraction musculaire sont appelés réponse graduée. La modulation peut être faite de deux façons : par changement de l'intensité du stimulus (recrutement spatial) ou par modification de sa fréquence de stimulation (recrutement temporel).

B. RECRUTEMENT SPATIAL

1) *LA CONTRACTION VOLONTAIRE*

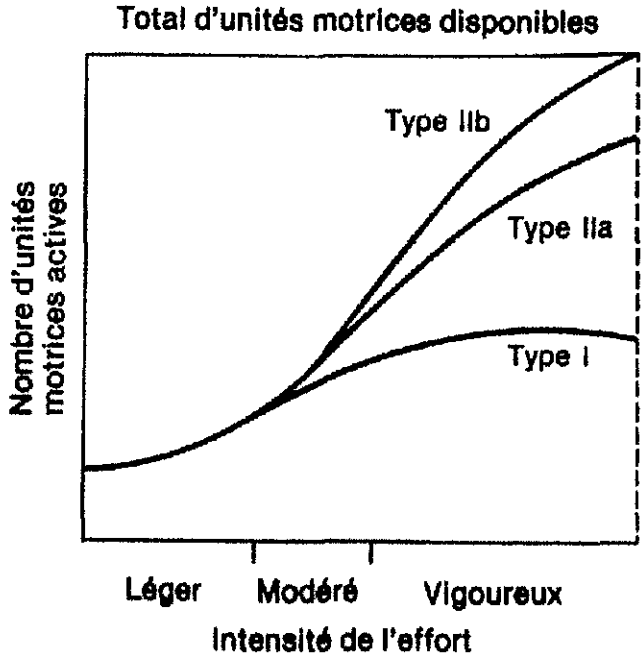
La contraction est uniforme et continue par la mise en jeu rapide d'un certain nombre d'unités motrices qui se contractent simultanément. La force de contraction dépend de la sommation spatiale c'est à dire du nombre d'unités motrices qui se contractent simultanément.

Le même phénomène se produit dans l'organisme quand il y a stimulation nerveuse d'un nombre croissant d'unités motrices. Pour une contraction musculaire faible mais précise, un nombre peu important d'unités motrices est activé alors que pour une contraction musculaire forte un grand nombre d'unités motrices sera activé.

Les unités motrices les plus petites sont celles qui contiennent le moins de fibres musculaires et sont commandées par les motoneurones les plus sensibles ; elles ont donc tendance à être activées en premier. Les grosses unités motrices sont innervées par des

motoneurones moins sensibles et sont activées si une contraction plus forte est nécessaire. (De Bisschop et Dumoulin 1991)

Figure 25 : Recrutement spatial des unités motrices (Verson 2004)



La contraction des unités motrices est donc hiérarchisée en fonction de leur type et de leur innervation. Par des expériences croisées, on a pu montrer que la typologie du muscle est déterminée par les caractéristiques du motoneurone qui l'innerve.

Ainsi, les unités motrices constituées de fibres lentes (type I), situées surtout en profondeur, sont innervés par des motoneurones de faible diamètre à conduction lente mais dont le seuil d'activation est très bas.

A l'opposé, les UM rapides (type II), sont situées surtout en superficie du muscle et sont innervées par des motoneurones de gros diamètre à conduction rapide mais au seuil d'activation plus élevé.

Donc, lors d'une contraction d'intensité modérée, les UM lentes sont activées en premier puis, lors de l'accroissement de l'intensité, les UM rapides sont progressivement recrutées. (Milner-Brown, Stein et Yemm 1973)

Cependant, lors d'une contraction rapide de type réponse réflexe, les fibres de type II se contracteraient en premier. (Sawaya 2003)

2) *AU COURS D'UNE CONTRACTION ELECTRIQUEMENT PROVOQUEE*

Lors de contraction musculaire électriquement provoquée, le nombre d'unités motrices recrutées augmente également avec l'accroissement de l'intensité du stimulus. Mais, à l'inverse de la contraction volontaire, **ce sont les fibres musculaires rapides qui se contractent en premier**.

Ceci peut s'expliquer par le fait que :

- D'une part, l'électromyostimulation en physiothérapie se fait généralement avec des électrodes de surface, **la naissance du potentiel d'action se fait donc à la surface du muscle puis se propage en profondeur**. Or, comme nous l'avons vu précédemment, les fibres musculaires rapides sont majoritaires à la surface du muscle.
- D'autre part, la stimulation superficielle implique d'abord les fibres nerveuses de gros diamètre des UM rapides. (De Bisschop et Dumoulin 1991)

Par conséquent, l'électrostimulation transcutanée permet de faire travailler en premier lieu les unités motrices moins facilement recrutées par la contraction volontaire. L'augmentation de l'intensité du courant stimule progressivement les unités motrices plus lentes et plus profondes. (Arnauld des lions 1997)

Cependant, ces considérations semblent être remises en question par certains auteurs. Selon Knaflitz M. et al. (1990), l'électrostimulation avec des électrodes posées en regard des points moteurs des muscles ne donne pas les mêmes résultats que lors d'une stimulation directe des nerfs moteurs. Dans leur étude, ils montrent que dans 72% des cas la vitesse de conduction des fibres augmente linéairement avec l'intensité de la stimulation électrique indiquant un recrutement des UM comparable à la contraction volontaire. Ils n'observent une inversion de cet ordre de recrutement que dans 28% des tests. De même selon Thépaut-Mathieu C. (1998), si on constate que l'ordre de recrutement peut effectivement parfois être modifié, il ne faut pas être abusif et considérer qu'il l'est toujours car les conditions expérimentales en laboratoire ne sont jamais identiques aux conditions de réhabilitation.

C. RECRUTEMENT TEMPOREL

1) *DEFINITION*

Le recrutement temporel correspond, pour une intensité de stimulation constante, à la sommation des réponses musculaires lors de l'augmentation de la fréquence de stimulation.

Si deux stimulations identiques sont appliquées à un muscle dans un court intervalle, il apparaît une deuxième contraction plus vigoureuse que la première. Sur le myogramme, la deuxième chevauche la première. C'est le phénomène de sommation temporelle. Ceci est vrai uniquement si le second stimulus est appliqué avant que le muscle soit complètement détendu (c'est-à-dire avant sa phase réfractaire).

Le muscle est encore partiellement contracté lorsqu'il reçoit une nouvelle « bouffée » d'ions calcium qui remplacent ceux réabsorbés par le réticulum sarcoplasmique. Si l'intensité du stimulus ne varie pas et que la fréquence augmente, la période de relaxation entre les contractions est plus courte. La concentration en ions calcium dans le sarcoplasme est de plus en plus élevée et la sommation augmente.

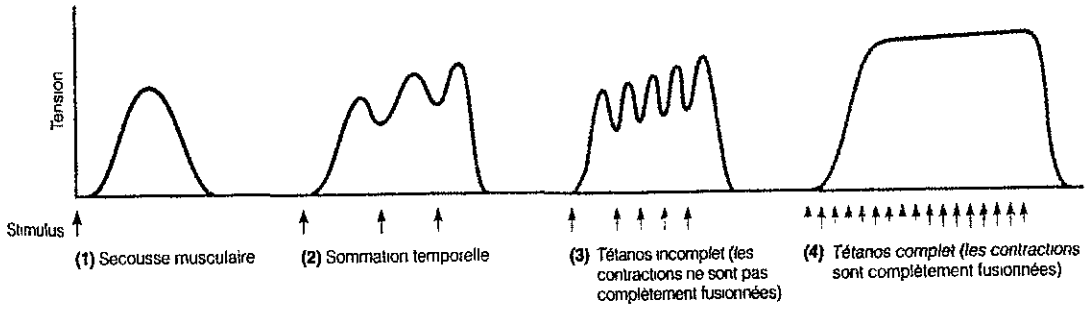
Cette sommation spatiale est le résultat de la mise en jeu d'un nombre de plus en plus important d'unités motrices : Comme nous l'avons vu plus haut, les fibres musculaires d'une même unité motrice suivent la loi du « tout ou rien ». Ce ne sont pas les mêmes fibres qui se « contractent plus fort ». La seconde stimulation va recruter des UM supplémentaires d'où une plus grande intensité de la réponse à l'échelle musculaire.

Si la seconde stimulation survient pendant la phase de contraction du muscle (phase ascendante de la courbe du myogramme), sa réponse musculaire se superpose à la première et la contraction obtenue sera encore plus forte.

Quand les stimuli sont répétés régulièrement, à partir d'une certaine fréquence, on n'observe plus de signes de relâchement, la fusion entre les contractions est complète.

L'amplitude de la réponse musculaire atteint un plateau d'autant plus élevé que la fréquence de stimulation est importante. On n'observe plus alors qu'une seule contraction longue et régulière. C'est le tétanos (*tetanus* = rigidité, tension). (Marieb 2000)

Figure 26 : Sommation temporelle et tétanos (Marieb 2000)



Si le plateau est formé par une ligne de trémulation, on parle de tétanos incomplet. Lorsque la ligne du plateau devient plane, on a affaire à un tétanos parfait.

Le tétanos parfait correspond au mode habituel de contraction des muscles. Les motoneurones envoient des « volées » d'influx et non des influx isolés qui seraient à l'origine de secousses musculaires. L'intensité de la contraction est quatre à cinq fois supérieure à l'intensité d'une secousse isolée ce qui augmente très nettement l'efficacité de la contraction musculaire et représente une économie d'énergie.

Lors d'un tétanos prolongé, les fibres musculaires perdent leur capacité de contraction et la tension musculaire diminue jusqu'à être nulle. C'est la fatigue musculaire due à une production insuffisante d'ATP. (Marieb 2000)

2) APPLICATION A L'ELECTROMYOSTIMULATION

a. Généralités

Le principe utilisé en électrostimulation des muscles sains (dont l'innervation est intacte) est le même : on applique des « trains d'impulsions » à une fréquence donnée pour obtenir une contraction tétanique du muscle.

Pour que cette stimulation soit la plus confortable possible, il faut pouvoir atteindre le plateau tétanique avec le moins d'impulsions électriques possible. A cet effet, la fréquence des impulsions est réglée de façon à ce que chaque stimulation survienne au sommet de la phase de contraction précédente. On atteint ainsi la contraction tétanique avec le minimum d'impulsions. (Verson 2004)

Le tétanos parfait est obtenu pour des fréquences entre 25 et 100Hz. Des valeurs de 50 à 70 Hz sont généralement largement suffisantes pour obtenir une contraction tétanique efficace aussi bien chez les animaux que chez l'homme. Il est donc techniquement inutile d'utiliser des fréquences supérieures à 100Hz. La fréquence de stimulation pour laquelle le tétanos est parfait est appelée fréquence de fusion tétanique. (Monod et Flandrois 1989)

Cette notion de fréquence du courant est primordiale en électrothérapie. Nous reviendrons plus loin sur son utilisation son intérêt dans la pratique de l'électrostimulation neuromusculaire.

b. Synchronisme et asynchronisme

Lors d'une contraction volontaire, il est possible que toutes les unités motrices d'un muscle soient activées en même temps lors d'un effort musculaire maximal ou sub-maximal. Mais, le plus souvent, elles sont activées de manière asynchrone. Certaines fibres sont en

tétanos pendant que d'autres sont au repos puis cela alterne. Ce « turn-over » permet de prolonger le tétanos et de prévenir et retarder la fatigue. Cependant, lorsque le muscle atteint sa force maximale, on note une tendance à la synchronisation. (Monod et Flandrois 1989, Roques 1997)

En électrostimulation musculaire, ce phénomène n'existe pas et de ce fait, les contractions sont synchrones ; toutes les unités motrices sollicitées travaillent en même temps. (Monod et Flandrois 1989)

La contraction électriquement provoquée est donc beaucoup plus fatigante pour le muscle. Il convient donc d'aménager des temps de repos au moins aussi longs que les temps de contraction. Si l'intensité augmente, il convient d'augmenter les temps de repos (jusqu'à deux ou trois fois le temps de travail), sinon, il y a un fort risque d'induire des contractures douloureuses.

D. FACTEURS INFLUENÇANT LA CONTRACTION : LA TEMPERATURE

La température du muscle est un facteur de variation notamment de l'activité ATPasique de la myosine (Monod et Flandrois 1989). Une augmentation modérée de température élève le potentiel de repos et augmente la vitesse de propagation. Chez un sujet exposé au froid, la vitesse de contraction est considérablement ralentie, ce qui ne permet pas au muscle d'être pleinement efficace. La vitesse de contraction d'un muscle est de 2,15 +/- 0,2 m/s/°C. (Weehler 1989)

Cet aspect souligne l'intérêt – et l'importance - pour un meilleur confort et une meilleure efficacité, de réaliser tout travail musculaire (qu'il soit volontaire, ou par électrostimulation) sur des muscles préalablement échauffés (mobilisations, massages, application de chaleur) que cela soit à but thérapeutique ou expérimental. (Denoix 1979)

E. PARAMETRES DE LA CONTRACTION ELECTRIQUEMENT PROVOQUEE

Pour qu'une stimulation neuromusculaire soit réalisée de la manière **la plus efficace, la mieux tolérée et la plus confortable possible pour le patient – et cette approche s'avère ô combien primordiale quand le patient est un cheval** - il est nécessaire de prendre en compte trois principaux paramètres : la fréquence du courant, son intensité et la durée de l'impulsion.

1) INTENSITE, DUREE DE L'IMPULSION STIMULATRICE ET RECRUTEMENT DES FIBRES NERVEUSES

Quelles sont les fibres nerveuses susceptibles d'être excitées lors de la réalisation d'une électrostimulation neuromusculaire à l'aide d'électrodes de surface ?

Ces fibres nerveuses sont classées en plusieurs types dont les principaux sont :

- ✓ **Fibres Aα** : Fibres nerveuses motrices de gros diamètre (12-20 μm), myélinisées et dont la vitesse de conduction est très élevée : entre 40 et 100 m/s. Elles correspondent au motoneurone α,
- ✓ **Fibres Ia** : Fibres sensitivo-proprioceptives des fuseaux neuromusculaires. De gros diamètre et myélinisées, leur à vitesse de conduction est également très rapide : 70 à 120 m/s. Elles sont associées au sein du FNM aux **fibres de type II**, également myélinisées, mais de plus petit diamètre et à vitesse de conduction plus lente (30-70 m/s)
- ✓ **Fibres Ib** : Fibres sensitivo-proprioceptives des organes tendineux de Golgi.

- ✓ **Fibres Aβ** : Fibres sensitives de grand diamètre (5-12 μm), myélinisées. Leur vitesse de conduction est de 60 m/s. Ce sont des fibres sensitives afférentes des récepteurs de la peau.
- ✓ **Fibres Aγ**: Fibres motrices efférentes des fuseaux neuromusculaires. Caractéristiques comparables aux fibres Aβ : grand diamètre (5-12 μm) et vitesse de conduction élevée (30 à 70 m/s).
- ✓ **Fibres Aδ** : Fibres sensitives de petit diamètre (2-5 μm), myélinisées, moins rapide que les fibres Aβ (15 à 25 m/s). Ce sont des fibres nociceptives afférentes des récepteurs sensitifs de la peau pour la chaleur, le froid et la douleur « fulgurante » de type piqûre,
- ✓ **Fibres B** : Fibres *végétatives pré-ganglionaires lentes. De petit diamètre (1 à* 3 μm). Leur vitesse de conduction est de 3 à 15m/s,
- ✓ **Fibres C** : Fibres sensitives de petit diamètre (< 1μm), non myélinisées et moins rapides que les fibres Aδ (0,4 à 2 m/s). Ce sont les fibres nociceptives transmettant la douleur tenace de type brûlure.

D'une manière générale, plus le diamètre de la fibre est grand, plus la vitesse de conduction est grande.

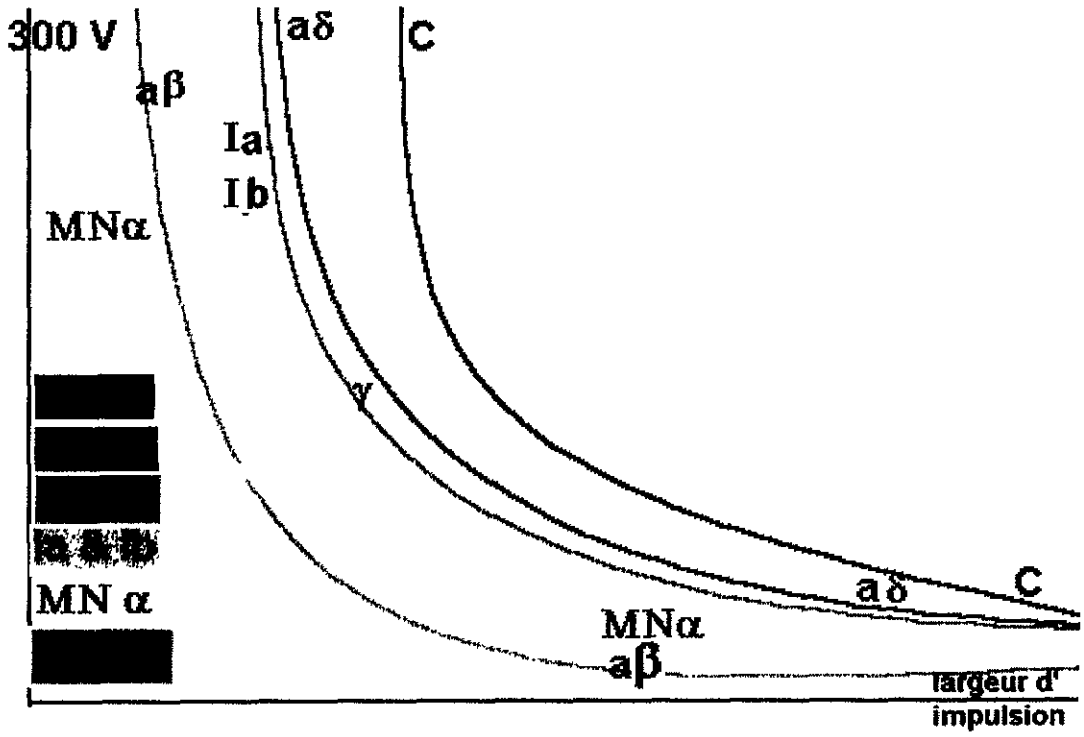
Les fibres de gros diamètre (en général myélinisées) sont celles dont la vitesse de conduction est la plus grande. Ce sont également celles dont le seuil de stimulation est le plus bas.

En électrostimulation neuromusculaire on peut chercher :

- **A produire des contractions musculaires**. C'est l'électromyostimulation proprement dite (EMS). Dans ce cas, l'énergie de la stimulation doit être suffisante pour exciter le motoneurone alpha. Pour que cette contraction soit la moins douloureuse possible, il faut veiller à limiter au maximum le recrutement des fibres de la nociception.
- **A stimuler les fibres sensitives tactiles et proprioceptives** pour une antalgie par inhibition segmentaire pré-synaptique (Effet « gate-control »). Dans ce cas il s'agit de régler les paramètres du courant de façon à éviter de stimuler les motoneurones d'une part, et les fibres de la nociception d'autre part.
- **A stimuler la libération des opioïdes endogènes par un recrutement plus important des fibres nerveuses, voire par une hyperstimulation nociceptives des fibres Aδ et C** dans le but d'activer les voies descendantes inhibitrices contrôlant l'entrée du message douloureux au niveau de la corne dorsale de la moelle épinière (Toutefois ce dernier protocole semble mal toléré par les animaux).

Le schéma de Howson DC (1978) (figure 27) montre l'ordre de recrutement des différentes fibres nerveuses en fonction de l'intensité et de la durée du stimulus. Ce dernier paramètre est également appelé « largeur d'impulsion » ou « durée de phase ».

Figure 27 : Courbe de Howson (Howson DC 1978)



Ces courbes représentent une étude des caractéristiques des fibres d'un patient à un moment donné, dans des conditions données. Les valeurs de la largeur d'impulsion et de l'intensité sont propres à chaque individu car elles peuvent varier en fonction de la résistivité de la peau qui elle même dépend de son état d'hydratation, du climat, d'éventuels médicaments ingérer etc.... Par contre l'ordre de recrutement des fibres reste inchangé et ne dépend pas du patient.

Ce schéma montre :

- Qu'une impulsion de plus en plus large permet de recruter des fibres de plus en plus petites et de plus en plus lentes comme les fibres nociceptives de petit diamètre : **la stimulation sera donc d'autant plus confortable que la largeur d'impulsion sera petite.**
- Que pour une faible largeur d'impulsion, les fibres motrices rapides (motoneurones α) sont recrutées avant les fibres sensitives Aβ. Tandis que pour une intensité faible et un temps d'impulsion plus long, ce seront les fibres tactiles Aβ qui seront recrutées en priorité. Ceci sera mis à profit dans l'application des courants antalgiques dits « TENS gate control ».
- Qu'un courant de forte intensité et de faible largeur d'impulsion sera toujours plus confortable qu'un courant de faible intensité et forte largeur d'impulsion, car il évite de recruter les fibres nociceptives. Ainsi, en utilisant de très faibles largeurs d'impulsion (5 microsecondes par exemple) il peut être possible d'obtenir une stimulation indolore de patients hyperalgiques qui ne supportent aucune agression (causalgies...). (Verson 2004)

Toutefois seuls les appareils dits « à haut voltage » en général volumineux et destinés à un travail en poste fixe permettent de délivrer de grandes puissances sur de très faibles largeurs d'impulsion. Les petits stimulateurs portables, les plus pratiques en physiothérapie équine, ne permettent que très rarement d'atteindre une valeur minima de 15 microsecondes.

Enfin, et surtout, **il faut tenir compte du fait que, dans le cas d'un sujet algique, le seuil de perception de la douleur, donc de l'activation des nocicepteurs sera beaucoup plus bas que la normale.**

De ce fait il apparaît important ici de relativiser :

- La notion de recrutement sélectif des fibres nerveuses d'une part ;
- Et les notions de « courants antalgiques » agissant sélectivement sur les fibres sensitives et/ou nociceptives et de courants « excito-moteurs » agissant sélectivement sur les motoneurones, d'autre part. En effet en fonction de l'individu et de l'affection dont il souffre, un programme dit antalgique pour un patient, pourrait s'avérer excito-moteur pour un autre et vice-versa.

2) INFLUENCE DE LA FREQUENCE DU COURANT SUR LA LARGEUR D'IMPULSION

Puisque la fréquence du courant correspond au nombre d'impulsions par secondes, il apparaît évident que la valeur de la largeur d'impulsion sera conditionnée par la fréquence de la stimulation.

En tenant compte de la période réfractaire des fibres nerveuses et de leur vitesse de conduction, on peut calculer **qu'un nerf ne peut plus transmettre des influx supérieurs à 100Hz pour un motoneurone ; et supérieurs à 1000 Hz pour un nerf sensitif.** Ceci :

- Rejoint ce qui a été vu précédemment concernant la valeur de la fréquence nécessaire pour obtenir une contraction tétanique ;
- Montre que « l'organisme », du moins le système neuromusculaire, « fonctionne en basse fréquence ».

En définitive dans la pratique de l'Electrostimulation neuromusculaire :

- ***Il faut surtout avoir à l'esprit que les données physiologiques de chaque patient sont différentes, et dépendent de nombreux facteurs ;***
- ***Le courant optimal à délivrer sera, en fonction de l'effet thérapeutique recherché un compromis entre ces 3 paramètres. Il devra être adapté à chaque patient.***

3) LE CHOIX OPTIMAL DES PARAMETRES : INTENSITE ET « LARGEUR D'IMPULSION » : NOTIONS DE RHEOBASE ET DE CHRONAXIE

Pour stimuler électriquement un nerf (sensitif ou moteur) le courant administré doit fournir une énergie minimale. Cette énergie correspondrait au produit des valeurs de l'intensité par la durée de l'impulsion stimulatrice (Aire du rectangle déterminé par ces deux valeurs sur une courbe : $i = f(t)$).

Depuis les travaux bien connus de Weiss (1901) et de Lapique (1909 ; 1938), et des études électrophysiologiques plus récentes (De Bisschop et Dumoulin 1987 ; Irnich W. 1980), il est actuellement bien admis que **la valeur de la durée d'impulsion optimale d'un courant devrait être égale à la chronaxie du nerf (sensitif ou moteur) ou du muscle à stimuler**.

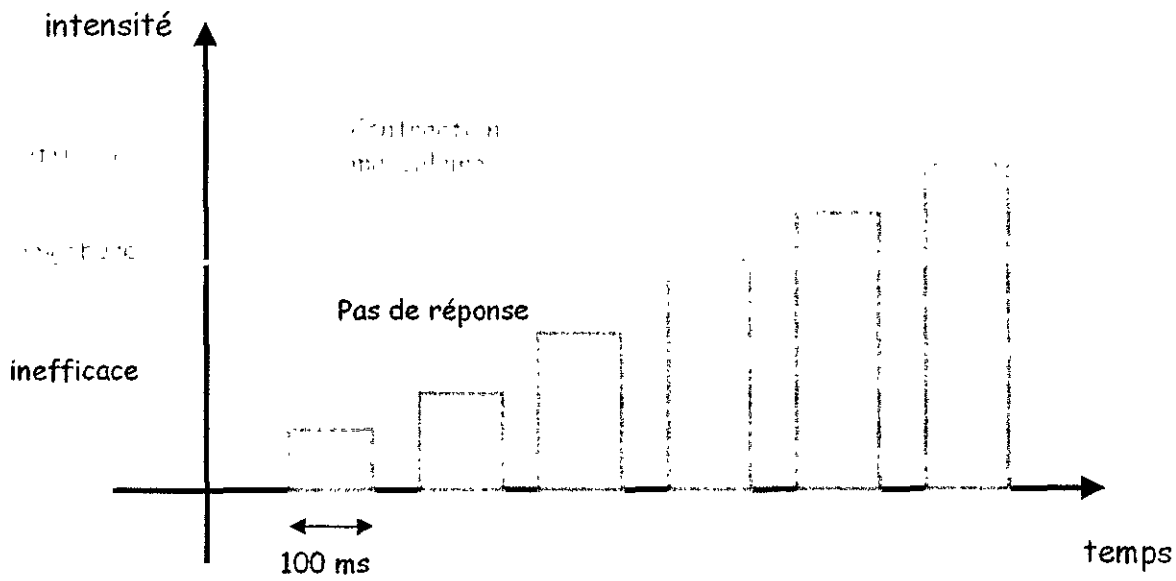
Cette notion de chronaxie amène à d'autres notions électrophysiologiques telles que la rhéobase, la climalyse et la pente limite, qui, nous le verrons plus loin, s'avèrent fortement intéressantes dans l'électrodiagnostic d'une part, et dans la mise en place d'un protocole d'électrostimulation dans le cas de prise en charge des patients souffrants de pathologies neurologiques d'autre part.

Pour une meilleure compréhension de cet aspect complexe de l'électrophysiologie, nous nous intéresserons surtout aux paramètres relatifs à l'électrostimulation musculaire.

a. La Rhéobase

La rhéobase (Rh) se définit comme le seuil d'intensité à partir de laquelle on obtient une contraction musculaire minimale, pour une impulsion isolée d'une durée supérieure à 100ms.

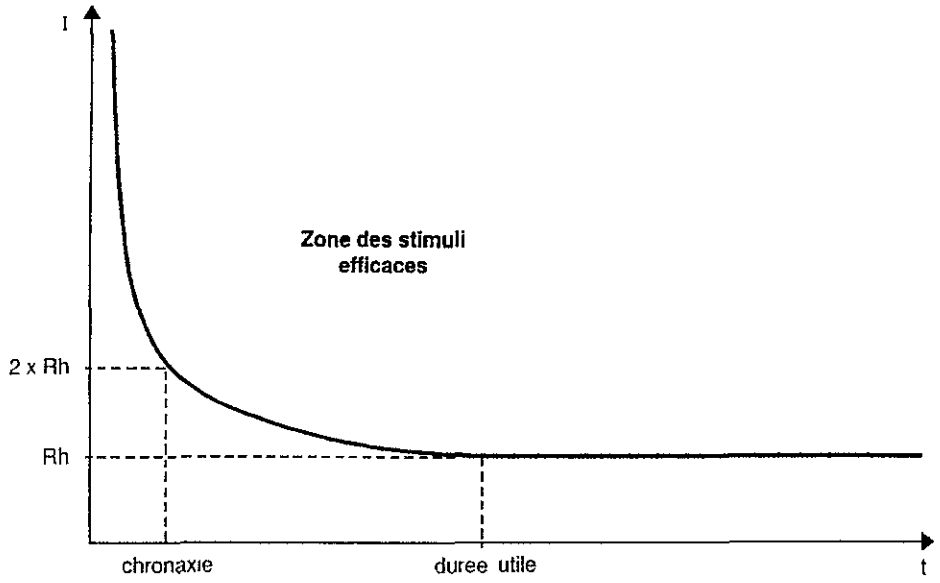
Figure 28 : Rhéobase (Sawaya 2003)



Cette définition est issue de la formule de Lapicque : I =q/ t +i.

I correspond à l'intensité, q à un coefficient correspondant à la charge électrique, t à la durée d'impulsion et i à un coefficient correspondant à l'intensité. Les coefficients q et i sont déterminés expérimentalement.

Figure 29 : Courbe I/t (Crépon 2002)



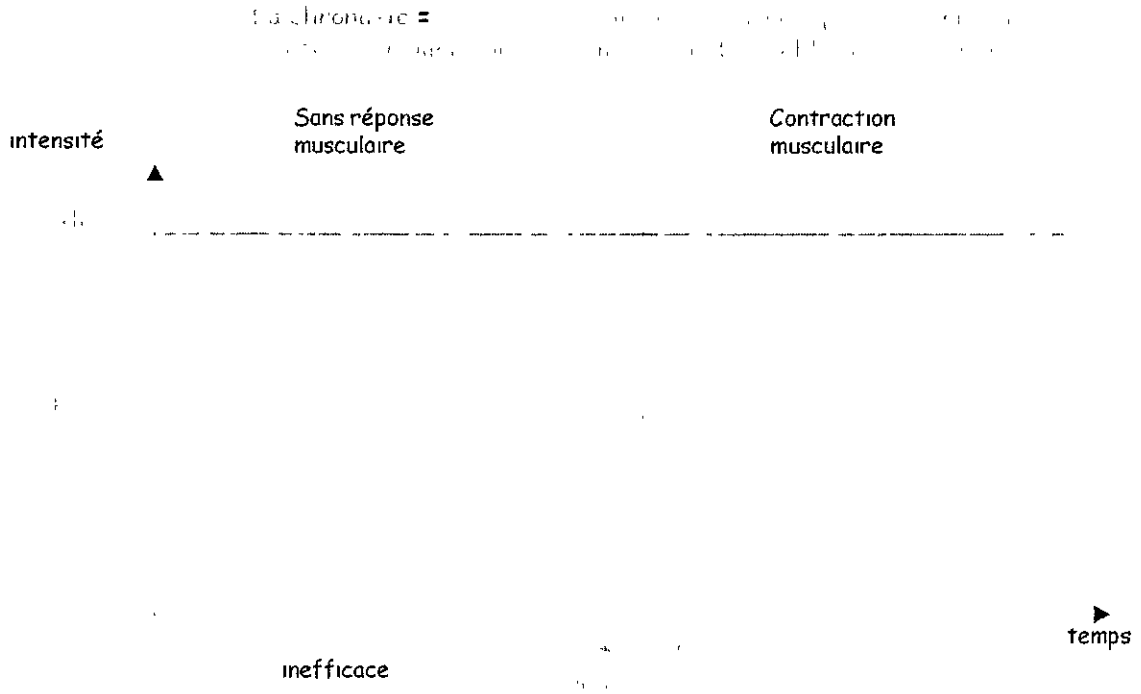
Comme on peut le voir sur la figure 30, cette relation décrit une hyperbole qui montre la nécessité d'une intensité minimale (rhéobase) pour l'obtention d'une contraction. La durée de l'impulsion correspondant est appelée temps utile. (Medicompex 1990)

Dans notre cas présent, l'intérêt de la mesure de la rhéobase est qu'elle constitue la première étape de la détermination de la chronaxie.

b. La Chronaxie

Afin de disposer d'une valeur caractéristique de l'excitabilité d'un tissu, Lapicque a défini une valeur de temps : la chronaxie. **C'est le temps pendant lequel il faut faire passer un courant d'intensité double de celle de la rhéobase pour atteindre le seuil de contraction musculaire.** (Medicompex 1990)

Figure 30 : Recherche de la chronaxie (Sawaya 2003)



Pour Lapique cette valeur caractériserait « la rapidité fonctionnelle d'une cellule excitable » : Plus la chronaxie est grande et moins la « rapidité fonctionnelle » de la cellule est élevée.

La chronaxie est inversement proportionnelle à la vitesse de conduction du message nerveux et proportionnelle à la durée de dépolarisation de la membrane cellulaire.

C'est une valeur relativement fiable :

- ✓ Elle dépend peu des conditions expérimentales,
- ✓ Elle est caractéristique de la rapidité de réponse des diverses fibres nerveuses et des muscles ;
- ✓ Il existe une bonne corrélation entre la chronaxie et la conduction d'une fibre (variation en sens inverse).

C'est pourquoi la chronaxie présente un double intérêt :

- En électrothérapie, puisque, comme cela a déjà été évoqué, elle correspondrait à la valeur optimale de la largeur d'impulsion, celle qui permet d'obtenir une contraction efficace et non douloureuse ;
- Dans l'électrodiagnostic des dénervations (en complément des EMG et ENG) : Dès que l'intégrité du nerf moteur est atteinte, la chronaxie prend des valeurs très élevées par rapport à sa valeur physiologique. C'est d'ailleurs le premier paramètre électrophysiologique a être modifié. Elle peut également être d'une bonne valeur pronostique quant à l'évolution de la récupération ou de la régénération nerveuse (Le Flohic JC, Irnich, 1980 ; Paternostro- Sluga et al. 2002).

Ces considérations montrent tout l'intérêt d'établir une base de donnée permettant la sélection du paramètre 'durée d'impulsion' le plus adéquat lors de l'électrostimulation d'un muscle ou d'un groupe de muscle.

De telles bases de données ont déjà été établies chez l'homme. Elles montrent que la chronaxie varie entre 60 et 700 microsecondes selon le groupe de muscle, et sa situation. (Tables présentées en annexe 7). (Henry et Diesem 1981)

Récemment, des mesures ont été réalisées chez le chien (Combet D. 2003)

Aucune donnée concernant le cheval n'a été établie jusqu'ici. **C'est l'objet de l'étude expérimentale présentée dans la troisième partie de ce mémoire**. (Le Flohic 2001)

c. Courbe I/t

Pour chaque muscle il est possible d'établir la courbe i = f(t).

Pour des structures neuromusculaires normales on obtient une hyperbole équilatère (Figure 29). *La rhéobase et la chronaxie sont deux points remarquables de ce tracé.* La Rhéobase (Rh) s'inscrit en ordonnée en un point correspondant à l'asymptote horizontale. La chronaxie correspond à la projection sur l'axe des abscisses de la valeur de t pour une intensité double de la rhéobase.

La courbe i/t entre également dans les moyens d'investigation de l'état d'innervation du muscle. Lors d'atteinte nerveuse, elle présentera des variations caractéristiques. Dans les dénervations neuromusculaires globales, la courbe se déplace complètement vers la droite ; dans les atteintes partielles, elle présente une cassure par suite de la superposition de la courbe normale avec la courbe de dénervation (voir plus loin : cas des muscles dénervés). (Barette 1996, Roques 1997, Sawaya 2003)

d. Notion de climalyse et pente limite

Nous avons vu qu'une impulsion électrique rectangulaire de longue durée (100 à 300ms), et d'intensité rhéobasique provoque une réponse musculaire.

A partir de cette impulsion rectangulaire, d'intensité rhéobasique, si on augmente progressivement la pente d'établissement du courant, la contraction musculaire disparaît au delà d'un certain angle appelé « climalyse » (figure 31).

A partir de cet état :

- Si nous conservons la même pente d'établissement du courant et que nous augmentons sensiblement l'intensité, la réponse musculaire réapparaît.
- Si nous conservons la même intensité au courant, et que nous diminuons la vitesse d'établissement en *diminuant la pente, la réponse musculaire disparaît* une nouvelle fois. En augmentant l'intensité, on peut à nouveau faire réapparaître la réponse musculaire.

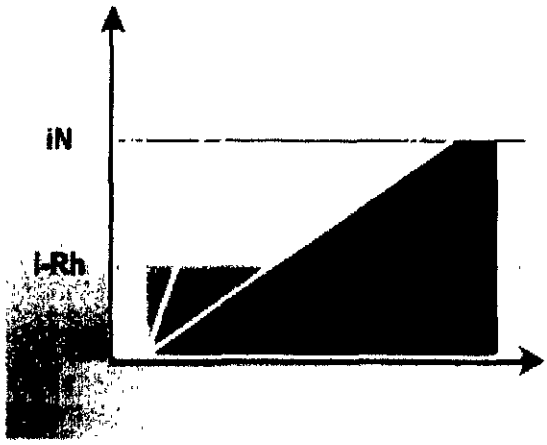
Cependant, à partir d'une certaine valeur de la pente, nous n'obtenons plus de réponse des fibres musculaires normalement innervées et ce, quelque soit l'intensité. Cette valeur de pente d'établissement du courant est appelée <u>pente limite</u>. (De Bisschop et Gouget 2004)

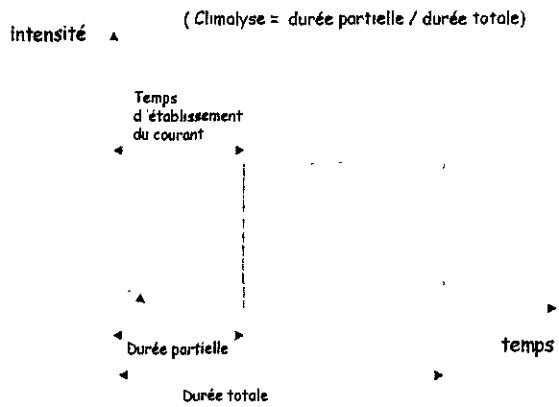
Au-delà de la pente limite, la stimulation demeure sans effet sur les fibres saines même en augmentant l'intensité du courant. Seules les fibres partiellement dénervées répondent à cette stimulation, permettant ainsi de les traiter de façon exclusive.

Pour un muscle sain, la valeur de la climalyse est d'environ 20% chez l'homme. (Dumoulin et De Bisschop 1987)

Ces deux notions introduites et développées par Lapique puis par Fabre en 1927, sont toujours d'actualité en électrothérapie et trouvent tout leur intérêt dans le cas des *muscles dits « dénervés »*.

Figure 31 : Définition du seuil de climalyse et de pente limite (De Bisschop et Gouget 2004, Sawaya 2003)





i-Rh = intensité correspondant à la rhéobase

V. CAS DU MUSCLE DENERVE – MODIFICATIONS DES PARAMETRES

Dès la deuxième moitié du XIXième siècle, Waller met en évidence la désintégration du segment distal d'un axone et de sa gaine de myéline, d'une fibre nerveuse périphérique après section ou compression de cette dernière.

Par opposition aux muscles « sains », qui peuvent présenter des atrophies de non utilisation mais dont l'innervation est intacte, les muscles dénervés se définissent en électrothérapie comme des muscles « pathologiques ».

A. DEFINITIONS

1) DENERVATION

Les muscles dénervés sont des muscles qui ont perdu leur excitabilité normale par atteinte traumatique ou dégénérative des motoneurones périphériques. On parle de dénervation d'une unité motrice lorsque son système axonal est soit partiellement, soit totalement lésé. La conduction nerveuse est alors plus ou moins perturbée.

Lors de dénervation périphérique partielle, il reste des unités axonales saines, les autres étant plus ou moins atteintes ; la conduction nerveuse est altérée. Lorsque la dénervation est complète, la conduction nerveuse disparaît totalement.

2) ETAPES DE LA DEGENERESCENCE

a. *Dégénérescence Wallérienne*

On parle de dégénérescence Wallérienne pour les modifications d'une fibre nerveuse myélinisée consécutives à un traumatisme local sur cette dernière, provoquant une anoxie et telle que la partie distale de l'axone soit non viable.

Lorsque le corps de l'axone n'est pas touché et qu'il s'agit d'un nerf périphérique, le potentiel de régénération peut être complet ; mais, si le corps cellulaire est mort, la dégénérescence Wallérienne va progresser sur tout le neurone jusqu'à sa disparition.

En 24 heures, le segment distal commence à dégénérer sur toute sa longueur, une tuméfaction apparaît, on peut alors constater une éosinophilie focale. Ces cellules contiennent souvent une accumulation d'organelles dégénérées. La fragmentation devient évidente en 48 heures.

On note également une réponse rapide des cellules de Schwann, la gaine de myéline paraît alors hypertrophiée. Elle forme une « chambre de digestion » pour les enzymes lytiques du fragment axonal. La myéline se condense en agrégats et en fragments, puis avec les débris axonaux et devient la cible des macrophages. Les lipides complexes de la myéline sont transformés en lipides simples après une période de dix à vingt jours. Les macrophages chargés en lipides persistent dans l'interstitium pendant plusieurs semaines. Quelques débris de myéline sont phagocytés par les cellules de Schwann qui commencent à proliférer. (jubb et Huxtable 1992)

La prolifération des cellules de Schwann se fait de manière organisée en formant des cordons le long de l'ancien axone. On les nomme « bandes de Bungner ».

b. *Dégénérescence rétrograde*

La dégénérescence rétrograde s'applique à la partie proximale de l'axone c'est à dire en amont de la lésion.

Les phénomènes qui se produisent sont les mêmes que précédemment. Si la lésion est trop proche du corps cellulaire, cela peut conduire à l'apoptose du neurone.

c. *Régénération*

Si les conditions au site de traumatisme sont favorables, les bourgeons axonaux se dirigent vers la partie distale le long des cordons de cellules de Schwann. Dans la majorité des cas, les bourgeons poussent de 0,5 à 4 mm/j et le nouvel axone est investi par le cytoplasme des cellules de Schwann. (Swaim 1987)

Le bourgeonnement est au départ multiple, puis par un phénomène inconnu, un bourgeon est sélectionné pour terminer la régénération. L'axone est remyélinisé par les cellules de Schwann mais la gaine est plus fine qu'à l'origine. (jubb et Huxtable 1992)

Lorsque la prolifération de l'axone est anarchique, il peut se former un gliome qui ralentit la régénération et affecte la récupération. (Swaim 1987)

3) CLASSIFICATION DES LESIONS(DUMOULIN ET DE BISSCHOP 1987, SWAIM 1987)

(1) Neurapraxie ou sidération nerveuse

Il s'agit d'une démyélinisation segmentaire, les lésions anatomiques sont peu marquées. On a alors un bloc de conduction très localisé et une interruption de la conduction nerveuse immédiatement après le traumatisme. La récupération est excellente en trois à huit jours.

(2) Axonotmésis

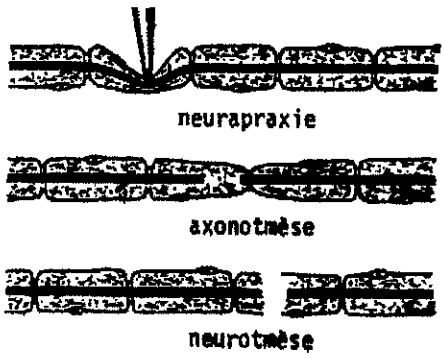
Il correspond à la dégénérescence Wallérienne ; l'axone est rompu mais pas l'endonèvre ni les autres gaines. Le pronostic est bon après suppression de l'agent causal cependant, la récupération peut être longue.

(3) Neurotmésis

Ce sont des lésions plus ou moins importantes de la continuité des faisceaux de fibres et des groupes fasciculaires. Il peut y avoir :

- ✓ Rupture de l'endonèvre et de l'axone,
- ✓ Rupture fasciculaire c'est à dire que les extrémités nerveuses ne sont tenues que par le tissu epineural lâche,
- ✓ Section complète du tronc nerveux avec perte de la continuité et un espace mort entre les deux abouts. La récupération spontanée est alors impossible.

Figure 32 : Classification des lésions nerveuses (Verson 2004)



B. MODIFICATIONS HISTOLOGIQUES

Lors de lésions axonales, les fibres musculaires auxquelles elles sont reliées vont se modifier. Les muscles non utilisés s'atrophient de façon importante et plus ou moins rapide selon la lésion. Durant les premiers jours d'atrophie, les fibres de type I diminuent de taille plus rapidement que les fibres de type II. Après deux semaines, les noyaux cellulaires paraissent plus gros et plus saillants mais aucune activité mitotique n'est détectée ; les cellules satellites migrent parfois et perdent leur orientation longitudinale. (Hulland 1992)

Lorsque aucune contraction musculaire n'est réalisée, les jeux de tension/ relâchement myofasciaux ne se produisent plus, la « pompe » vasculaire et lymphatique n'est plus actionnée et une stase veineuse s'en suit. (Le Flohic 2001)

C. MODIFICATIONS ELECTROPHYSIOLOGIQUES

1) *RHEOBASE ET CHRONAXIE*

Lors d'une lésion de dénervation, les jonctions neuromusculaires – et par conséquent les points moteurs en regard desquels sont posées les électrodes stimulatrices en électrothérapie - ne sont plus fonctionnelles. Les réponses musculaires qui seront obtenues seront différentes : elles ne correspondent plus à la réponse musculaire à la stimulation du motoneurone, mais à la stimulation directe des fibres musculaires.

Contrairement à la contraction en secousses rapides, franches et homogènes du muscle sain, la réponse du muscle dénervé à une stimulation électrique se caractérise par son aspect en secousses lentes et vermiculaires. Nous verrons que les courants d'électromyostimulation « classiques » utilisés sur les muscles sains ne sont plus valables pour l'EMS des muscles dénervés. Pour ces derniers on fera appel à des courants particuliers.

La rhéobase est souvent abaissée en cas de dénervation mais cela reste inconstant. En fait, la rhéobase mesurée correspond à la rhéobase musculaire et non à la rhéobase nerveuse qui est celle que l'on mesure sur un muscle sain. La fibre nerveuse est plus sensible à un stimulus bref son seuil d'excitabilité est plus bas que celui de la fibre musculaire ; mais son accommodation est plus rapide.

Lors de réinnervation, la rhéobase augmente jusqu'à deux à trois fois la valeur normale puis diminue mais elle reste toujours un peu élevée. L'évolution de la rhéobase n'est pas en corrélation avec l'évolution clinique. (Barette 1996, Le Flohic 2001)

La chronaxie d'un muscle dénervé peut s'élever jusqu'à plus de 200 fois sa valeur normale. Pour obtenir une réponse des fibres musculaires dénervées, il faut un courant à très longue durée d'impulsion.

Elle tend à reprendre sa valeur normale quand on est à 80% de réinnervation mais les études sont insuffisantes pour suivre l'évolution musculaire.

La chronaxie est le premier paramètre à être modifié lors de dénervation. Ceci est très important par rapport au pronostic de neurotmésis, d'axonotmésis ou de neurapraxie. Dans ce dernier cas, on ne note pas de modification alors que dans le cas de neurotmésis ou d'axonotmésis, les modifications sont visibles dès le 4ième ou 5ième jour.

2) *COURBE I/T ET PENTE DE CLIMALYSE* (Barette 1996, Sawaya 2003)

La courbe I/t d'un muscle totalement dénervé ressemble à celle du muscle sain mais elle est complètement décalée vers la droite. Comme cela a été déjà précisé, on n'obtient la courbe correspondant à une réponse à la stimulation directe du muscle et non pas par l'intermédiaire de sa jonction neuromusculaire (stimulation des points moteurs) comme dans le cas d'un muscle sain.

Lorsque le muscle n'est que partiellement dénervé, la courbe est plus complexe et présente deux portions :

- ✓ Une de type « nerveuse » représentant la réponse des fibres musculaires saines répondant à des faibles durées de stimulation,
- ✓ Une de type « musculaire » représentant la réponse beaucoup plus lente des fibres musculaires dénervées.

L'accident sur la courbe à leur point d'union correspond au temps utile. **Il représente la durée d'impulsion minimale nécessaire à la stimulation des fibres atteintes.**

Cela est utile en pratique pour faire travailler sélectivement les fibres dénervées sans recruter les fibres saines.

Figure 33 : Courbe I/t d'un muscle sain (fmi) et d'un muscle totalement dénervé (fmd) (Crépon 2002)

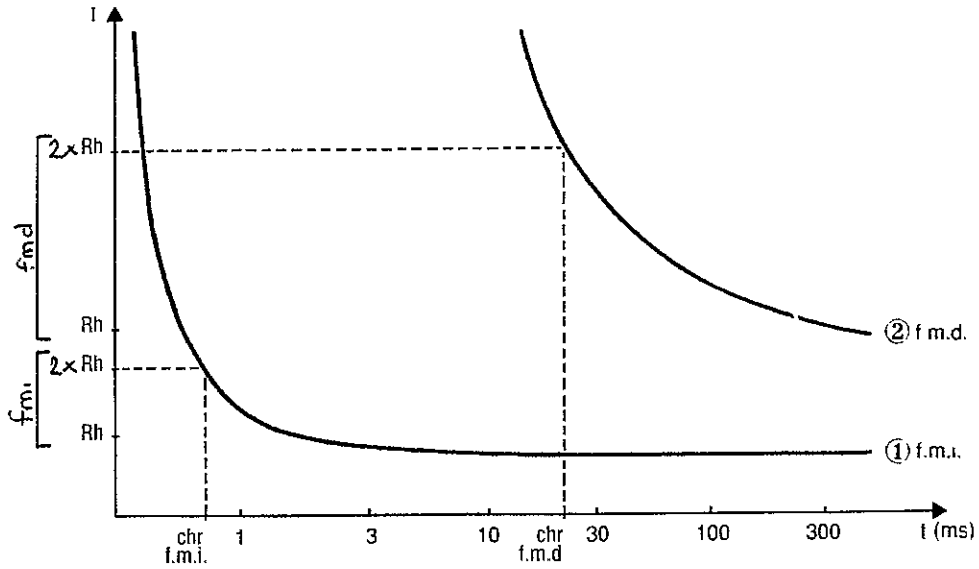
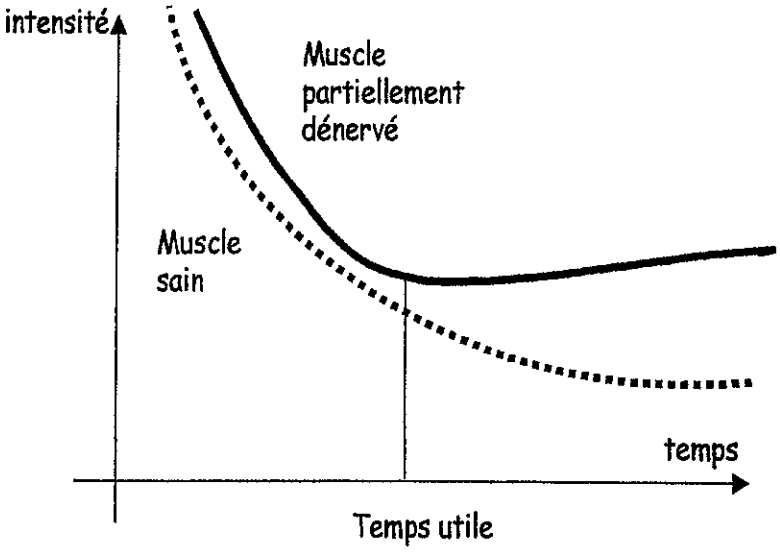


Figure 34 : Courbes I/t schématiques d'un muscle sain et d'un muscle partiellement dénervé (Sawaya 2003)



La climalyse d'un muscle sain chez l'homme est de 20% alors que pour un muscle dénervé elle est de 100%. C'est certainement l'élément qui a la récupération électrique la plus proportionnelle par rapport à l'évolution clinique. (Le Flohic 2001)

D. METHODES D'APPRECIATION DE L'ETAT D'INNERVATION D'UN MUSCLE

En plus de la mesure de la chronaxie, il a été établi en électrothérapie humaine d'autres paramètres très simples et rapides à mesurer en pratique. Ils permettent d'avoir une idée sur la gravité de l'atteinte neurologique et d'établir un pronostic de récupération fonctionnelle.

1) *LE COEFFICIENT D'ACCOMMODATION*

Ce coefficient reflète la faculté d'adaptation d'un tissu à des intensités lentement croissantes.

Quotient d'accommodation (Q) = intensité rhéobasique pour une impulsion triangulaire de 1000ms / intensité rhéobasique pour une impulsion rectangulaire de 1000ms.

Selon Edel : (Barette 1996)

- Si Q est compris entre 2 et 4, le muscle est normalement innervé ;
- Si 1 < Q < 2 : le muscle est atteint (début de dégénérescence ou dénervation partielle) ;
- Si Q < 1 : le muscle est gravement atteint (dénervation forte).

Ces valeurs ont été établies chez l'homme.

D'après certaines études, il n'existe pas de corrélation linéaire entre cette constante et l'évolution de la clinique (Le Flohic 2001). Mais les travaux récents de Paternostro-Sluga et al. (2002), cherchant à corréler ces paramètres électrophysiologiques avec les résultats de l'électrodiagnostic par EMG chez 93 patients présentant des affections neurogéniques ont conclu à une très bonne sensibilité du point de vue du diagnostic qualitatif – mais pas quantitatif - de la mesure combinée de la chronaxie et du coefficient d'accommodation en particulier lors de la phase aigue de la dénervation et lors de dénervation totale (100%).

2) LE RATIO DE FISHGOLD

Le ratio de Fishgold correspond à la rhéobase pour un courant rectangulaire de 1ms divisé par la rhéobase pour un courant rectangulaire de 100ms.

Ce seuil est normalement chez l'homme inférieur à 2 ; il augmente en cas de dénervation et diminue avec la réinnervation. (Barette 1996)

Son évolution paraît plus linéaire ; on note dans certaines études une diminution progressive du ratio en fonction de l'évolution et de la récupération clinique du muscle dénervé. (Le Flohic 2001)

Aucune donnée concernant les animaux n'est disponible sur ces méthodes de diagnostic qualitatif ou quantitatif des dénervations. Les principes de l'électrophysiologie neuromusculaire semblant être communes aux mammifères, il est, *à priori,* possible de penser que ces données seraient également valables chez les animaux.

Bien que le nombre d'observations ne soit pas statistiquement significatif, ces aspects concernant la chronaxie, le coefficient d'accommodation ou le ratio de Fishgold ont pu être vérifiés sur 7 cas de dénervation totale ou partielle référés à l'Unité Physiothérapie-Rééducation-Ostéopathie de l'Ecole Vétérinaire de Lyon entre 2003 et 2005 concernant 5 chiens, 1 chat et 1 cheval.

L'ELECTROSTIMULATION NEUROMUSCULAIRE CHEZ LE CHEVAL : EFFETS, INTERETS, MODALITES PRATIQUES

L'électrostimulation neuromusculaire (ESNM) consiste en l'administration à titre thérapeutique, d'un courant électrique généré par un stimulateur et au moyen d'électrodes placées à la surface de la peau dans le but d'induire une dépolarisation d'un nerf sensitif ou moteur. Suivant le type et les paramètres du courant, cette technique peut être à visée dominante antalgique, trophique ou excito-motrice.

On parle plus précisément d'électromyostimulation (EMS) quand, par la stimulation des points moteurs d'un muscle on cherche à obtenir une réponse musculaire se traduisant par sa contraction.

Même si elle est basée sur les mêmes principes techniques, et du fait de ses particularités physiologiques, anatomiques, pathologiques et éthologiques, l'approche de la pratique de l'ESNM (électrostimulation neuromusculaire) chez le cheval ne sera pas exactement la même que chez l'homme ou le chien.

Quels sont les effets reconnus de l'ESNM ? Quels types de courants utiliser et quels paramètres afficher pour obtenir tel effet thérapeutique ? Quels appareils utiliser ? Où placer les électrodes ? Qu'est-il possible de faire chez le cheval ? Pour quelles indications ? Avec quelle efficacité ?

Si les avancées dans ce domaine sont importantes en physiothérapie humaine, les données, les études expérimentales ou cliniques manquent cruellement chez le cheval. Souvent les physiothérapeutes tentent, plus ou moins avec bonheur, d'adapter les techniques maîtrisées chez l'homme au cheval. Puis, c'est souvent l'expérience pratique qui permet à chacun de trouver et sélectionner les paramètres et les modalités techniques les plus adaptées à la situation à laquelle il est confronté.

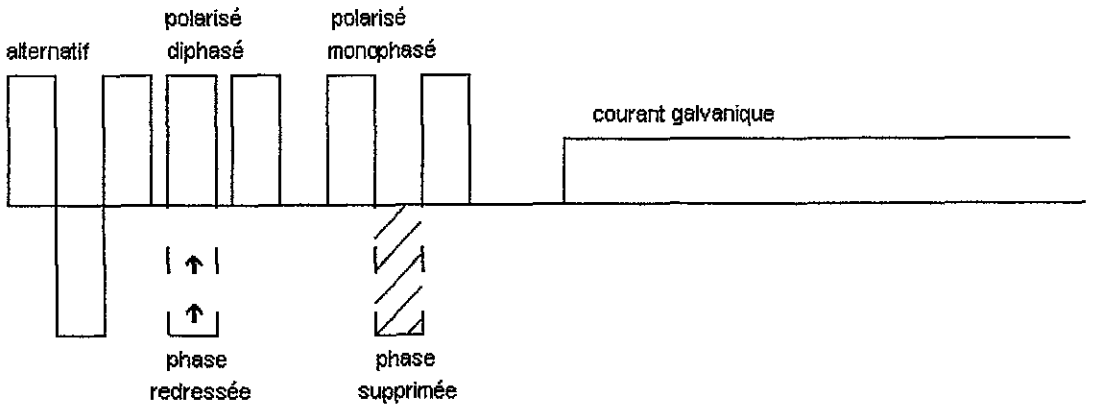
C'est dans ce contexte que nous tenterons d'apporter des éléments de réponses à toutes ces questions.

I. LES COURANTS UTILISES EN ESNM

A. POLARISES OU UNIDIRECTIONNELS

Ces courants sont aussi nommés monophasiques ou polaires. Ils peuvent être discontinus ou continus dans le cas des courants galvaniques.

Figure 35 : Les différents types de courant (Verson 2004)



Les courants discontinus sont des courants alternatifs dont les phases d'un sens ont été supprimées (courant monophasé) ou redressées (courant diphasé). Il existe une différence de potentiel entre les valeurs maximum et minimum du courant.

Ces courants sont moins agréables qu'un courant alternatif mais possèdent l'avantage de déterminer des effets polaires :

- ✓ L'électrode positive ou anode possède des effets sédatifs et anti-œdémateux,
- ✓ L'électrode négative ou cathode possède des effets excitants et hyperhémiants.

Ces courants ont une action sur les nerfs vasomoteurs et provoquent une vasodilatation importante, durable et une hyperhémie réactive qui peut durer plusieurs heures. La circulation sanguine peut alors être augmentée de 500% dans le réseau vasculaire cutané et de 300% dans les muscles. Ils entraînent également l'ouverture des sphincters précapillaires (seuls 1/10 sont ouverts au repos) permettant ainsi de conserver une vasomotricité supérieure pendant plusieurs jours et une augmentation de la température cutanée de 1 à 2°C. On note alors un accroissement du métabolisme et une élimination des déchets du catabolisme, des hématomes et des œdèmes.

Ils ont également une action fibrolytique, la cathode possède un effet assouplissant des tissus. Dans les drainages lymphatiques, on utilise la cathode comme assouplissant des tissus et l'anode comme anti-œdémateux.

Lorsque l'anode est placée sur un site douloureux, ce courant a une action sensitive ; en effet, il a tendance à ramener la fibre nociceptive dépolarisée à son état initial. Si on veut diminuer l'excitabilité d'une fibre nerveuse, on place l'anode en regard de celle-ci (effet antalgique) et au contraire, l'excitabilité d'une fibre nerveuse augmente sous la cathode.

Lors d'un traitement antalgique, la cathode doit être placée en aval du système nerveux métamérique périphérique par rapport à l'anode. On la met souvent en position lombo-sacrée ou distale. Il faut la choisir la plus grande possible afin de disperser l'effet excitant donc contracturant. La cathode permettra l'ionisation des anions anti-inflammatoires. (Verson)

Les courants continus ou galvaniques suivent les mêmes règles que précédemment. Ils sont essentiellement utilisés en électrothérapie pour l'administration de médicaments ionisables à travers la peau (ionisation ou diélectrolyse médicamenteuse).

Les courants polarisés ne peuvent être utilisés lors de la présence d'implants métalliques (risques de brûlures).

Ils sont de nos jours de plus en plus délaissés par les physiothérapeutes au profit des courants alternatifs modernes beaucoup plus confortables, plus modulables et présentant moins de risques de brûlures, pour une efficacité égale voire supérieure. Ces mêmes risques de brûlures et leur très mauvaise tolérance par les animaux, expliquent probablement le fait qu'ils soient peu employés en physiothérapie vétérinaire. En ESNM chez le cheval, ils seront essentiellement utilisés pour l'électrodiagnostic (mesure de la chronaxie, courbe i =f(t) ; détermination du coefficient d'accommodation...) et lors de la thérapie des dénervations avec un courant triangulaire ou trapézoïdal. (Pinato 2003, Sawaya et coll. 2003, Crépon 2002)

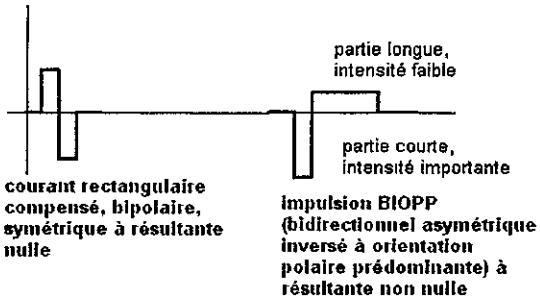
B. ALTERNATIFS OU BIPOLAIRES

Ce sont les courants les plus utilisés actuellement en ESNM et les plus adaptés à la pratique de l'électrothérapie chez les animaux.

Egalement appelés bidirectionnels ou biphasés, ce sont des courants à moyenne nulle où, le plus souvent, la phase positive et négative sont symétriques.

Il est cependant possible de créer une asymétrie des impulsions de chaque phase par l'utilisation d'une électrode de surface plus large que celle située sur le point moteur. Ces courants dits BIOPP (bidirectionnel inversé à orientation polaire prédominante (Crépon 2002)) associent les avantages des courants unidirectionnels et bidirectionnels tout en remédiant à leurs inconvénients. En outre, il est possible d'inverser l'effet polaire. Ils sont utilisés lors d'électrostimulation antalgique et comme courants décontracturants car ils permettent de diminuer les phénomènes d'accoutumance. (Sawaya et coll. 2003)

Figure 36 : Comparaison d'un courant symétrique et d'un courant BIOPP (d'après Sawaya 2003)



N'ayant aucun effet polarisant, le risque de brûlure est fortement diminué et le travail à proximité d'implants métalliques est possible. (Crépon 2002)

Ce sont des courants de stimulation motrice ou sensitive :

- L'excitation sensitive ou nociceptive dépend de la largeur de l'impulsion et de l'intensité. C'est cela qui détermine le type de fibres qui va être stimulé : aβ action inhibitrice ou C action nociceptive. (Verson 2004)
- Pour l'électromyostimulation des muscles sains, ce sont les plus utilisés, les plus efficaces et les mieux tolérés.

C. FORMES DE L'IMPULSION ELECTRIQUE

Lorsque la structure est saine, c'est le nerf (sensitif ou moteur) qui est excité. Il répond alors à une excitation brève et la plus rapide possible. Nous avons vu dans la première partie que si on modifie alors le front (ou pente) d'établissement de l'impulsion, il faudra augmenter l'intensité pour obtenir la même stimulation au détriment du confort du patient. Par contre, lors de problème de dénervation, c'est le muscle qui répondra au stimulus électrique qui devra être alors progressif et long, d'où la nécessité d'un flanc de montée très progressif.

Il existe différentes formes d'impulsions électriques. Chacune possède ses propres caractéristiques : (Le Flohic 2001, Sawaya et coll. 2003)

- Impulsion rectangulaire : elle est d'installation rapide et stimule les muscles sains uniquement si elle est de très courte durée (10ms).C'est la forme utilisée dans les courants de basse fréquence à visée antalgique ou excitomotrice;
- Impulsion à pente progressive ou variable : De très longue durée (souvent > 100ms), elle permet une stimulation sélective des fibres musculaires dénervées.
- Impulsion faradique : d'une durée d'une milliseconde elle permet la contraction des muscles sains uniquement ; elle est utilisée pour le diagnostic de l'état d'innervation du muscle mais peut être mal tolérée par les animaux.

Figure 37 : Les différentes formes d'impulsions électriques (Arnauld des Lions 1997)

Désignation	Représentation graphique
Impulsions	
• rectangulaire	
• à pente variable	
• faradique	

II. EFFETS BIOLOGIQUES DE L'ESNM

Les effets biologiques de l'ESNM ont été largement étudiés chez l'animal de laboratoire et chez l'homme. Chez ce dernier, les travaux ont surtout concerné la rééducation post-opératoire des chirurgies du rachis, de la hanche et du genou.

A. EFFETS SUR LES ENZYMES MUSCULAIRES

Toutes les études convergent sur un point : **l'électromyostimulation stimule les voies métaboliques aérobies**. La majorité de ces études ont été réalisées sur le m. quadriceps fémoral chez l'homme. Elles ont montré que :

L'électrostimulation du quadriceps chez 6 hommes et 6 femmes sédentaires induit une augmentation significative des marqueurs enzymatiques du cycle de Krebs et de la béta-oxydation des AG chez les deux sexes, mais de façon plus importante chez les femmes (Gauthier JM et al 1992).

Les effets de l'ESNM après une chirurgie du ligament croisé crânial étaient comparables à ceux d'un exercice de musculation isométrique sur l'activité oxydative de la citrate synthétase (phosphofructokinase) (Arvidsson et al. 1986).

L'ESNM du genou en post-opératoire permet de conserver et de maintenir l'activité des enzymes glycolytiques et oxydatives. Cette activité enzymatique était significativement réduite chez le groupe témoin. (Wigerstad-lossing et al. 1988)

B. EFFETS SUR LES FIBRES MUSCULAIRES

L'ESNM s'est avérée plus efficace que les exercices actifs volontaires pour prévenir l'atrophie musculaire et l'inhibition réflexe (« sidération du muscle ») dans les premières semaines après une chirurgie.

Selon Sinacore et al (1990) puis Snyder-Mackler et al (1991) l'électromyostimulation recrute préférentiellement les fibres de type II, retardant leur atrophie. Le développement de ces fibres augmente la force de contraction et favorise le retour plus précoce à la mise en charge du membre opéré.

L'électrostimulation du m. biceps brachial chez le singe a montré une augmentation du volume des fibres musculaires avec une amélioration de leurs capacités oxydatives. Le recrutement concernait surtout - mais pas exclusivement - les motoneurones de gros calibre innervant les unités motrices de type II, siégeant à la périphérie du muscle. Les modifications morphologiques et biochimiques étaient similaires à celles observées chez l'homme lors d'exercices volontaires avec des efforts sub-maximaux (Bigard A. 1993).

C. EFFETS SUR LA TROPHICITE DES TISSUS.

Dans la même étude sur le singe, Bigard A (1993) a montré des effets très favorables de l'ESNM sur la trophicité des tissus : augmentation du débit sanguin qui a favorisé la prolifération des capillaires sanguins dans les territoires traités. Cette amélioration de la microvascularisation des tissus a amené Clemente FR et Barron KW (1993) à conseiller le choix de courants produisant également un effet excitomoteur lors d'utilisation des courants antalgiques de type « TENS ».

Cette amélioration de la perfusion locale des tissus a été également constatée avec différentes modalités de courants (antalgiques, moyenne fréquence interférentielle) et constitue un facteur très favorable à la reconstruction et la cicatrisation des tissus lésés (Cosmo P et al. 2000 ; Noble JG et al. 2000 ; Gardner SE et al. 1999, Tsang GM et al. 1994). Elle est souvent attribuée à une action vasomotrice sur les petits filets sympathiques accompagnant les réseaux artériels superficiels, mais Clemente FR et Barron KW (1998) , ayant observé cette hyperhémie sur des muscles dont l'innervation autonome a été détruite, suggèrent la participation d'autres mécanismes.

D. EFFETS GENERAUX : ETUDE EXPERIMENTALE CHEZ LE CHEVAL

La seule étude expérimentale sur les effets biologiques de l'EMS chez le cheval a été menée par Arnaud des Lions J. et al en 1997. 13 séances de 25 minutes ont été réalisées sur une période de 3 semaines sur 10 chevaux d'instruction de niveau sportif moyen. Les muscles « de l'épaule » et de « l'arrière-main » (non précisés) étaient stimulés avec un courant de fréquence 70Hz, avec 4 secondes de contraction suivies de 12 secondes de relaxation avec un courant de 5Hz. Avant et après la période de traitement, des mesures morphométriques, et enzymatiques autour d'une épreuve d'effort ont été réalisées. L'augmentation du volume musculaire n'a pas été statistiquement significative. Par contre, le dosage de la lactatémie avant et après l'effort a montré une diminution sensible après électrostimulation, et le dosage sérique des enzymes musculaires a montré une

augmentation de l'aspartate amino-transférase, au repos et 30 minutes après l'exercice. Ces résultats rejoignent ceux déjà évoqués concernant l'amélioration du métabolisme aérobie et l'amélioration des capacités aérobies et de résistance à la fatigue des muscles. Le défaut de prise de masse musculaire pourrait être en rapport avec la courte durée du *protocole, une technique inadéquate (position des électrodes, paramètres de la stimulation*, notamment durée de contraction trop courte) ou le fait de réaliser la stimulation chez des chevaux entraînés au développement musculaire déjà important et présentant donc un faible potentiel d'amélioration.

Au final, l'utilisation des courants excito-moteurs se traduit au final par une augmentation de la force et de la masse musculaire et une amélioration des capacités oxydatives du muscle.

E. EFFETS ANTALGIQUES

Bien que les mécanismes intimes de la réduction de la douleur par l'électrostimulation ne soient pas complètement élucidés, l'efficacité de certaines modalités de courant d'ESNM est prouvée cliniquement et largement reconnue de nos jours par l'ensemble de la communauté médicale. 3 principaux mécanismes sont supposés intervenir :

- L'activation des mécanismes du « gate control » à l'origine d'une inhibition présynaptique segmentaire du message douloureux (action de la chaleur et de la stimulation des récepteurs liés aux terminaisons des fibres de la sensibilité tactile Aβ) ;
- La stimulation des mécanismes de contrôle supra-segmentaire de la douleur (voie réticulo-spinale qui est la voie morphinomimétique) à l'origine de l'activation de la secrétion d'opioïdes endogènes. L'application de courants antalgiques de très basse fréquence (2Hz) qualifiés d « endorphoiniques », diminue fortement les besoins en d'administration pharmacologique d'opîoïdes en période post-opératoire (Chen L et al, 1998 ; Hamza et al. 1999).
- L'activation du système des contrôles inhibiteurs diffus.

Les deux premiers mécanismes cités sont plus particulièrement attribués à deux modalités de courants appelés « TENS gate-control » pour l'un, « TENS endorphinique » pour l'autre. Nous verrons leur réalisation technique et leur intérêt en pratique plus loin.

Ces actions directes sur les voies de la nociception sont complétées par des actions sur les phénomènes associés à la douleur notamment par :

- L'échauffement des tissus superficiels (en rapport avec la vasodilatation et l'hyperhémie locales d'une part) – Certains types de courants sont réputés pour provoquer un fort échauffement des tissus ;
- La réduction de l'excitabilité des motoneurones (réduisant le réflexe H) favorisant une meilleure décontraction musculaire ;
- L'activation du drainage de la zone affectée, favorisant l'élimination des médiateurs de la douleur d'une part et des déchets métaboliques algogènes comme l'acide lactique d'autre part.

Enfin, n'oublions pas que l'électrostimulation fait partie d'un protocole associant plusieurs techniques complémentaires, dont les actions se conjuguent et se renforcent, rendant la diminution de la douleur plus effective et allant de paire avec la récupération fonctionnelle du patient.

III. PARAMETRES DU COURANT

A. FREQUENCE

1) DEFINITION

La fréquence se définit comme la répétition d'un événement par seconde. En électrostimulation, et pour un courant alternatif bidirectionnel, cela correspond au nombre d'impulsions positives et négatives par seconde. Par exemple, une fréquence de 100 Hz équivaut à 100 impulsions négatives et 100 impulsions positives par seconde.

En physique, on distingue :

- ✓ Les courants de basse fréquence (BF) : entre 0 et 1000 Hz. Les fréquences thérapeutiques utilisées en ENMS s'étalent essentiellement entre 1 et 80 Hz pour les courants excito-moteurs et jusqu'à 200 Hz pour des courants antalgiques et trophiques.
- ✓ Les courants de moyenne fréquence (MF) : entre 1000 et 100000 Hz. Ils s'expriment en KHz. La MF est aussi utilisée en ESNM sous forme modulée ou interférentielle. Les fréquences les plus couramment sont inférieures à 10000 Hz (2500, 4000, 5000, 6000 et 7500/8000 Hz).
- ✓ Les courants de haute fréquence (HF) : > 100000 Hz (s'expriment en Mégahertz). ces courants sont réputés pour leur faculté à augmenter la température en profondeur (diathermie). Ils produisent des ondes électromagnétiques. Elles sont peu utilisables chez les animaux car assez inconfortables, de plus, les ondes électromagnétiques interfèrent avec les puces électroniques bientôt obligatoires pour tous les équidés.

Une fibre musculaire recevant une impulsion électrique de durée et d'intensité suffisante va se contracter à sa vitesse propre puis retourner à son état initial si elle ne reçoit pas d'autre variation de courant. Une succession d'impulsions à une cadence déterminée par le temps que met la fibre à se contracter et se décontracter, permet d'obtenir une tétanisation et un mouvement par sommation temporelle.

Par exemple, pour les différents types de fibres musculaires : (Verson 2004)

- ✓ Type I : la durée de contraction/ déconctraction est de 100 ms, la fréquence du courant de conduction est donc de 10Hz ; une fréquence de stimulation de 20Hz est nécessaire pour obtenir un tétanos,
- ✓ Type IIa : dont la fréquence du courant de conduction est de 20Hz nécessite une fréquence de stimulation de 40 Hz pour se tétaniser,
- ✓ Type IIb : dont la fréquence du courant de conduction s'échelonne de 30 à 50Hz nécessite une fréquence de stimulation de 60Hz minimum.

2) COURANTS DE BASSE FREQUENCE

Ce sont les courants les plus utilisés en électromyostimulation car correspondent le mieux à la fréquence de décharge des neurones sensitifs ou moteurs ainsi qu'à celui du cycle contraction/relâchement des fibres musculaires.

En effet, comme nous l'avons vu précédemment, le tétanos est obtenu pour une fréquence de 50 Hz. Les courants excito-moteurs de 20 à 100 Hz, sont appelés « courants tétanisants ». Du fait du caractère synchrone du tétanos électriquement provoqué, le travail musculaire doit obligatoirement être rythmé par des temps de travail et de repose en EMS, sous peine de provoquer rapidement une fatigue musculaire ou une contracture douloureuse.

Ces courants sont synchrones car toute impulsion d'intensité et de durée suffisantes est susceptible d'entraîner l'apparition d'un potentiel d'action membranaire. Ils sont excitomoteurs et analgésiques. (Roques 1997)

On sait que pour des fréquences inférieures à 20 Hz, on a une libération de neuromédiateurs ; à 4 Hz une libération d'endorphine et jusqu'à 15 Hz de tous les neuromédiateurs ou morphinomimétiques. (Crépon 2002, Sawaya et coll. 2003)

Pour des fréquences comprises entre 20 et 150 Hz, avec une énergie minimum pour ne pas stimuler les fibres motrices, on obtient une inhibition sensitive vibratoire par le recrutement des fibres aβ du système du gate control. Cela consiste en une inhibition présynaptique par hyperstimulation des fibres aβ. (Crépon 2002, Sawaya et coll. 2003)

Les courants de très basse fréquence (1 à 10 Hz) provoquent des secousses élémentaires ; ils sont utilisés pour le réveil proprioceptif, ils ont aussi un effet décontracturant. De 10 à 20 Hz, ils sont utilisés pour recruter les unités motrices des fibres lentes uniquement, créant un effet de massage et de réveil musculaire sur des muscles atrophiés, sidérés ou atones (en post opératoire par exemple). (Pinato 2003, Sawaya et coll. 2003)

C'est le courant de référence des appareils. C'est le plus modulable de tous les courants d'ESNM, avec la possibilité de modifier la largeur d'impulsion pour adapter le travail à chaque animal et pour garantir le confort de la séance, de réaliser un travail à fréquence variable (wobulation de fréquence) ou/et à largeur d'impulsion variable.

3) COURANTS DE MOYENNE FREQUENCE

Utilisés surtout entre 800 et 8000 Hz, ce sont des courants alternatifs de forme sinusoïdale. Souvent non polarisés, ils permettent la contraction musculaire en profondeur grâce à la dépolarisation des membranes par sommation des stimulations. Ils ont un effet antalgique ou anti-inflammatoire, thermique et vasodilatateur. Cependant, ils ne permettent pas un retour au potentiel de repos et cela nécessite l'interruption du courant périodiquement.

Le confort d'utilisation est bon car la résistivité de la peau diminue quand la fréquence augmente, donc le courant pénètre mieux et on peut utiliser des intensités plus élevées sans que le confort soit altéré. (Crépon 2002)

Ils sont utilisés en modulation de fréquence ou en courants interférentiels.

a. La modulation de fréquence

La modulation de fréquence est généralement utilisée pour créer une basse fréquence à partir d'une moyenne fréquence afin de profiter des avantages des deux.

La variation de l'amplitude va permettre en reliant les sommets des impulsions de créer une courbe enveloppe. On parle alors de fréquence porteuse correspondant à la moyenne fréquence et de fréquence de stimulation correspondant à la fréquence d'enveloppe. Cette dernière est considérée comme étant la fréquence de travail.

Figure 38 : La modulation de fréquence (Roques 1997)

On considère les courbes enveloppe comme des impulsions que l'on émet en mode travail /repos avec des ondulations.

La modulation de fréquence permet la réalisation de l'électromyostimulation en basse fréquence avec le confort d'utilisation des ondes de moyenne fréquence. On l'utilise chez des animaux intolérants aux basses fréquences ou dont les zones pathologiques sont hypersensibles ou pour réaliser un travail en profondeur. (Sawaya et coll. 2003, Barette 1996)

En fonction de la fréquence porteuse, les effets recherchés seront variables :

- ✓ De 2000 à 4000 Hz : effet dominant excito-moteur,
- ✓ De 6000 à 8000 Hz : effet dominant antalgique et trophique.

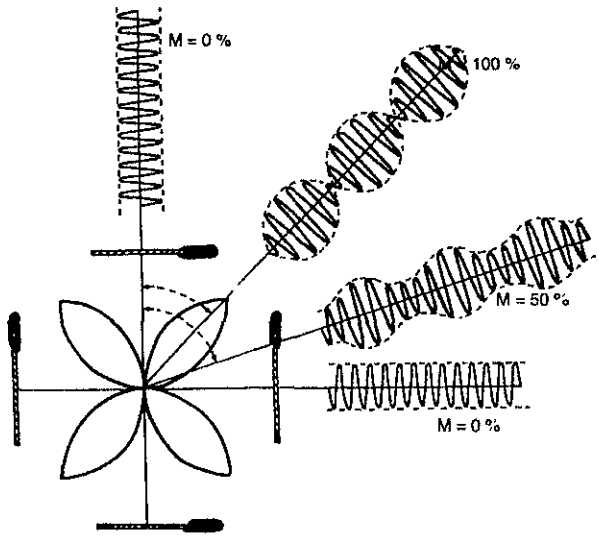
b. Les courants interférentiels

Ils correspondent à la sommation de deux courants de moyenne fréquence dont les fréquences sont légèrement différentes. On obtient alors un courrant interférentiel qui varie entre une fréquence porteuse (moyenne des deux fréquences) et une fréquence d'enveloppe (différence des deux fréquences). La fréquence d'enveloppe appartient à la gamme des basses fréquences qui est à l'origine des effets thérapeutiques.

L'application peut se faire en quadripolaire (interférentiels « vrais ») ou en bipolaire (le courant est pré-modulé par l'appareil), d'utilisation plus pratique chez l'animal. Le carré de l'intensité d'interférence est alors égal à la somme des carrés des intensités des deux courants. On a donc une intensité plus élevée au niveau de la cible tout en administrant une intensité plus faible au niveau de la peau.

Pour que l'interférence soit maximale, les deux champs doivent être orientés à 90°. Par exemple, avec un générateur A délivrant une fréquence de 2000 à 1900 Hz et un générateur B délivrant une fréquence de 1900 à 2000 Hz en sens inverse du A, au point de croisement, la fréquence « wobule » entre 0 et 100 Hz de manière plus ou moins rapide. (Sawaya et coll. 2003)

Figure 39 : Les courants interférentiels (Roques 1997)



Théoriquement, ces courants sont idéaux pour le travail des muscles profonds mais en pratique, cela reste délicat. Il est en effet difficile de placer quatre électrodes en déterminant le lieu de croisement au niveau du point moteur pour un muscle profond. Mais la plupart des appareils à moyenne fréquence modernes réalisent la superposition des deux courants, et le signal de sortie est déjà modulé favorisant le travail avec deux électrodes seulement.

Malgré la supériorité supposée clamée par les inconditionnels des courants interférentiels « vrais », une étude récente a montré une plus grande efficacité des interférentiels pré-modulés utilisés avec deux larges électrodes aussi bien du point de vue de l'efficacité de la contraction musculaire obtenue et de la profondeur d'action que du point de vue du confort du patient (Ozcan J. et al 2004).

En définitive, les courants de moyenne fréquence sont en fait utilisés, modifiés par interférence ou par modulation, de façon à obtenir finalement les effets thérapeutiques de la basse fréquence tout en augmentant le confort d'application du courant, de l'intensité et de l'aire traitée.

Les avantages de ces courants de moyenne fréquence *interférentiels ou modulés* sont les suivants :

- ✓ Ce sont des courants agréables et bien tolérés grâce à leur faible largeur d'impulsion (< 250 µs),
- ✓ Ils permettent une lutte contre l'accoutumance grâce à la wobulation de fréquence,
- ✓ Ils permettent une stimulation plus profonde et augmente l'aire traitée,
- ✓ Il n'y a pas de risques de brûlure car ils n'ont pas d'effets polaires ou électrochimiques. (Crépon 2002, Dumoulin et De Bisschop 1987)

Ils n'offrent cependant pas la possibilité de traiter les fibres dénervées et les dégénérescences musculaires. (Verson 2004)

Ces courants sont particulièrement intéressants chez le cheval antalgique, trophique ou excito-moteur au niveau des grosses masses musculaires (fessier moyens, fémoraux *caudaux, erector spinae) ou pour une EMS spécifique des muscles du tronc recouverts par* le muscle cutané (grand dorsal, pectoraux ascendants) ou pour les muscles fléchisseurs du doigt qui ont un corps charnu profond.

Les effets recherchés sont souvent le renforcement musculaire mais on peut également obtenir des effets antalgiques, décontracturants, vasodilatateurs et anti-inflammatoires selon la gamme des balayages de fréquence. Les courants de moyenne fréquence interférentiels ou modulés seront utilisés :

- ✓ De 3 à 10 Hz en décontraction musculaire par effet vibratoire et massage,
- ✓ De 10 à 30 Hz en réveil musculaire, effet trophique dans le cas de muscles atrophiés et pour un drainage lymphatique et veineux très important,
- ✓ De 30 à 60 Hz en renforcement musculaire,
- ✓ De 100 à 200 Hz en décontracturant par fatigue musculaire associée à une hyperémie et une antalgie.

Toutefois les courants de Moyenne Fréquence ne peuvent être délivrés que par de gros appareils dont le transport et l'utilisation s'avèrent peu pratiques dans les écuries (surtout si elles sont démunies de salle de soin spécifique) et généralement assez onéreux.

4) *WOBULATION DE FREQUENCE* (Verson 2004, Sawaya et coll. 2003, Barette 1996)

La fréquence peut également être balayée ou wobulée : on détermine alors une gamme de fréquence entre une fréquence minimum et une fréquence maximum que va parcourir le programme d'électrothérapie.

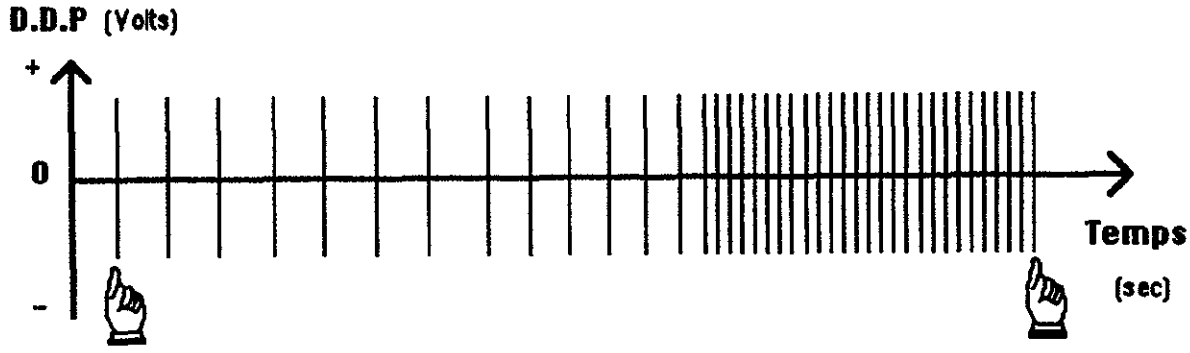
La wobulation permet en stimulation motrice un recrutement progressif des fibres. Dans le cas d'utilisation de fréquences très basses, le temps de repos peut être diminué voire supprimé car il n'y a pas de fatigue.

De plus, le fait de parcourir toute une gamme de fréquences permet la stimulation de toutes les fibres musculaires ; des fréquences entre 20 et 60 Hz permettent un travail en endurance et en force.

Elle permet aussi de lutter contre l'accoutumance qui est un processus naturel à la répétition régulière d'un acte. L'accoutumance en électrothérapie se caractérise par une diminution des sensations et des effets. Tout changement d'un des paramètres du courant permet de lutter contre ce phénomène (largeur de l'impulsion, fréquence, Intensité...).

La wobulation de fréquence est donc beaucoup utilisée pour l'antalgie. Par exemple, un travail entre 1 et 150 Hz permet le recrutement de tous les mécanismes antalgiques connus : libération de neuromédiateurs (1-10Hz), inhibition par la fréquence α (8-12Hz) et inhibition sensitive vibratoire (25-150Hz) et, perturbation de l'accoutumance.

Figure 40 : La wobulation de fréquence (Verson 2004)



B. TRAIN D'IMPULSIONS - CYCLES DE TRAVAIL/REPOS ET PENTE D'ETABLISSEMENT DU COURANT EN EMS

Nous avons vu que, lors d'un travail plus spécifique d'électrostimulation musculaire, pour obtenir la sommation temporelle des unités motrices aboutissant à une contraction tétanique, on applique un train d'impulsions à une certaine fréquence.

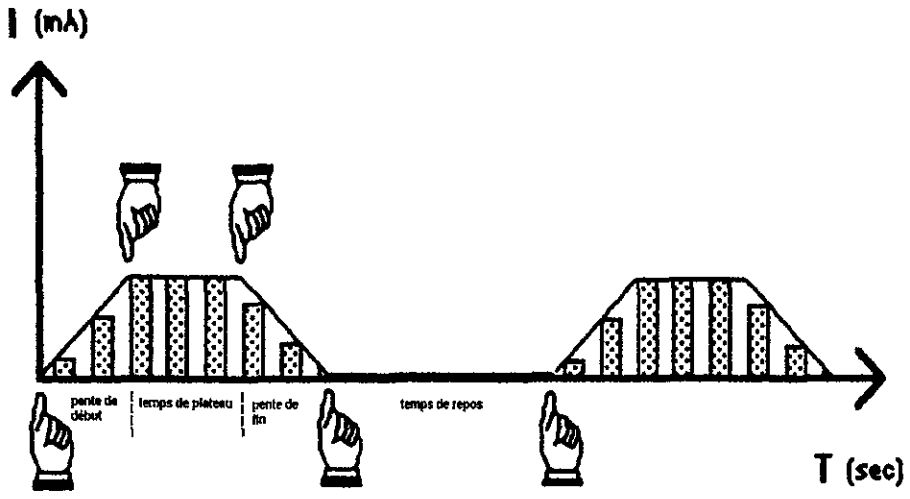
Le travail musculaire se fait alors par cycles de contraction/repos.

Pour éviter un éventuel choc électrique, une réaction de peur de l'animal ou une douleur dues à un établissement trop rapide du courant, il est nécessaire d'imposer une augmentation progressive de l'intensité en début de chaque cycle de contraction jusqu'à l'intensité maximale requise. C'est ce que l'on appelle la **« rampe » d'établissement du courant (ou rampe de début)**. Cela correspond, en fait, à une modulation de l'amplitude. Il en est de même à la fin du temps de travail, pour éviter une rupture trop brutale de la contraction on impose une **« rampe de fin »** (ou de retour).

La rampe de début permet un recrutement progressif et non douloureux des fibres musculaires, et donc une augmentation très graduelle de la force de la contraction jusqu'à la valeur imposée du plateau. Habituellement, la rampe de début est étalée sur 1 à 2 secondes. (Verson 2004, De Bisschop et Dumoulin 1991) On peut aller jusqu'à 4 secondes pour adoucir encore plus le début de la contraction si nécessaire (Johnson J. et Levine D. 2004)

Le temps de plateau où l'intensité est maximale correspond au temps de travail. L'affaiblissement des contractions en cours de traitement correspond à la fatigue des fibres. Il faut alors adapter le temps de travail en le diminuant et /ou en augmentant le temps de repos. Selon l'état de faiblesse du muscle, ou le but du travail d'EMS ce temps de plateau peut aller de 4 à plus de 15 secondes. **Pour un travail d'EMS « classique » on considère que des contractions de 6 à 8 secondes seraient les plus adaptés** au cycle physiologique du muscle. (Verson 2004)

Figure 41 : Temps de repos et amplitude de la stimulation (Verson 2004)



La rampe de fin permet un relâchement progressif des fibres stimulées. Elle dure en moyenne 1 s. Cela se rapproche du processus physiologique dans lequel il n'existe pas de rupture brutale de la stimulation. (Verson 2004)

De plus, lorsque l'intensité a diminué de moitié, on ne perçoit plus le courant donc, la descente de $I_{max}/2$ peut être assimilée au temps de repos.

Le temps de repos doit être, en stimulation motrice, de deux à cinq fois le temps de travail selon le type de travail recherché. Cela permet d'adapter l'exercice selon l'intensité de la stimulation ou la fatigabilité du muscle stimulé.

En jouant sur le temps de repos et la fréquence du courant, il est possible de faire travailler préférentiellement un certain type de fibres.

Tous ces paramètres que nous venons de voir sont primordiaux en EMS. Ils doivent pouvoir être modifiés ou modulés pour être adaptés à chaque cas : en fonction de l'effet ou du travail musculaire recherchés, en fonction de l'état algique, ou la tolérance du patient aux contractions imposées.

Remarque : Pour les fibres sensitives, le phénomène de fatigue n'existe pas, le temps de repos est alors un facteur de lutte contre l'accoutumance dans l'utilisation des programmes sensitifs. (Verson 2004)

C. SELECTION DU TYPE DE FIBRES

1) EFFETS DE LA FREQUENCE ET DU TEMPS DE REPOS

Comme nous l'avons vu dans la première partie, l'électrostimulation avec l'utilisation de très basses fréquences permet une augmentation de la résistance à la fatigue musculaire et l'induction de la transformation des fibres rapides en fibres lentes. Cependant, l'inverse est impossible car lorsqu'on utilise une fréquence de 50 Hz les fibres IIb peuvent se tétaniser mais les fibres lentes aussi.

Si on désire favoriser le travail d'un type particulier de fibres, on peut faire varier la fréquence mais aussi le temps de repos entre deux stimulations :

- ✓ Le travail des fibres lentes nécessite un réapprovisionnement suffisant en dioxygène car leur métabolisme est aérobie. On les stimule donc à des fréquences relativement basses (20 à 30 Hz) en ménageant des temps de repos longs après chaque contraction,
- ✓ Pour les fibres rapides, des fréquences plus hautes sont nécessaires (50-60 Hz) mais un temps de repos faible suffit et prive les fibres lentes de dioxygène, les empêchant de participer.

2) INTERETS

On peut améliorer les capacités d'endurance ou de résistance d'un muscle ou d'un groupe de muscles.

Lors du traitement d'un muscle atrophié, il est préférable de commencer le programme d'EMS en favorisant au cours des premières semaines le travail des fibres lentes pour développer les capillaires sanguins, améliorer les capacités oxydatives et augmenter la résistance à la fatigue du muscle affaibli. On peut ensuite faire une stimulation mixte puis terminer par un travail en résistance pure.

Pour pratiquer une récupération active après un effort intense ou à la fin d'une séance d'électromyostimulation, une stimulation à très basses fréquences (3-5 Hz) sollicite les fibres lentes favorisant la remise en route de la « machinerie aérobie ». Ces courants non tétaniques provoquent des petites secousses musculaires agissant comme de véritables massages à effet relaxant, antalgique (libération d'opioïdes endogènes) et favorisant l'élimination des lactates.

D. LARGEUR DE L'IMPULSION (DUREE)

La largeur de l'impulsion correspond à la durée de l'impulsion.

Selon les protocoles, la durée des impulsions électriques varie entre 70 et 500 µs. Toutefois, nous verrons que chez le cheval, que ce soit pour les courants antalgiques ou pour les courants excitomoteurs, des durées d'impulsion supérieures à 300 µs provoquent très rapidement un inconfort de la séance, très probablement par stimulation des nocicepteurs. (Arnauld des Lions 1997)

Comme nous l'avons vu précédemment, plus la largeur d'impulsion est faible, plus la stimulation est confortable. Si la durée de stimulation est trop importante, les fibres nociceptives sont également excitées.

On considère la chronaxie comme la largeur d'impulsion la plus efficace et la plus confortable. Les valeurs à utiliser seront étudiées et discutées dans la 3ème partie de ce travail.

E. REGLAGE DE L'INTENSITE

Ce réglage détermine l'intensité de la réponse musculaire grâce au recrutement spatial.

En médecine vétérinaire, on ne peut pas comme chez l'homme, faire participer activement l'animal. De même, on ne peut pas lui demander de supporter un travail musculaire douloureux « pour son bien ». Il est également difficile de réaliser une contention forcée d'un cheval ou une anesthésie générale qui vont à l'encontre des principes de l'électrothérapie en plus d'être très risquées chez le cheval. Il faut autant que possible réaliser l'électromyostimulation dans les meilleures conditions et sans tranquillisation si possible.

L'intensité maximum utilisée chez le cheval sera l'intensité maximum tolérée.

L'utilisation de faible intensité peut permettre d'habituer l'animal puis, on l'augmente progressivement au cours de la séance et à chaque séance.

L'intensité de l'impulsion est donc très variable selon les manipulations, elle dépend de la tolérance du cheval au stimulus électrique. Elle permet de régler l'intensité de contraction qui est quantifiée chez l'homme en pourcentage de force maximale volontaire. Pour obtenir une contraction tétanique chez l'homme, on travaille généralement entre 35 et 50 mA ; chez le cheval, des valeurs comprises entre 20 et 30 mA semblent suffisantes. (Arnauld des Lions 1997)

Chez le cheval, comme chez le chien, les valeurs de rhéobase c'est à dire l'intensité seuil d'obtention de la première secousse musculaire est assez faible. (Voir en IVème partie)

Les courants de moyenne fréquence permettent de travailler avec des intensités relativement élevées. Ceci permet d'augmenter la puissance de la stimulation et un meilleur recrutement spatial des unités motrices en profondeur.

IV. MATERIEL

A. LES APPAREILS (Sawaya et coll. 2003, Crépon 2002, De Bisschop et Dumoulin 1991)

Les appareils d'électrothérapie conçus pour la physiothérapie humaine permettent largement de subvenir à tous les besoins en ESNM en physiothérapie vétérinaire.

Il existe sur le marché une multitude de petits stimulateurs portatifs d'un poids léger (≈ 500g) pourvus d'une batterie rechargeable (ou fonctionnant sur piles) et d'une autonomie d'une dizaine d'heures. Ils permettent de réaliser de nombreuses séances d'ESNM et peuvent être fixés au cheval à l'aide d'une sangle pendant la séance. Peu onéreux, les uns sont destinés à l'application uniquement de courants antalgiques de type « TENS », d'autres sont mixtes (courants antalgiques et excitomoteurs). Souvent ils sont équipés de programmes non modifiables. Certains permettent en plus de réaliser et sauvegarder des programmes personnels.

Photo 1 : Exemple de fixation d'un petit stimulateur grâce à une sangle (Robert A.)

Les unités plus importantes beaucoup plus volumineuses et plus lourdes sont en général destinées à un travail en poste fixe. Adaptés à un usage possible pour les petits animaux dans une clinique vétérinaire, ils le sont beaucoup moins au travail en clientèle équine (Chocs et vibrations néfastes lors du transport, câbles et fils électriques qui « traînent » dans les écuries avec le risque d'écrasement par les pieds du cheval etc....). Ces appareils sont toutefois beaucoup plus performants de part la qualité et le choix des courants proposés et sont en général les seuls pouvant générer des courants de moyenne fréquence ou interférentiels. Certains appareils de ce type sont plus « compacts » et munis d'une poignée ou livrés avec une mallette facilitant leur transport.

Nous suggérons ci-dessous quelques critères de choix qui nous semblent importants à considérer plus particulièrement dans la pratique de l'ESNM chez le cheval :

- ✓ Pour une pratique courante en écuries, surtout si elles ne sont pas équipées d'une salle de soin adéquate avec un travail ; **il est préférable d'opter pour de petites unités peu onéreuses et fonctionnant sur accus ou avec des piles**. Une unité plus importante en poste fixe pourra être envisagée dans un grand centre hippique (centre de rééducation par exemple) où les conditions sont plus propices à ce type de soin.
- ✓ ***Préférer un appareil mixte permettant de faire face à toutes les possibilités* (antalgie, excitomoteurs ; décontracturants).** Pour la réalisation de l'EMS, **il est important que les paramètres du courant soient modulables sur un programme** prédéfini (fréquence, durée d'impulsion, temps de travail, temps de repos, rampe de début et de fin), ou alors opter pour un appareil permettant de **créer des programmes personnels.**
- ✓ Un petit stimulateur d'appoint délivrant des courants antalgiques peut compléter efficacement la panoplie. Ceci permettra de traiter éventuellement deux animaux simultanément lors du passage dans une écurie, ou de le prêter au propriétaire du cheval pour qu'il réalise lui même les séances si un rythme très fréquent s'avère nécessaire.
- ✓ **Deux voies de stimulation au minimum doivent être disponibles**. Ceci est très utile en EMS pour le travail alterné ou synchrone de deux muscles et en antalgie pour une stimulation bilatérale segmentaire ou pour la stimulation simultanée de plusieurs segments vertébraux ou plusieurs points d'acupuncture par exemple.
- ✓ . Eviter les stimulateurs « grand public », opter pour les **produits de qualité médicale** en privilégiant les marques reconnues pour le sérieux et la qualité de leurs produits.

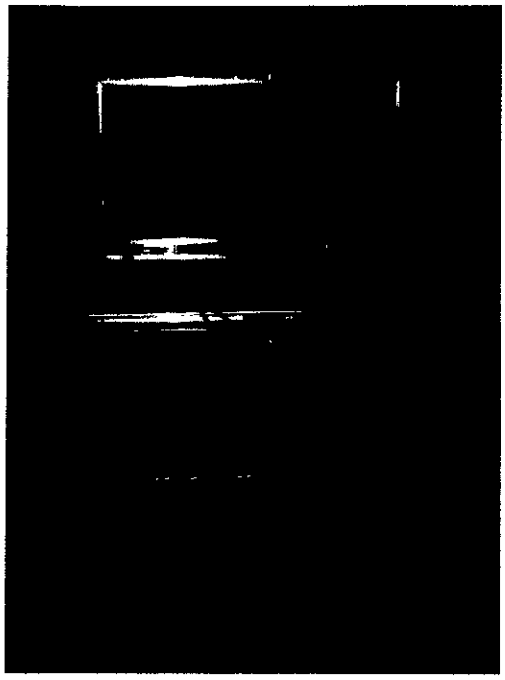
A côté de ces critères de choix que nous qualifierons « de base », d'autres éléments peuvent être pris en compte, en fonction du degré d'investissement du thérapeute dans le travail de physiothérapie :

- La possibilité de bénéficier de courants sinusoïdaux de moyenne fréquence modulés ou Interférentiels prémodulés est d'un grand intérêt chez le cheval.
- La possibilité de mesurer la chronaxie d'un muscle pour personnaliser le protocole de traitement,
- L'existence de programmes pour le traitement des muscles dénervés, pour la construction de courants trapézoïdaux ou triangulaires, pour faire face aux paralysies de dénervation.

Les appareils dits « à haut voltage », sont d'un bon confort d'utilisation avec les animaux car ils permettent de travailler avec de très faibles durées d'impulsions (mais très rarement possible sur les petits appareils portables).

Le choix d'un appareil n'est donc pas anodin, de nombreux appareils sont à notre disposition, il faut donc juger des avantages et inconvénients qu'offrent chacun.

Photo 2: Antal Vet



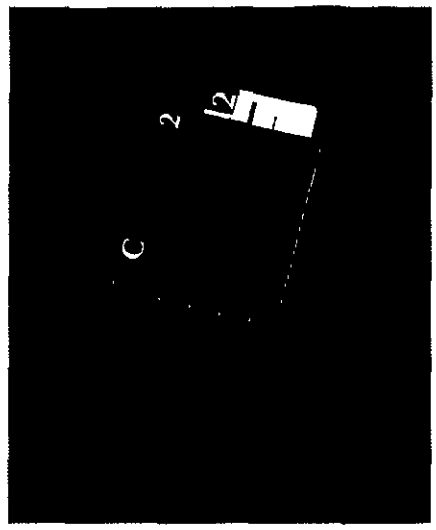
L'Antal Vet est un appareil mis au point en collaboration avec un kinésithérapeute spécialisé. Il dispose de 93 programmes pré-établis et modulables. C'est le premier appareil d'électrothérapie spécialement étudié pour le cheval ; les fils sont très longs et permettent de travailler avec une plus grande aisance et il est livré avec le boîtier de transport rigide. Cependant, c'est un appareil qui est lourd.

Photo 3 : L'appareil PT2000 (Jorvet ; Jorgensen labs, Inc. Loveland Colorado 80530, Medvet GmbH, Allemagne)

Le PT2000 est un appareil d'utilisation aisée, spécifiquement conçu pour l'électrostimulation en physiothérapie vétérinaire. Il dispose de courants antalgiques et de courants excitomoteurs préprogrammés. Sa principale particularité réside dans ces électrodes ; chacune d'elle est en fait constituée de plus de 200 fines électrodes "aiguilles" au bout émoussé fixées à un support flexible. Ceci permet de réaliser la stimulation à travers les poils sans nécessiter de tonte ni d'application de gel de couplage. Le modèle PT2000H, spécifiquement conçu pour l'utilisation chez le cheval, est doté de grandes électrodes. (Bockstahler B., Levine D. et Millis D. 2004). On manque de recul et aucune étude ou

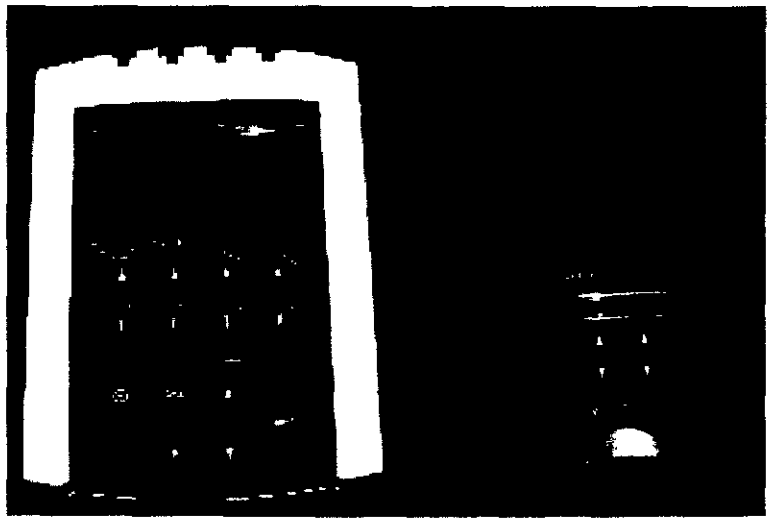
publication n'apporte encore d'éléments objectifs sur l'efficacité et la qualité ou les défauts de ces électrodes.

Photo 4 : L'appareil Compex 2 (Sawaya S.)



Le compex 2 est un des appareil les plus utilisés par les physiothérapeutes humains. Il est très complet, portable et peut subvenir à tous les besoins en électrostimulation neuromusculaire chez les animaux. Il est doté de cartes préprogrammées dont une spécifique pour les muscles dénervés permettant la mesure de la chronaxie, l'établissement de la pente, et l'utilisation de courants triangulaires et rectangulaires.

Photo 5: Exemples d'appareils d'électrothérapie fonctionnant sur batterie



B. LES ELECTRODES

1) GENERALITES

Les électrodes sont au nombre de deux par sortie et sont reliées à l'appareil par un double fil électrique équipé d'une prise dissymétrique imposant le sens de branchement sur le stimulateur. Les deux fils conservent toujours la même polarité.

En général, l'appareil dispose de plusieurs sorties permettant la mise en place de plusieurs paires d'électrodes simultanément.

Les électrodes sont constituées d'un alliage conducteur souple. (Arnauld des lions 1997). Elles ont une grande importance car elle doivent permettre une application régulière et homogène du courant sur toute la surface. (Roques 1997)

2) *LES DIFFERENTS TYPES D'ELECTRODES* (Dumoulin et De Bisschop 1987, Crépon 2002)

Les deux types d'électrodes les plus utilisées en médecine vétérinaire sont :

1. Les électrodes en élastomère : vendues au mètre, elles présentent l'avantage d'être peu onéreuses et d'avoir une durée de vie importante. Leur taille est adaptable. L'utilisation de gel de contact est nécessaire malgré leur faible impédance. Leur nettoyage et désinfection sont faciles entre chaque animal.
2. Les électrodes auto-adhésives : elles sont à usage unique ce qui assure au patient une hygiène parfaite. Cependant, le gel adhésif est peu efficace sur les chevaux ; leur pose est délicate car la présence d'éventuelles bulles d'air sous l'électrode aurait pour conséquence une répartition inégale de l'intensité. Elles peuvent être découpées (mais pas autant que celles en élastomère) mais, leur durée de vie est plus courte et elles reviennent cher en médecine vétérinaire.

Photo 6 : Les différents types d'électrodes : en haut les électrodes auto-adhésives, en bas les électrodes en élastomère

3) *MISE EN PLACE DES ELECTRODES* (Barette 1996, Delecroix 1974)

En application monopolaire active, les deux électrodes sont de taille différente. La plus petite dite active est placée sur le point moteur ou sur la région douloureuse ; le deuxième, de plus grande taille est placée en regard du nerf ou du muscle à stimuler, ou encore en regard du segment vertébral correspondant au métamère. En application bipolaire, les deux électrodes ont des tailles identiques.

L'efficacité des contractions augmente quand l'électrode active est placée sur le point moteur du muscle. Ce sera l'anode dans le cas d'un travail monopolaire actif, l'autre électrode étant placée sur le corps charnu du muscle. Lors d'un travail bipolaire, la différenciation de l'anode et de la cathode n'a pas d'intérêt.

Le point moteur du muscle correspond à la projection cutanée de la zone musculaire la plus riche en plaques motrices. Une topographie des points moteurs a été réalisée chez le cheval par Delecroix en 1974. Celle-ci est présentée en annexe 3.

En plaçant les électrodes sur le trajet d'un nerf, on peut stimuler un groupe musculaire simultanément ; tous les muscles innervés par ce nerf se contracteront alors.

Si les électrodes sont petites et proches, l'action sera plutôt superficielle ; si elle sont plus éloignées l'action sera plus en profondeur. (De Bisschop et Dumoulin 1991)

Certains muscles peuvent être difficiles à stimuler électriquement car les chevaux non habitués réagissent parfois mal lorsqu'on essaie de toucher certaines zones, à la fade interne des cuisses par exemple. De plus, la présence du muscle cutané rend difficile le travail de certains muscles comme le grand dorsal ou le tenseur du fascia lata. Cependant, ce muscle est très vite fatigable, il suffit donc d'attendre quelques contractions et il ne répond plus à la stimulation ; on peut alors travailler les muscles voulus.

Les électrodes sont disposées une à une sur la peau après avoir été enduites de gel pour favoriser le contact durant la séance. On les fixe grâce à un ruban adhésif pour éviter qu'elles ne glissent pendant le traitement.

Le contact électrode-peau doit être le plus intime et le plus complet possible.

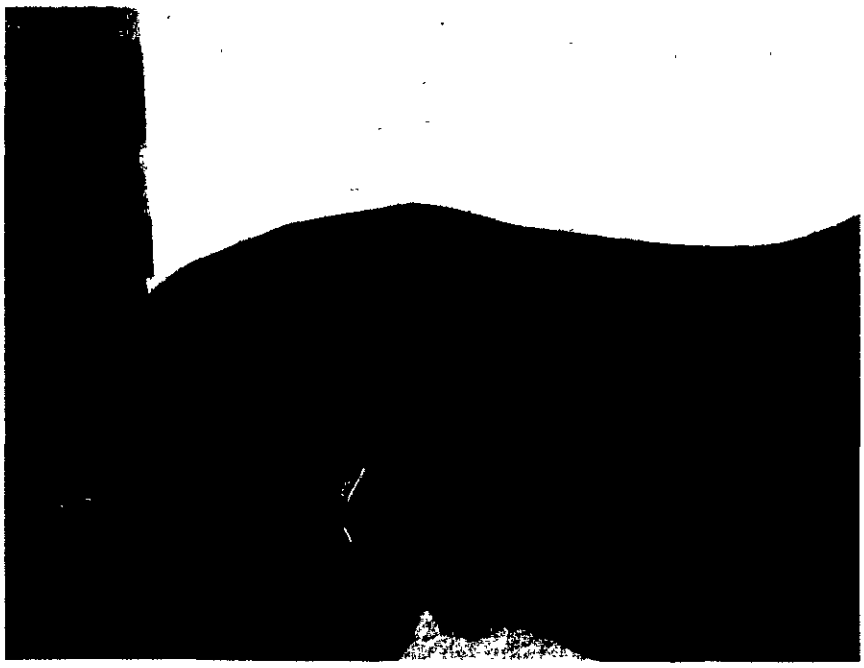
Un mauvais couplage peau-électrode et le positionnement inadéquat des électrodes sont souvent les causes les plus fréquentes d'échec d'une ESNM, qu'elle soit à visée antalgique ou excitomotrice.

4) DISPOSITION DES ELECTRODES

a. Disposition de type segmentaire

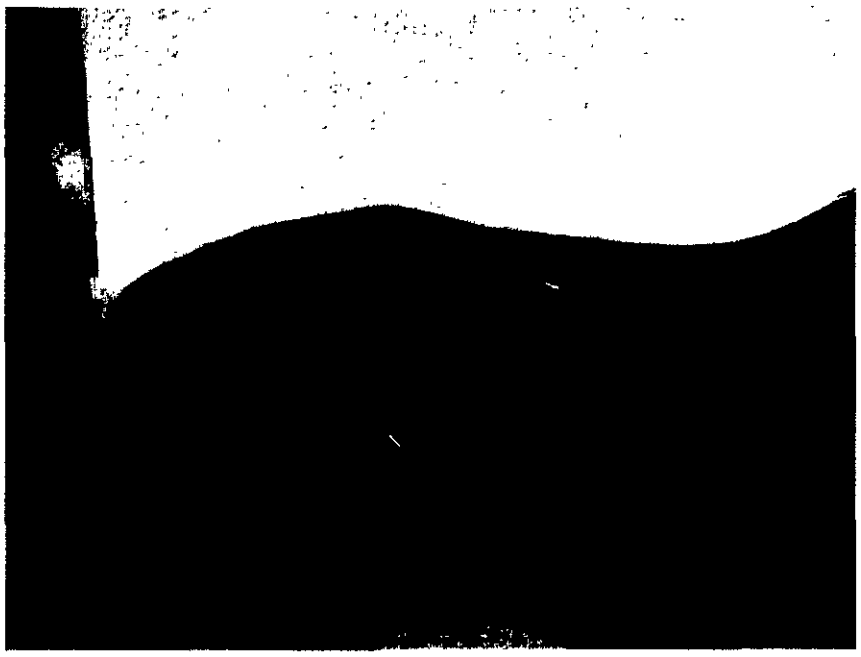
Dans ce type de disposition, une électrode est placée en regard de l'émergence vertébrale du nerf sensitif ou moteur et la deuxième sur le site douloureux ou en regard du trajet superficiel du nerf pour la réalisation de TENS ou sur le point moteur du muscle pour la réalisation d'EMS.

Photo 7 : Stimulation du muscle quadriceps



L'électrode noire est placée en regard de la région lombaire et la blanche sur le point moteur du muscle quadriceps sur son chef latéral.

Photo 8 : Stimulation du muscle iliopsoas



Une électrode est placée en regard de L5 et l'autre en regard de la zone d'insertion du muscle iliopsoas.

Photo 9 : Stimulation du muscle rhomboïde

Une électrode est placée en regard de la 6ième cervicale, l'autre en regard du corps charnu du muscle rhomboïde.

Photo 10 : Stimulation antalgique du dos grâce à une électrode à double sortie

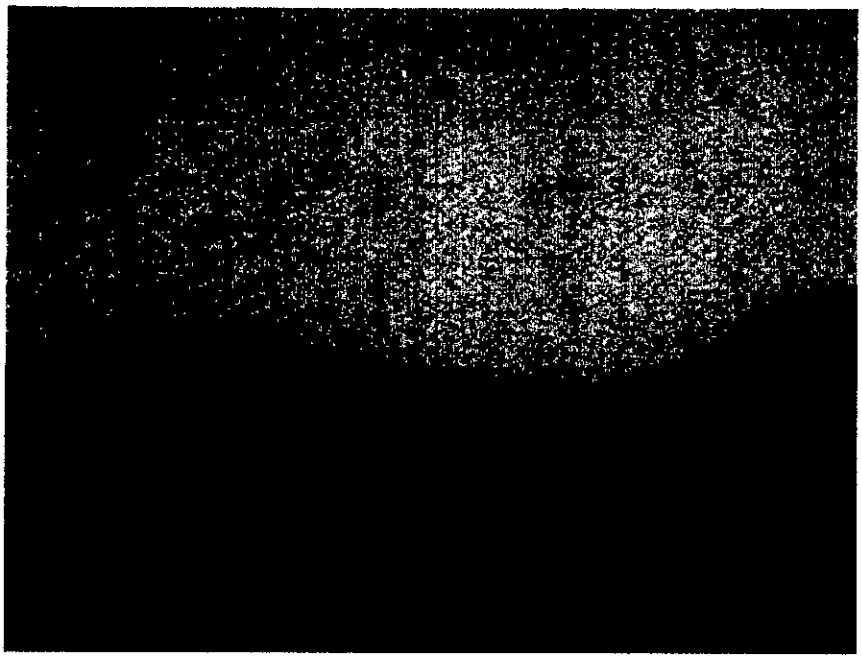
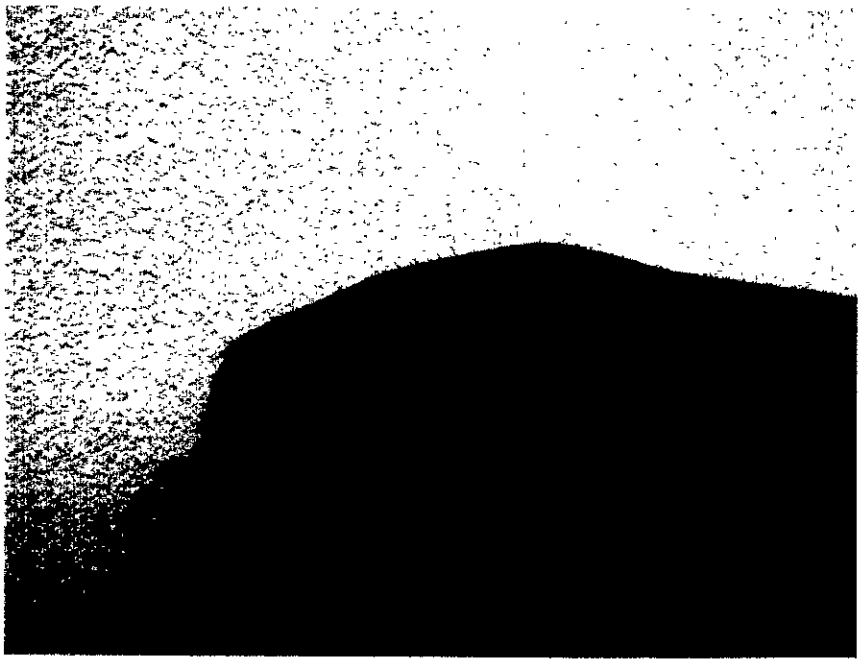


Photo 11 : Stimulation antalgique le long du trajet sciatique grâce à une électrode à double sortie



L'électrode à double sortie est placée en regard de l'émergence vertébral du nerf Les deux autres électrodes sont placées sur le trajet du nerf ou sur le site douloureux.

b. Application locale des électrodes

Les électrodes sont alors placées soit sur les points moteurs des muscles soit de part et d'autre du site douloureux.

(1) Exemple de placement d'électrodes pour l'électromyostimulation

Photo 12 : Stimulation du muscle fessier moyen

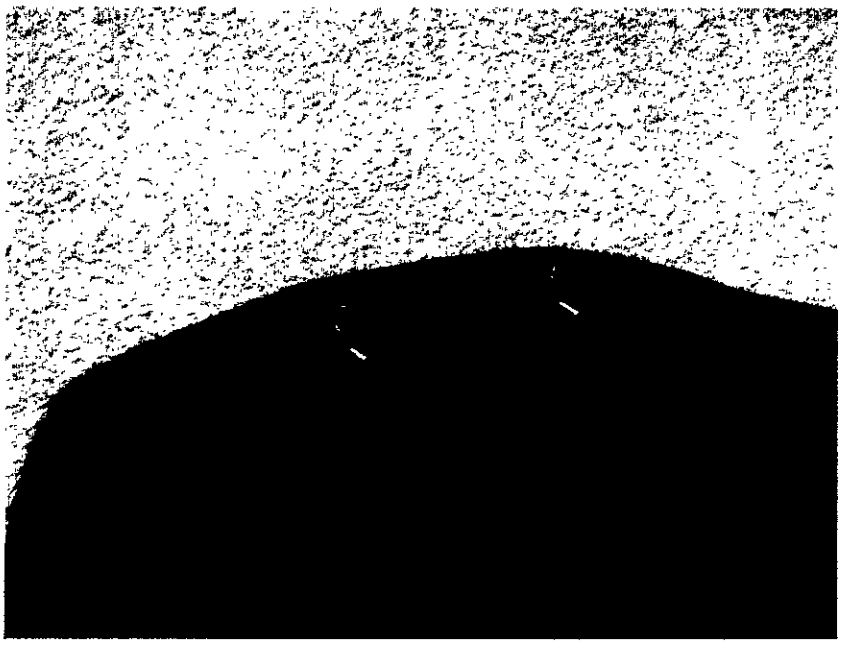


Photo 13 : Stimulation de la partie supra-ischiatique des muscles fémoraux caudaux

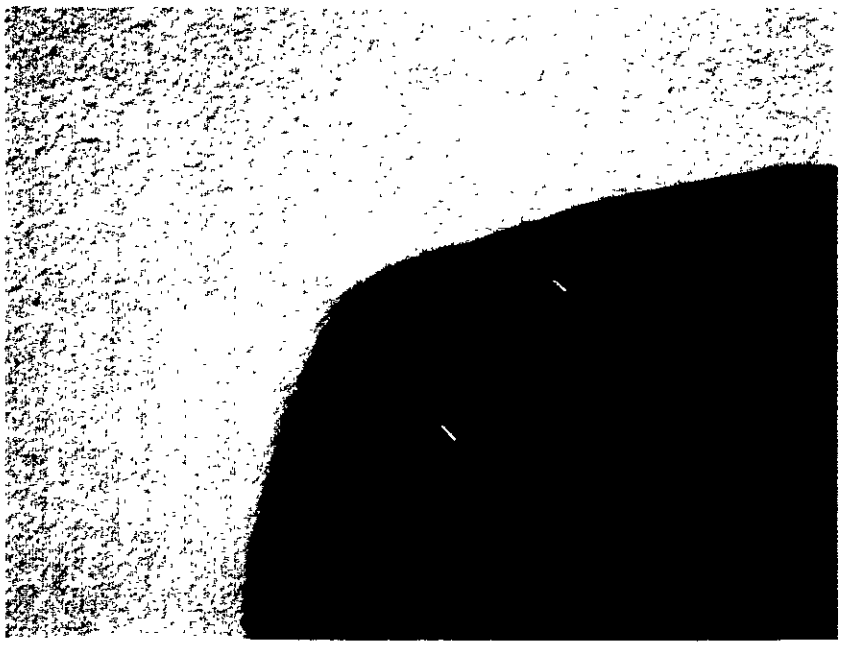


Photo 14 : Stimulation du muscle biceps fémoral

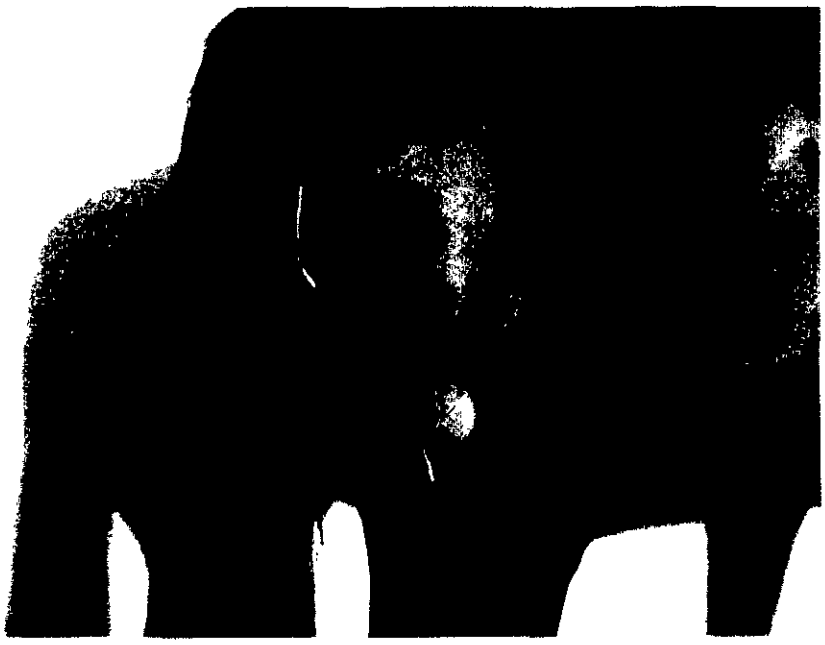


Photo 15 : Stimulation du muscle glutéofémoral

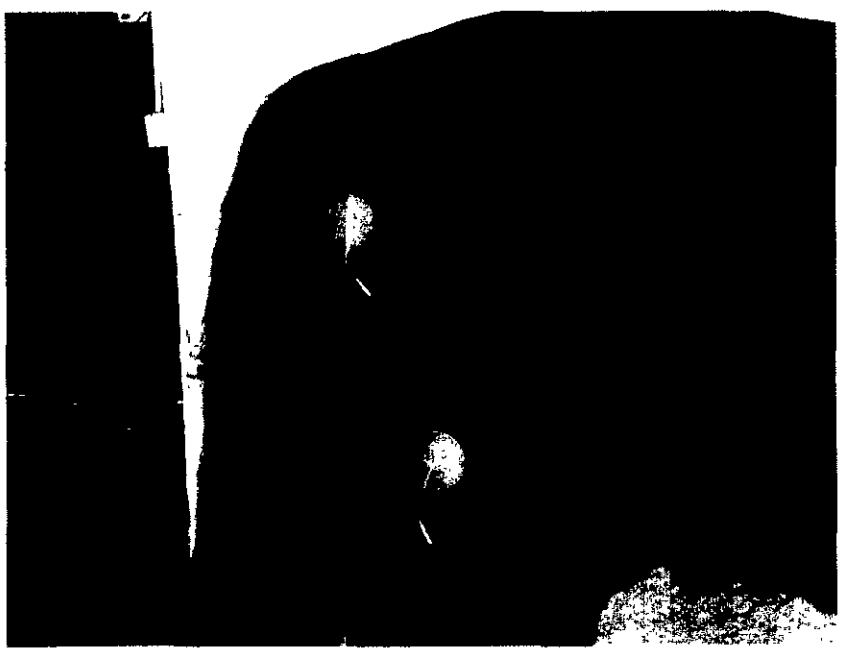


Photo 16 : Simulation du vaste latéral

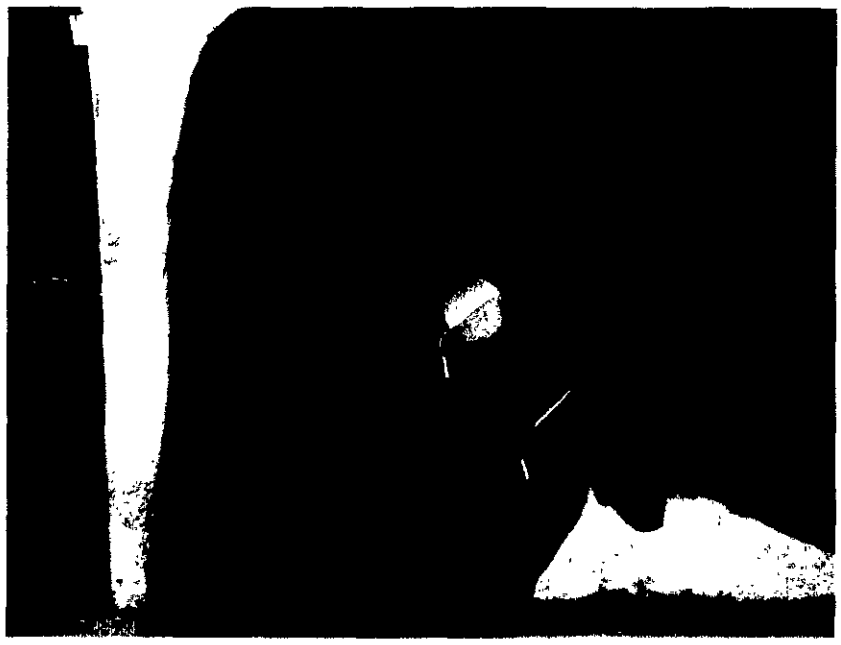


Photo 17 : Stimulation des muscles fléchisseurs profonds

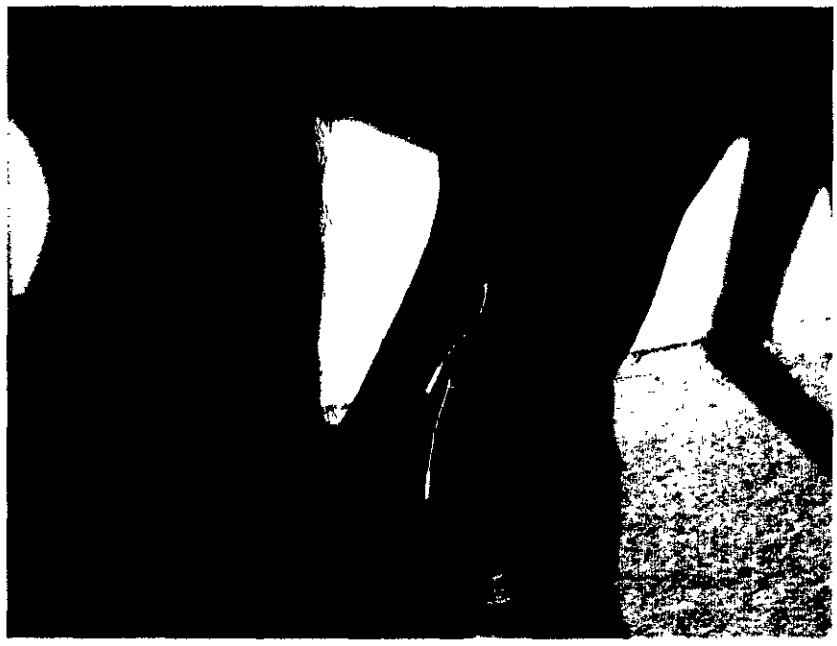


Photo 18 : Stimulation de la partie antérieure du muscle erector spinae

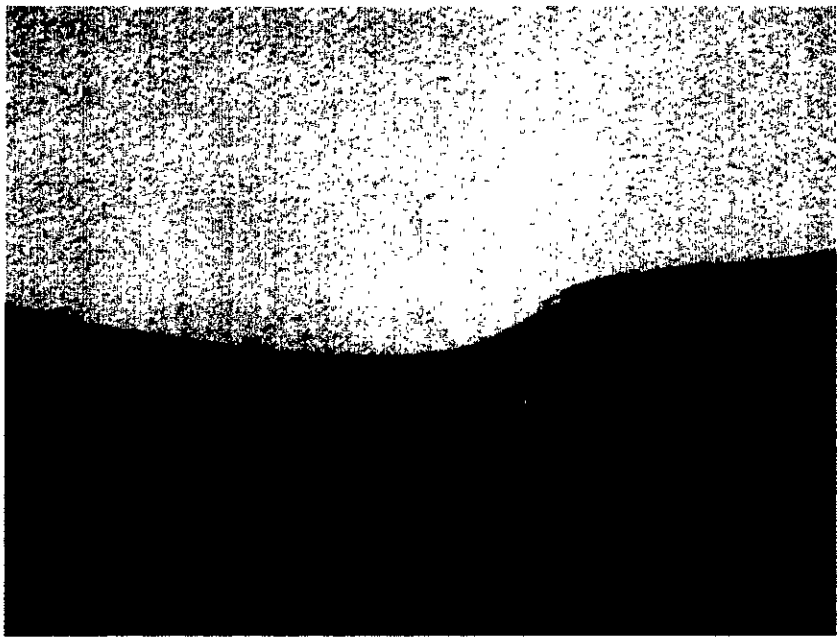


Photo 19 : Stimulation du muscle pectoral ascendant

Photo 20 : Stimulation du muscle grand dorsal

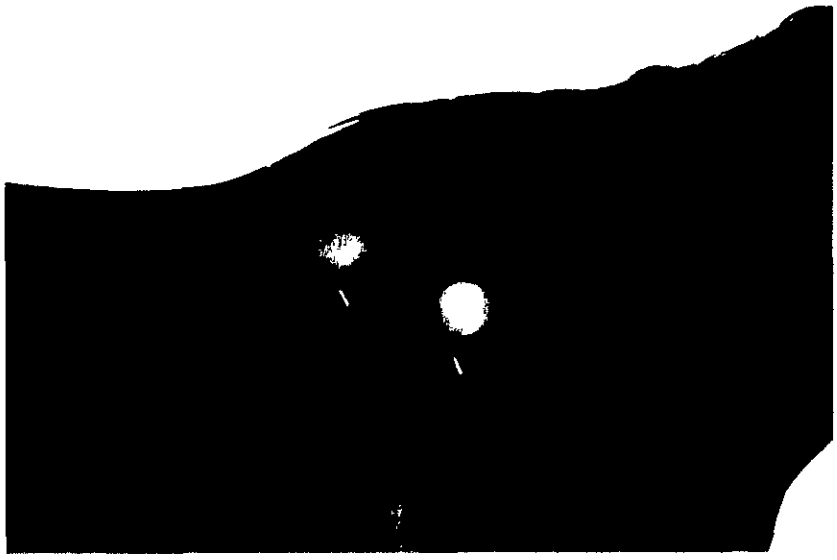


Photo 21 : Stimulation du muscle trapèze

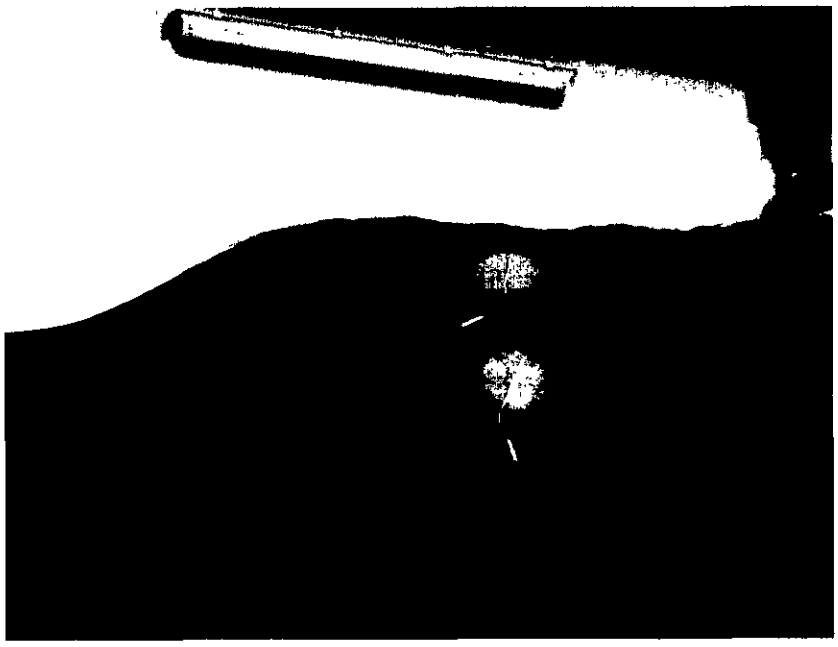


Photo 22 : Stimulation des muscles supra-épineux en avant et infra-épineux en arrière

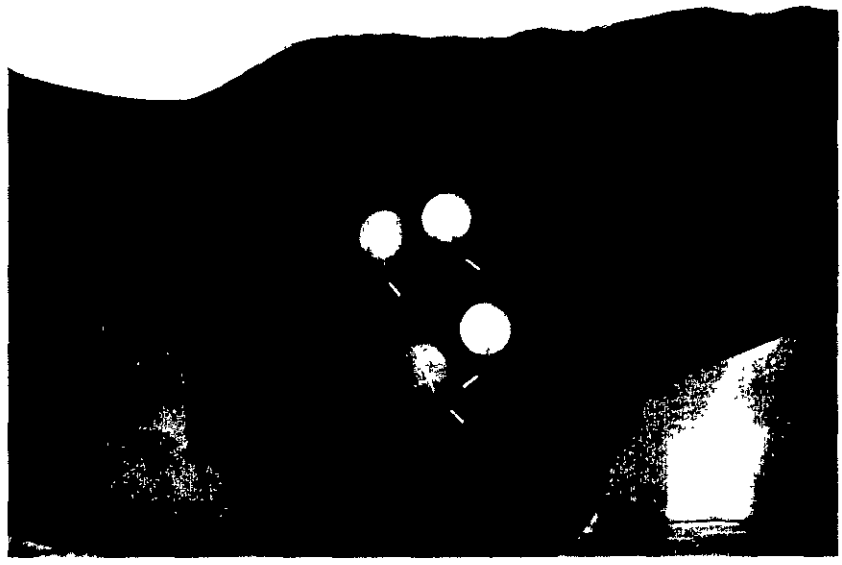


Photo 23 : Stimulation du muscle triceps brachial

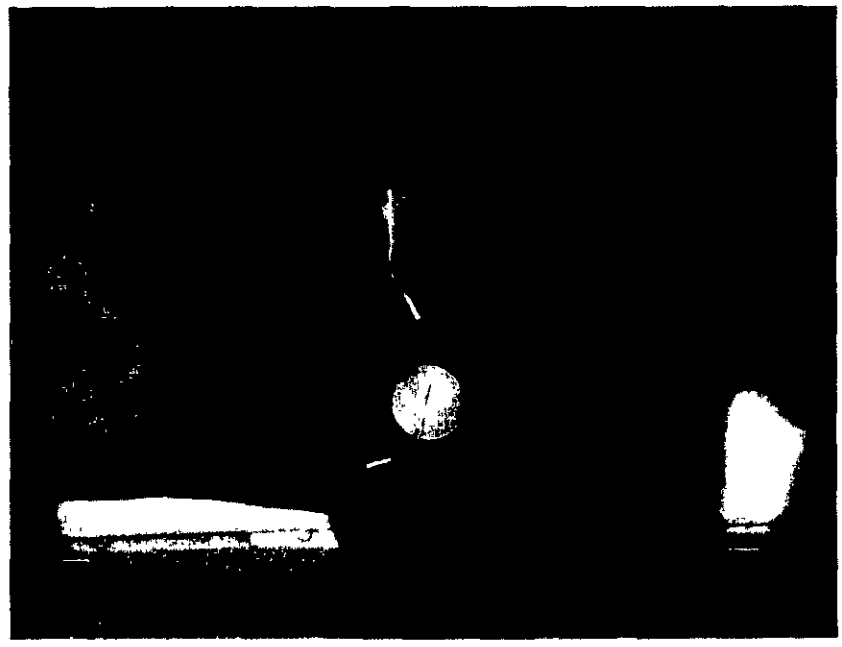


Photo 24 : Stimulation du muscle extenseur radial du carpe

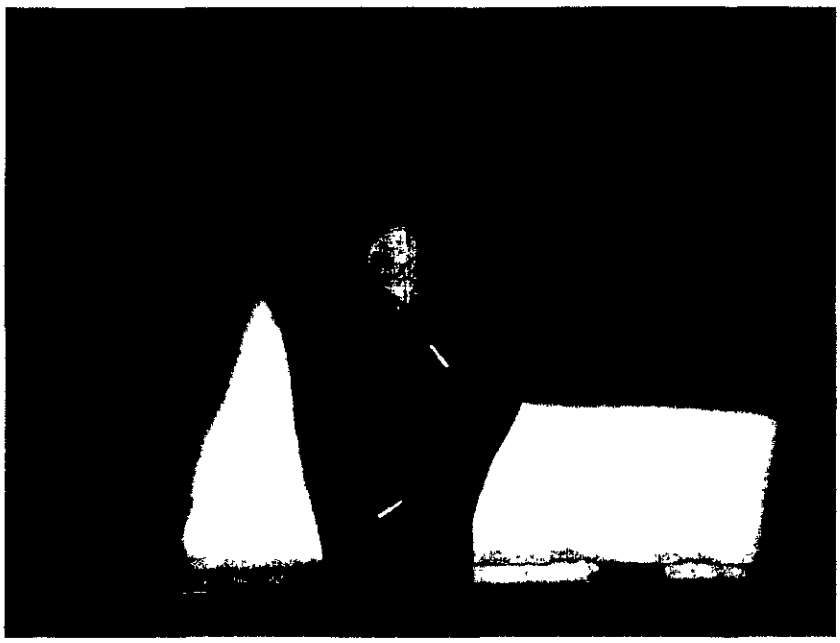
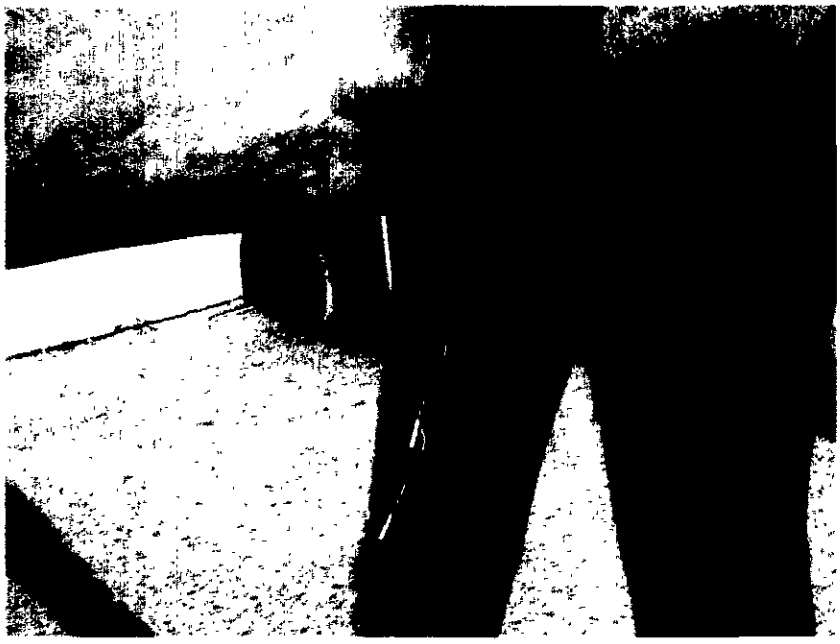


Photo 25 : Stimulation du muscle fléchisseur ulnaire du carpe



(2) Exemple de placement d'électrodes pour l'utilisation de courants antalgiques

Photo 26 : Disposition des électrodes pourla stimulation antalgique de l'articulation sacro-iliaque

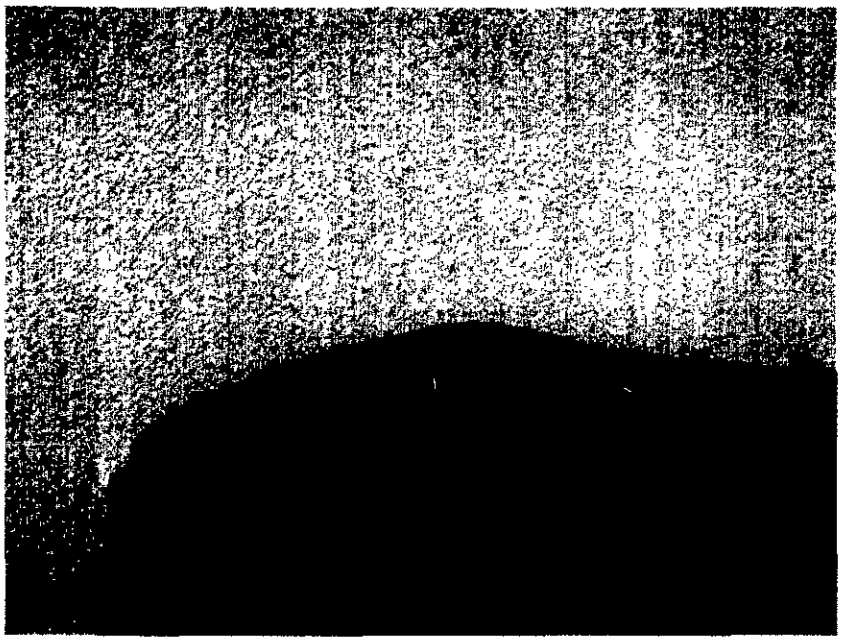


Photo 27 : Disposition des électrodes le long du trajet du nerf sciatique

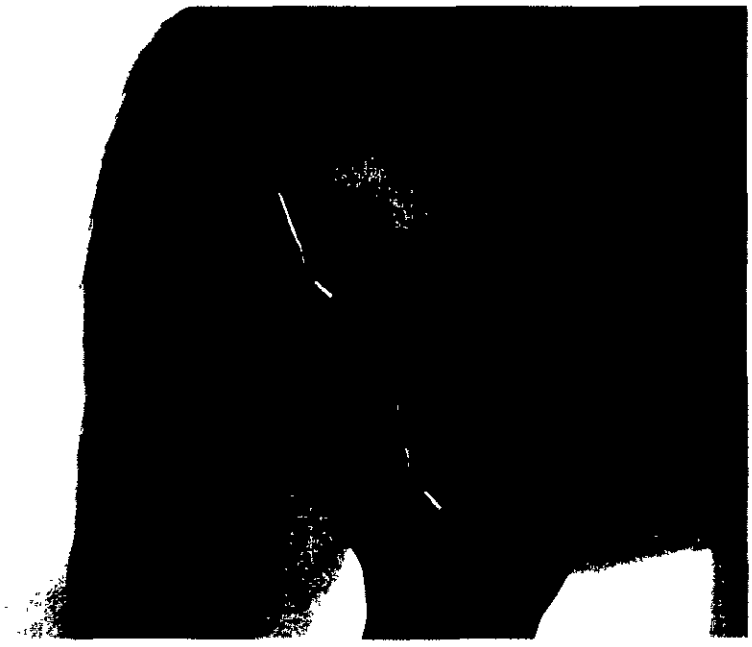
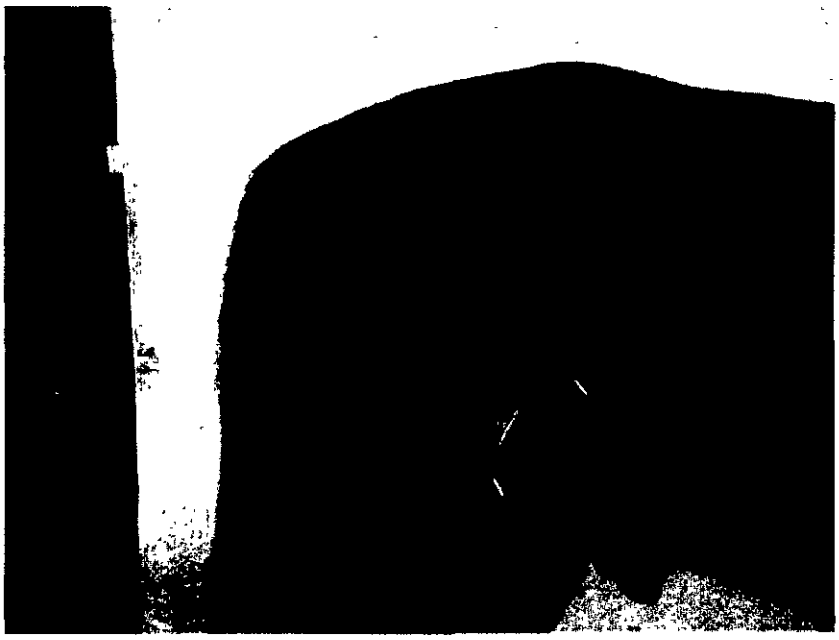


Photo 28 : Stimulation du muscle quadriceps



L'électrode du haut est placée en regard du point de pénétration du nerf, l'autre est sur le corps charnu du muscle vaste latéral.

Photo 29 : Disposition des électrodes pour des douleurs de tendons, de boulet ou de pied

V. PREPARATION DU CHEVAL

Idéalement, les chevaux devraient être placés dans un travail afin qu'ils ne puissent pas se déplacer latéralement et d'avant en arrière pendant le traitement. De cette manière, on obtient une certaine immobilité du cheval. Mais il est possible de travailler dans un box. Dans ce cas il faut veiller à prendre toutes les précautions de sécurité et d'hygiène. Si la séance de physiothérapie est réalisée correctement, l'animal bien préparé et décontracté (intérêt des massages et mobilisations passives préalablement aux EMS) et les courants appliquées bien adaptés au patient (en tenant compte de son caractère, sa disponibilité etc....), le cheval s'habituera très vite au traitement.

Les zones à stimuler devraient être de préférence tondues afin que le contact établi soit le meilleur possible. Avant cela, il peut être utile dans certains cas de brosser le cheval pour éliminer le plus de poussière possible. Avant de placer les électrodes, on peut dégraisser la peau avec de l'alcool puis humidifier légèrement l'emplacement des électrodes.

Si le cheval ne peut être tondu, la solution consiste à bien nettoyer le poil grâce au brossage, le dégraisser à l'alcool et l'humidifier largement dans la zone d'application de l'électrode. Appliquer ensuite une bonne quantité de gel conducteur et le faire pénétrer le plus possible entre les poils.

La préparation, tout comme la stimulation, doit être réalisée dans le calme.

VI. LA PREMIERE SEANCE D'ELECTROSTIMULATION

La première séance de physiothérapie est celle où l'on dresse le bilan de l'état algique et fonctionnel du patient. Ce bilan concerne aussi bien l'organe affecté que l'ensemble du malade.

A partir de ce bilan, on peut établir un pronostic sur les possibilités de récupération du cheval, et on dresse les objectifs prioritaires du programme de physiothérapie.

Le recours à l'électrothérapie ne doit pas être une fin en soi, mais un moyen technique, parmi d'autres, au service de ces objectifs. Quelle place aura-t-elle dans le protocole ?

La pertinence du choix de l'ESNM dépendra donc de l'affection, du stade de la récupération fonctionnelle, des autres techniques thérapeutiques associées (médicale, autres techniques de physiothérapie, autres thérapies), de la disponibilité du cheval et de ses propriétaires, et enfin ....du bon vouloir du patient équin.

Cette première séance est l'occasion de faire prendre connaissance au cheval des soins qui vont lui être prodigués, en particulier de tester sa tolérance, son acceptation de l'électrothérapie.

Le cheval doit être mis en confiance. Dans le cas d'utilisation de courants excito-moteurs, un échauffement préalable permettra de mettre le cheval dans les meilleures conditions pour l'électrostimulation (Quelques minutes de marche si possible, de massages mobilisations passives et petits étirements doux).

Ainsi, on commence par de faibles intensités pour qu'il s'habitue ; la progression doit être lente. En effet, lors de la première séance, le cheval peut être surpris par certains mouvements provoqués électriquement sans sa volonté. Quelquefois, lors de contractions tétaniques, le cheval peut accompagner la contraction provoquée par une participation active, ce qui augmente l'efficacité du traitement. (Arnauld des lions 1997)

L'animal peut présenter une hypersensibilité à certains types de courants, on les évitera donc par la suite.

Cette première séance d'approche devrait être courte. C'est l'occasion de corriger si nécessaire les paramètres, ou modifier le protocole pour adapter au mieux le traitement au cheval par le choix du courant le plus approprié, le plus efficace et le mieux toléré.

VII. APPROCHE DE LA REALISATION PRATIQUE DE L'ESNM CHEZ LE CHEVAL

L'électrothérapie peut avoir différents objectifs que l'on peut combiner : le traitement de la douleur, stimuler la trophicité des tissus, ou le renforcement musculaire. (Auer 1989, Burch 1989).

Les courants antalgiques les plus employés actuellement sont appelés « TENS » (transcutaneal electric nerve stimulation). Cette définition peut s'appliquer en fait à tous les courants d'ESNM. En effet, les courants excitomoteurs sont aussi des « stimulations nerveuses transcutanées » et sous leur forme basse fréquence, seuls leurs paramètres les différencient des courants « antalgiques ». Ils n'exigent donc pas de matériels différents pour être utilisés.

Nous avons déjà évoqué la relativité des notions de courants excito-moteurs et de courants antalgiques. C'est pourquoi, bien que l'essentiel de ce travail concerne l'électrostimulation musculaire, on ne peut passer sous silence les courants antalgiques.

A. L'ESNM A VISEE ANTALGIQUE

1) *LES COURANTS « TENS »* (Crépon 2002, De Bisschop et Dumoulin 1991, Roques 1997, Sawaya et coll 2003)

Les courants TENS sont des courants de basse fréquence bidirectionnels à front raide. Ce sont actuellement les courants antalgiques les plus utilisés en physiothérapie. Ils sont proposés sur tous les appareils modernes. Il existe de petits stimulateurs conçus pour ne délivrer que ce type de courants.

Ils sont assez peu connus par les vétérinaires : si leurs effets bénéfiques sont relatés par quelques auteurs (Saunders, 2002, Porter 2004 et 1998, Millis et al. 1997, Frick 2002), ils n'ont fait jusqu'ici l'objet d'aucune étude clinique ou expérimentale concernant leur effets ou leur efficacité chez les animaux domestiques.

Pourtant, cette efficacité a depuis longtemps été prouvée dans la prise en charge de la douleur aiguë ou chronique dans divers domaines de la médecine chez l'homme :

- ✓ Douleurs lombaires ou articulaires (Ng et al 2003, Moore SR, Shurman J. 1997, Ersak et al. 1976),
- ✓ Syndrome myofascial (Hou et al. 2004 ; Hsieh and al 1997),
- ✓ Neuralgies (Nathan et al. 1974, Forst et al 2004),
- ✓ En post-opératoire (Navarro Nunez C, Pacheco Carrasco M 2000; Hargreaves et Lander 1989) ou,
- ✓ En urologie (Karazmaz et al 2004).

a. L'antalgie par inhibition sensitive segmentaire

Le principe de l'antalgie par inhibition sensitive segmentaire est celui du « gate control ». L'hyperstimulation des fibres sensitives de grand diamètre (aβ) inhibe, via la corne

dorsale de la moelle épinière, la transmission de l'influx nociceptif véhiculé par les fibres de petit diamètre (aδ et C).

L'effet est rapide, localisé et de courte durée (environ une heure).

Ce type d'antalgie est indiqué dans les douleurs aiguës et localisées telles que les tendinites hyperalgiques, les entorses...

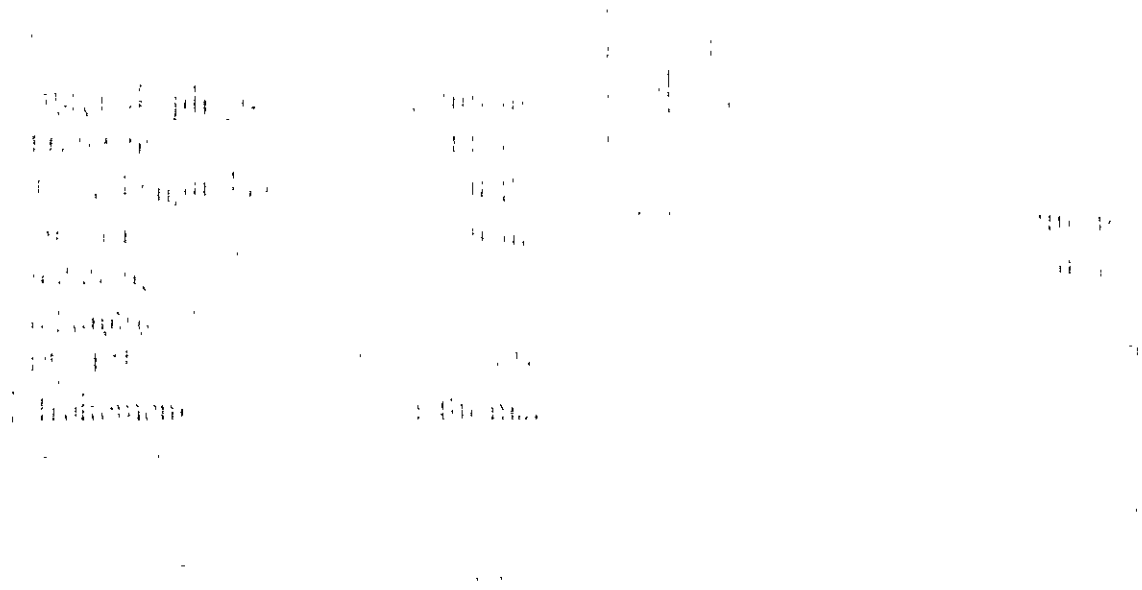
On utilise un courant bipolaire (bidirectionnel) de basse fréquence, de 50 à 200 Hz ; entre 50 à 100 HZ, pour les aiguës ou entre 100 à 200 Hz pour les hyperalgies.

Les impulsions sont :

- Brèves, de 60 à 250 µs, toujours inférieures à 1ms,
- A front raide,
- De faible intensité, juste au seuil de perception du courant (ce qui correspond à la sensation de fourmillement chez l'homme) et inférieur au seuil de contraction musculaire. L'intensité est à surveiller car la résistance et l'impédance cutanée changent au cours d'une séance.

La durée des séances est de 20-30 minutes voire plus. Elles peuvent être répétées plusieurs fois par jour si nécessaire.

Photo 30 : Exemple de programme d'antalgie par inhibition sensitive segmentaire (Myomed©) (Sawaya S.)



b. L'antalgie par libération d'endorphines

La stimulation des fibres de petit calibre favorise la libération d'endorphines et d'enképhalines au niveau de l'encéphale. Ce sont des neuromédiateurs de l'analgésie qui en se fixant sur des récepteurs morphiniques ont une action sédative.

Les effets de ce type d'antalgie sont progressifs et diffus ; l'action est prolongée. Il est donc indiqué pour les douleurs chroniques et diffuses telles que des microtraumatismes de la selle, des tendinites en phase subaiguë, des contractures paravertébrales...

Le courant utilisé est bipolaire, de très basse fréquence : de 1 à 8 Hz.

Les impulsions sont :

- Brèves, de 0,1 à 0,5 ms. Cependant, on préfèrera des impulsions de 200 à 300 µs qui sont plus confortables et plus efficaces ;
- A front raide ;
- D'intensité élevée mais inférieur au seuil nociceptif, juste au-delà du seuil de contraction musculaire ; on obtient alors des petites secousses musculaires rythmées).

Photo 31 : Exemple de programme d'antalgie par libération d'endorphines (Myomed©) (Sawaya S.)

Pour le traitement des douleurs chroniques ou généralisées ou résistantes au TENS classiques, on utilise le mode BURST (qui est proposé par la majorité des appareils d'électrothérapie). Il consiste en l'émission d'impulsions à 80 Hz par salves à 2 Hz. Cela combine les effets antalgiques par inhibition sensitive segmentaire et par libération d'endorphines.

Les séances de 30 minutes ou plus permettent une augmentation des sécrétions pendant 30 minutes après l'arrêt du traitement. On n'observe pas d'effet antalgique avant 20-30 minutes mais l'action antalgique dure plus de trois heures et parfois plusieurs jours. On pratique une séance par jour ou un jour sur deux.

Généralement très bien tolérés par la plupart des chevaux, il faut cependant faire attention avec les chevaux « chatouilleux », car les secousses musculaires entraînent une sensation de vibration parfois mal tolérée. Il est conseillé de commencer alors par des intensités faibles pour habituer le cheval puis l'augmenter progressivement par paliers. Sinon on peut commencer la séance par 15 à 20 minutes de TENS « gate control » puis poursuivre avec les TENS endorphiniques.

c. *L'antalgie par hyperstimulation nociceptive*

Le principe repose sur l'activation des voies descendantes sérotoninergiques inhibitrices (fibres C) par des stimuli nociceptifs ; celle-ci diminuerai également la mémoire de messages douloureux antérieurs (mise en jeu des contrôles inhibiteurs diffus.

L'analgésie temporaire qu'elle procure permet chez l'homme d'effectuer des mobilisations articulaires ou des exercices thérapeutiques.

Cette technique est destinée aux douleurs rebelles aux autres formes de traitements.

Les courants utilisés sont bipolaires, de fréquence comprise entre 100 et 150 Hz. Les impulsions sont de longues durées (300 à 500 µs) et d'intensité élevée au maximum supportable par le patient.

La durée des séances est brève, de 15 à 30 minutes maximum chez l'homme.

Cette modalité est assez mal tolérée par les animaux. D'ailleurs elle n'est jamais évoquée par les auteurs traitant de l'ESNM en physiothérapie vétérinaire. Chez le cheval, il sera conseillé de ne pas dépasser des d'impulsion de 350 ou 400 µs et de limiter la stimulation à quelques 5 minutes à répéter plusieurs fois par jours.

d. *Contre-indication des TENS*

Les TENS présentent des contre-indications similaires aux courants excitomoteurs :

- Eviter l'aire cardiaque et la région cervicale (présence du sinus carotidien en zone basse et risque d'effrayer l'animal en zone haute),
- Eviter la zone abdominale chez les femelles gestantes,
- Ne pas les appliquer aux animaux épileptiques,

e. *Durée des séances*

Les traitements antalgiques sont longs, de 30 minutes à 45 minutes chez des chevaux dociles. Chez l'homme, un temps d'application de 30 minutes semble être optimal que ce soit pour les TENS gate control, ou endorphiniques. (Hamza MA et al. 1999). L'expérience montre que des temps plus courts (20 minutes) semblent suffisants chez le cheval, en particulier pour la modalité à très basse fréquence.

Si on n'observe aucune amélioration après 5 jours consécutifs de traitement, c'est qu'elle est inefficace dans le cas traité, et il faudra songer à avoir recours à d'autres moyens thérapeutiques.

f. *Lutte contre l'accoutumance*

Comme nous l'avons déjà signalé, l'impédance de la peau change au cours des séances et un phénomène d'accoutumance peut apparaître. Pour lutter contre celui-ci, on utilise le mode BURST décrit plus haut ou la wobulation de fréquence ou des impulsions BIOPP qui provoque un déplacement rythmé de la stimulation.

g. *Les électrodes utilisés pour les TENS*

L'échec des TENS est très souvent lié à un défaut de contact ou de placement des électrodes. Les électrodes doivent avoir une surface minimum de 4cm^2 et doivent être séparées au minimum de l'équivalent de leur longueur ou de leur diamètre des électrodes. Le contact avec la peau doit être très bon, pour cela on utilise du gel de contact et on tond éventuellement la zone de contact.

Pour l'antalgie par inhibition sensitive segmentaire :

On choisit des électrodes rondes de 5cm à 7cm de diamètre par exemple. Elles seront placées soit de part et d'autre de la lésion (sur les membres), soit en regard du trajet superficiel du nerf spinal, soit sur la masse musculaire douloureuse (ou sur les point de tension, ou les trigger points).

Quand il s'agit :

- D'une douleur ponctuelle, l'électrode active de petite surface est posée sur le site douloureux et l'électrode indifférente de grande surface en transversal ou sur l'étage vertébral correspondant au point douloureux ;
- De deux douleurs ponctuelles, on place les deux électrodes sur les points douloureux ;
- De douleur d'origine radiculaire, l'électrode de grande surface est placée sur le rachis et celle de petite surface sur le site d'émergence du nerf.

Pour l'antalgie par libération d'endorphine :

On utilise des électrodes de grande surface (de 100 à 150 cm2 chez l'homme) sur le rachis dorsolombaire ou une sur le site douloureux et une sur le rachis ou les deux sur le site douloureux si la région anatomique le permet.

Pour l'antalgie par hyperstimulation nociceptive :

On place les électrodes à distance du site douloureux et on évite les corps charnus car il existe un risque de tétanie douloureuse.

h. Variantes d'utilisation des TENS

Les électrodes peuvent également être placées sur des points particuliers :

- Pour le traitement des points douloureux (points gâchettes ou Trigger points, points de tension, points moteurs) : on utilise une fréquence comprise entre 100 et 150 Hz, des impulsions de 200 µs, d'intensité élevée (au seuil de la douleur) ; les séances durent 15 minutes. L'analgésie procurée est locale, rapide mais fugace.
- Sur les points d'acupuncture : on utilise une fréquence comprise entre 2 et 10 Hz, des impulsions de 200-300 µs, d'intensité élevée (au seuil douloureux) ; Les séances durent 40 minutes. L'analgésie procurée est lente mais durable. Cette stimulation des points d'acupuncture est actuellement celle qui est conseillée par *Porter M.* (2004). En plus de l'effet analgésique, la stimulation des points d'acupuncture bien choisis aura un effet « acupuncture-like » très bénéfique sur tout l'organisme, notamment la régulation du fonctionnement des viscères appartenant au même métamère que le point vertébral stimulé (mise en jeu du système nerveux autonome par des mécanismes réflexes somato-viscéraux). Chez l'homme, *Chen et al.* (1997) (référence déjà donnée) ont montré que la stimulation des points d'acupuncture par des courants TENS fréquence variant entre 2 et 100 Hz était plus efficace que la stimulation de zones non acupuncturales en post-opératoire . Cette efficacité a été jugée comparable à celle de la puncture à l'aiguille, et permettait de limiter fortement les doses et la fréquence d'administration des morphiniques pharmacologiques. Des résultats assez spectaculaires en quelques séances ont été constatés à l' Unité Physiothérapie-Rééducation-Ostéopathie de l'ENVL sur plusieurs cas cliniques : chien présentant une parésie due à une compression médullaire ; atténuation de la douleur et récupération très rapide de fonctions vitales (miction et défécation) en post-opératoire de hernies discales ; douleurs aigues thoraco-lombaires et ovariennes chez une jument) (Sawaya S ; 2005). La pratique de cette méthode impose bien sûr un minimum de connaissance des principes de la Médecine

Traditionnelle Chinoise notamment des principaux méridiens. Ces derniers ne sont –ils pas considérés par les occidentaux comme les voies de « l'énergie bio-électrique » ?

Photo 32: Utilisation des points d'acupuncture pour les douleurs d'épaule et de garrot

Photo 33: Utilisation des points d'acupuncture pour les douleurs ayant comme origine le sacrum (point VG2bis ou 100R)

- Les TENS vertébraux : les électrodes sont placées de part et d'autre de la colonne vertébrale, sur l'étage correspondant au site douloureux, la grande électrode sur la zone d'émergence vertébrale du nerf responsable du territoire douloureux et la plus petite sur le trajet du nerf. On débute le traitement avec une combinaison de faible et de forte fréquence puis après quelques jours, on utilise des fréquences faibles. Les séances durent un minimum de 30 minutes par fréquence. Ces TENS vertébraux sont utilisés dans des douleurs générales et chroniques.
- Pour les douleurs tendineuses du cheval : les électrodes sont placées en région légèrement proximale à la lésion sur le trajet des nerfs digitaux palmaires. Il faut donc quatre électrodes, deux par nerf, la stimulation est longitudinale. On utilise le même placement d'électrodes pour les douleurs de boulet et de pied (dans le cas de fourbure par exemple). On peut également placer deux électrodes de part et d'autre de la zone douloureuse.

Il est important de signaler pour les tendinites que les TENS ne doivent être utilisé qu'en phase chronique ou subaiguë ; en phase aiguë, la douleur agit comme un signal évitant l'aggravation des lésions. On peut également les pratiquer pour atténuer la douleur si le cheval est immobilisé et présente peu de risques d'exercer des tensions trop importantes sur le tendon ; la douleur pourrait en effet générer des spasmes musculaires néfastes à la guérison.

2) *L'ANTALGIE PAR LES COURANTS DE MOYENNE FREQUENCE*

Nous avons vu que ces courants se caractérisent par une action en profondeur, et surtout, par leur confort d'utilisation. Au delà de 5000 Hz, leurs effets trophiques et analgésiques dominent. Mais cet effet antalgique est inférieur à celui des courants de basse fréquence (Zimmer-Medizin System,1996).

Un courant de MF modulé de type 7500/100Hz, ou variant entre 100 et 200Hz, peut être intéressant quand il s'agit d'associer un effet trophique en profondeur avec une action antalgique. Il a été utilisé avec de très bons résultats en post-opératoires de chirurgie du rachis, du genou, de la hanche et nerveuse chez le chien, et dans le traitement d'une myosite fibrosante associée à des douleurs lombaires d'origine traumatique chez un cheval (Voir cas cliniques) (Sawaya S. 2005).

3) *AUTRES COURANTS ANTALGIQUES/TROPHIQUES*

.Nous n'évoquerons ici les courants « diadynamiques » et les courants de « Trabert » qu'à titre indicatif. Ces courants de basse fréquence, en général monophasés, à longue durée d'impulsion (1ms à 2ms) sont surtout caractérisés par leur très forte action hyperhémiante et d'échauffement des tissus. Leur effet antalgique est également réputé important. (ZIMMER-MEDIZIN SYSTEM, 1996)

Photo 34 : Exemple d'un programme avec un courant diadynamique (Myomed©) (Sawaya S.)

Leur inconfort d'utilisation (très longue impulsion), les irritations qu'ils ont tendance à provoquer (brûlures tenaces) et l'impossibilité de travailler au voisinage d'implants métalliques les a fait délaissé au profit des courants TENS, plus sûrs et plus efficaces. Ces inconvénients nous amène, à priori, à les déconseiller chez le cheval, chez lequel son utilisation n'a d'ailleurs jamais été évoquée.

En définitive, les courants antalgiques les plus appropriés, les plus tolérés, et qui s'avèrent les plus efficaces chez le cheval sont des courants de basse fréquence de type TENS selon les modalités « gate control » et « endorphiniques » (et leurs variantes en BURST ou en balayage de fréquence). Le recours à des courants de moyenne fréquence modulés peut être très intéressante dès qu'il s'agit d'une action en profondeur, d'améliorer la trophicité des tissus ou lors d'intolérance aux TENS. Toutefois, du fait des grandes variations individuelles, il peut arriver que certains patients ne répondent pas du tout à cette thérapie ou, au contraire, ne tolèrent pas du tout les TENS, même à très faible intensité. Du bon positionnement des électrodes, et de leur parfait contact avec la peau dépend toute l'efficacité des TENS.

B. L'ELECTROMYOSTIMULATION (EMS) DU MUSCLE SAIN

En tant que stimulant de la contraction musculaire l'EMS est surtout connue pour son intérêt dans le renforcement musculaire notamment dans la lutte contre l'amyotrophie due à l'immobilisation. Cependant, le but de cette technique ne se borne pas à l'augmentation de la masse musculaire. Son utilisation correcte et raisonnée permet de mettre à profit de possibilités beaucoup plus larges. Elle constitue un outil thérapeutique complet de la réhabilitation fonctionnelle.

1) *INTERETS MAJEURS ET OBJECTIFS DE L'EMS*

Le défaut d'utilisation d'un membre, causée soit par une gêne post traumatique soit par une immobilisation prolongée, implique également une forte réduction des mouvements entre plusieurs segments articulaires. Ceci entraîne diverses conséquences : (Roques 1997, Steiss 2001, Pinato 2003)

- Les muscles non utilisés s'atrophient (fibres I surtout) (Roques 1997), et à terme se fibrosent si cette situation se prolonge. Ils peuvent perdre leur excitabilité normale et ne plus répondre aux commandes volontaires (Broomiley 1991). La fonte musculaire est souvent localisée à une région : dos, membre...
- Les articulations s'ankylosent, leurs ligaments se rétractent et se fibrosent. Leur trophicité est fortement réduite puisque l'on sait aujourd'hui que le mouvement articulaire maintient la nutrition et l'élimination des déchets d'une articulation.

Janvinen, en 1977, a étudié ce phénomène chez le rat en plâtrant le triceps sural. Il a montré que : (Pinato 2003)

1. Le poids musculaire a diminué de 20% en 7 jours et de 30% en 21 jours,
2. La force maximale a diminué de 20% en 7 jours et de 32% en 21 jours,
3. La capacité d'absorption d'énergie a diminué de 34% en 7 jours et de 46% en 21 jours.

La position d'immobilisation a un rôle très important et la position de repos est celle entraînant le moins de perte de force maximale. Les immobilisations de ce type sont les plus fréquentes chez le cheval sauf lors de rupture des tendons fléchisseurs où les articulations metacarpo (tarso) phalangienne et interphalangiennes sont maintenues en position fléchie grâce à une ferrure spéciale. (Pinato 2003)

Dans ce contexte, l'électromyostimulation, permet :

- D'augmenter la masse musculaire ou du moins en limiter l'atrophie, mais aussi,
- De maintenir, voire d'améliorer la trophicité de tissus musculaires et articulaires, et donc, de prévenir les ankyloses fibreuses et de préserver la fonctionnalité des segments affectés, de conserver les amplitudes articulaires, (De Bisschop et Dumoulin 1991)
- De rééduquer la proprioception par la sollicitation des récepteurs tendineux, musculaires et articulaires,
- De faire travailler des muscles traumatisés, ne répondant plus à une stimulation physiologique.

L'électromyostimulation peut également être utilisée dans le traitement des contractures et pour le travail de renforcement musculaire spécifique.

2) *INDICATIONS GENERALES - QUAND PRATIQUER L'EMS ? (PINATO 2003, ROQUES 1997)*

On pourrait aujourd'hui considérer que, **dans l'idéal**, tout traumatisme fonctionnel réduisant l'activité physique du cheval, ou toute intervention chirurgicale sur l'appareil locomoteur, devraient faire l'objet d'un bilan kinésithérapique, surtout si elle impose une immobilisation prolongée. A plus forte raison, si le cheval a une activité sportive importante ou de haut niveau, **un travail de rééducation fonctionnelle s'impose afin de raccourcir le temps de la guérison puis de la convalescence. La physiothérapie apparaît donc, non pas comme un luxe, ou un dernier recours, mais comme faisant partie intégrante du traitement du malade.**

Dans un programme de réhabilitation fonctionnelle en pratique équine, l'électromyostimulation trouvera tout à fait sa place dans :

- La prévention et la lutte contre l'amyotrophie,
- Le renforcement musculaire : c'est à dire améliorer la tonicité des muscles, et augmenter leur force de contraction (quand l'immobilisation est terminée, attention de ne pas provoquer de mouvements des structures lésées), (Pinato 2003, Arnauld des lions 1997),
- Le « réveil » d'un muscle sidéré en levant le réflexe d'inhibition,
- L'augmentation des capacités de résistance et d'endurance musculaire,
- L'entretien de la trophicité musculaire et articulaire, amélioration du drainage lymphatique et veineux,
- Le maintien et/ l'amélioration des amplitudes physiologiques articulaires, (prévention et libération des adhérences fibreuses),
- L'entretien de la proprioception par sollicitation des récepteurs musculo-tendineux,
- La récupération active après le travail, la rééducation, ou un décubitus prolongé,
- Le traitement des contractures,
- La mobilisation tendineuse ;
- La stabilisation active des articulations instables.

Nous reviendrons de façon plus détaillée sur les principales indications de l'EMS chez le cheval en les illustrant par des exemples de cas cliniques dans la dernière partie de ce mémoire.

3) PARTICULARITES DE LA REALISATION DE L'EMS CHEZ LE CHEVAL

L'EMS a la particularité d'être réalisée, sauf cas exceptionnel, sur le **cheval debout**. Ceci implique des répercussions importantes sur la façon de mener la séance, d'une part, et sur l'efficacité de la technique d'autre part.

Les possibilités de travail musculaire seront beaucoup plus réduites que chez l'homme ou chez le chien chez lequel l'EMS est réalisée chez l'animal en décubitus latéral. En effet, chez ce dernier, les modalités d'exécution de l'EMS sont multiples : Mobilisation des segments à divers degrés d'amplitude selon la force de contraction imposée, travail contre résistance dont le dosage par le thérapeute permet de solliciter le muscle en contraction isométrique ou en contraction excentrique.

Il sera bien sûr illusoire, et aussi pénible pour l'opérateur que pour le cheval, de maintenir un membre levé pendant toute la durée de la séance.

Les muscles anti-gravitaires, extenseurs, tels que le quadriceps fémoral, le fessier moyen, ou le triceps brachial, présentent déjà une contraction tonique excentrique pour maintenir les angles articulaires au repos. La stimulation de ces muscles sera un travail contre résistance. Au mieux, la force de la contraction sera inférieure à cette résistance, et le travail sera de type isométrique. Si la force développée par le muscle est supérieure à cette résistance un mouvement articulaire se dessine, mais qui sera très vite limité par la mise en mouvement forcé du segment concerné : le cheval risque de démarrer entraînant électrodes, et appareil ....voire risque de s'affoler.

La contraction des muscles fléchisseurs implique également une contraction contre résistance qui sera de type isométrique, car vont lutter contre le tonus des extenseurs. Au delà d'une certaine intensité le cheval lèvera brusquement le rayon stimulé et, contrarié, va trépigner.

Il en est de même pour le muscle fléchisseur superficiel du doigt, qui à la station au repos, est de façon naturelle fortement mis en tension par l'étirement de son tendon qui contribue au maintien de l'articulation métacarpo-phalangienne.

En définitive :

- **Il apparaît que chez le cheval, l'EMS se limite à un travail surtout de type isométrique.** Théoriquement, ce type de travail serait efficace dans le la lutte contre l'amyotrophie et l'augmentation de la masse musculaire. Par contre, il ne serait pas favorable au travail des amplitudes articulaires comme c'est le cas chez l'homme et le chien. Et de ce fait il apparaît clairement que de ce point de vue, **l'EMS devrait être complétée par des exercices passifs d'amplitude articulaire et d'étirements et, dès que possible par des exercices de gymnastique appropriés en extérieur**. Des études expérimentales seront nécessaires pour confirmer ou infirmer ces observations.
- Il s'agira lors du réglage de l'intensité de stimulation **de trouver le « point d'équilibre »** qui permettra de réaliser des contractions assez efficaces sans provoquer des levées intempestives des membres ou la fuite du cheval.

Enfin, il ne faut pas oublier que le cheval est d'un naturel peureux, souvent très réactif, et semble posséder une composante cognitive de la douleur assez développée... Une mauvaise expérience, risque de rendre les séances à venir très difficiles.

Nous n'insisterons pas assez sur l'importance pour le thérapeute d'être très vigilant, très patient, respectueux du cheval malade, et d'opérer avec tact et douceur. Il doit se faire accepter et luis même respecter par le cheval.

Un travail musculaire n'implique pas forcément un mouvement articulaire ou une contraction en puissance.

4) REVEIL MOTEUR DU MUSCLE

Le réveil moteur du muscle peut avoir deux objectifs :

1. Echauffer en début de séance un muscle tétanisable pour le préparer à la suite du traitement (renforcement musculaire par exemple) et objectiver d'éventuelles anomalies de contractions,
2. Travailler des muscles sains (non dénervés) mais « sidérés », suite à un traumatisme (fonctionnel ou chirurgical) par un réflexe d'inhibition sensitive, pour leur redonner leur autonomie de contraction. Ces muscles, ont perdu la capacité de se contracter volontairement.

L'intérêt est que le muscle est renforcé sans engendrer son déplacement. De plus, le renforcement musculaire proprement dit doit être précédé d'une phase de réveil permettant une meilleure réponse aux stimulations ultérieures. (Pollez et Thevenon 1986)

Sur un muscle tétanisable, cette phase d'échauffement est très importante car elle permet l'augmentation de la température et une meilleure perfusion des tissus et des possibilités d'étirement des structures musculaires et tendineuses. Chez le cheval, la température n'augmente pas autant que sans échauffement pendant le travail et la récupération est plus rapide. Les bénéfices d'un échauffement avant l'effort sont nombreux : augmentation de la force et de la vitesse de contraction/relaxation des muscles, augmentation de leur flexibilité, augmentation de la nutrition musculaire, diminution de la concentration en acide lactique après l'exercice... (Steiss 2001)

On utilise des courants alternatifs bidirectionnels dont la fréquence peut varier de 1 à 20 Hz selon l'atteinte musculaire. Pour les muscles sidérés, on préférera des fréquences inférieures à 10 Hz.

Les impulsions sont rectangulaires à front raide de durée égale à la chronaxie du muscle et d'intensité suffisante pour provoquer une secousse élémentaire. A ces fréquences, les secousses musculaires ne sont pas fusionnées. Ceci se traduit par des trémulations musculaires ayant un effet « massage-like ». (Crépon 2002).

De 10 à 20 Hz, on réalise des trémulations musculaires (tétanos imparfait) parfois mal tolérées cependant, on apporte un effet trophique sur le muscle atrophié et un drainage lymphatique et veineux important (cela permet l'élimination des déchets). (Verson : électrothérapie 2004)

En raison de l'accoutumance du système neuromusculaire aux courants de fréquence constante, on utilise le balayage de fréquence permettant le recrutement progressif des fibres et un effet de « pétrissage » du muscle (Verson : Bases de l'électrothérapie 2004). Nous préconisons plus particulièrement un balayage entre 2 et 10 Hz. Les très basses fréquences ont l'avantage de stimuler la sécrétion des endorphines et donc d'ajouter un effet antalgique qui calme le cheval et le rend plus réceptif à une éventuelle phase suivante avec des courants tétanisants.

Ce type de courants n'engendre pas de fatigue musculaire, et il est possible de réaliser un travail en continu (sans cycles travail / repos).

S'il s'agit d'une phase préparatoire à un travail en contraction tétanique, la durée de la stimulation sera entre 5 et 10 minutes, selon l'état du muscle. Pour de muscles très atrophiés ce sera la phase principale de la séance, du moins au cours des premiers jours du traitement, sur une durée de 15 –20 minutes.

En résumé :

- ***Très basses fréquences (8 ou 10 Hz, ou mieux, balayage de fréquence de 2 à 10Hz)***
- ***Durée d'impulsion égale à la chronaxie du muscle.***
- ***Travail en continu ;***
- ***Intensité : monter progressivement jusqu'au maximum confortable***
- ***Durée : 5 – 10 minutes pour préparer le muscle à des contractions tétaniques. 15 – 20 minutes pour un travail plus spécifique de réveil moteur.***

5) LE RENFORCEMENT MUSCULAIRE

Le renforcement musculaire ne concerne que les muscles dont les structures neurologiques sont saines. Ces types de courants vont être employés soit à but thérapeutique afin de pallier une amyotrophie ou la limiter lors d'une immobilisation, soit pour favoriser le travail des unités lentes ou rapides.

a. *Modalité d'application du courant* (Gross Saunders 2002)

Comme nous l'avons vu précédemment, les courants les plus utilisés sont alternatifs, bipolaires, de forme rectangulaire. (Pélissier et Roques 1992). La largeur de l'impulsion correspond à la chronaxie.

(1) Fréquence

Connaissant les fréquences de recrutement des différentes fibres motrices, 20-30 Hz pour les fibres lentes, 30 à 50 Hz pour les fibres intermédiaires et 50 à 100 Hz pour les fibres rapides, on choisira la fréquence adéquate au travail désiré : faible pour un travail en endurance et plus élevée pour un travail en force.

A 50 Hz cependant, on sollicite tous les types de fibres. Il faut donc jouer sur le temps de travail/repos pour favoriser le recrutement préférentiel d'un type de fibres. (Verson : Bases de l'électrothérapie 2004). Le travail s'effectue rarement au-dessus de 70-80 Hz qui suffisent amplement à provoquer une contraction des fibres rapides.

A ces fréquences, pratiquement toutes les UM sont recrutées et les risques de contracture sont réels. C'est pourquoi, **il faut réserver ces fréquences aux muscles les plus volumineux. Pour les masses musculaires plus faibles, il sera plus prudent de rester dans les limites de 50 à 65 Hz.**

(2) Profil de la contraction

Il est primordial ici d'établir **une rampe de début** d'au moins 2 secondes. Pour des muscles volumineux, ou des muscles mobilisant des articulations ou des tendons algiques, on peut aller jusqu'à 4 secondes. La rampe doit également être progressive (1 seconde).

Le temps de contraction est généralement de 6s ou 8 secondes. Il sera à moduler en fonction de l'état de faiblesse du muscle ou de l'effet recherché :

- On choisira des contractions de courte durée (4 secondes) pour des muscles faibles, ou pour un travail des fibres phasiques.
- Pour le renforcement de la stabilité d'une articulation ou l'entraînement des fibres toniques, on peut réaliser des contractions plus longues (10 à 15 secondes).

Le temps de repos est variable selon le type de fibres que l'on souhaite solliciter, de 0,5s pour le travail des fibres rapides à 3 ou 5 fois le temps de travail pour permettre aux fibres lentes une récupération métabolique. (Pélissier et Roques 1992, Roques 1997). Un temps de repos long est toutefois le plus conseillé d'autant plus que le renforcement musculaire est le plus souvent utilisé à titre thérapeutique chez le cheval ; on ne cherche donc pas à changer la répartition des fibres.

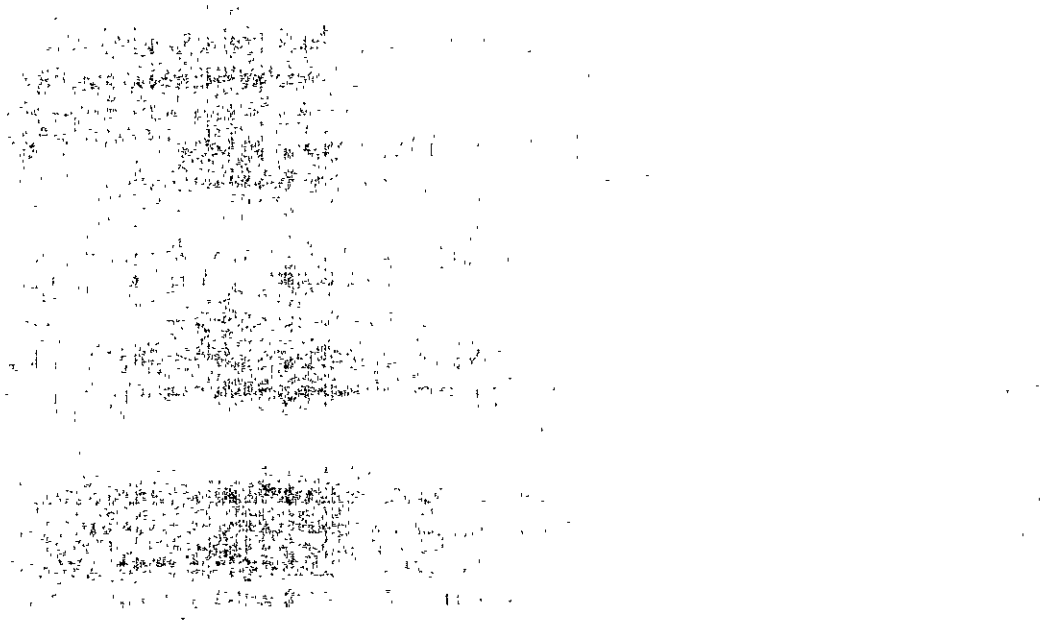
(3) Utilisation des moyennes fréquences

L'utilisation des courants de moyenne fréquence (modulée ou interférentiel) pour la musculation est d'un grand intérêt chez le cheval, en particulier sur les grandes et épaisses masses musculaires.

Même si les fréquences de 2500 ou 4000Hz sont celles qui sont réputées les plus adaptées pour la musculation, du point de vue thérapeutique, il est préférable de choisir des fréquences plutôt élevées (7500 ou 8000 Hz) pour bénéficier de leurs propriétés trophiques et antalgiques.

La fréquence modulée et les autres paramètres seront les mêmes que ceux décrits pour les courants de basse fréquence pure.

Photo 35 : Exemple de programme de renforcement musculaire avec un courant de moyenne fréquence (Myomed®) (Sawaya S.)



b. Les différents types de stimulation

Nous avons déjà évoqué le fait que l'essentiel du travail musculaire électriquement provoqué chez le cheval sera limité à des contractions de type isométrique.

(1) La stimulation isométrique

Elle permet l'obtention d'une contraction isométrique c'est-à-dire que le muscle se contracte sans qu'il y ait déplacement du ou des segments articulaires correspondants.

On l'utilise surtout pour lutter contre l'amyotrophie d'immobilisation. On agit dans ce cas-là préférentiellement sur les fibres de type I ; (programmes « d'endurance »). On travaille alors avec des fréquences faibles (35 puis 45 Hz) et des temps de repos suffisants pour permettre le réapprovisionnement des fibres en oxygène. (Roques 1997)

Ce type de stimulation ne permet d'augmenter la force que sur le degré articulaire où est effectué le travail et à condition d'utiliser des fréquences adéquates. (Verson : Bases physiologiques de l'électrothérapie)

La durée journalière de stimulation devrait être théoriquement supérieure à une heure ce qui est très difficile à réaliser chez le cheval même répartie en plusieurs séances journalières. (Roques 1997)

Pour qu'ils soient vraiment efficaces, les programmes de lutte contre l'amyotrophie doivent s'étaler sur plusieurs semaines (8 semaines minimum) avec des séances régulières et un protocole évoluant avec l'amélioration des capacités du muscle.

a) Les deux premières semaines devraient être surtout axées, sur le réveil moteur et la trophicité (capillarisation). Avec des séances journalières de préférence, ou à défaut, tous les deux jours.

b) Les semaines suivantes : Contractions tétaniques avec un travail en endurance en augmentant progressivement et par paliers la durée de la séance (Une séance tous les deux jours.

c) Une fois le muscle a repris un volume et une capacité de résistance à la fatigue acceptables, on pourra commencer à recruter progressivement et de plus en plus les fibres de type II (En rajoutant de petites séquences de travail à 45 Hz, puis 50 Hz, puis 60 Hz ; ou en travaillant en balayage de fréquence entre 30 et 60 Hz par exemple).

(2) La stimulation isotonique ou dynamique

Elle permet un travail qui augmente la force de contraction du muscle et l'amplitude articulaire.

En rééducation humaine elle doit être associée à une contraction volontaire du patient ce qui améliore le renforcement musculaire. (Verson : Bases physiologiques de l'électrothérapie, Crépon 2002). Afin de recruter le maximum de fibres motrices sans solliciter les fibres sensitives, il faut appliquer une résistance correspondant à la force développée. (Verson : Bases physiologiques de l'électrothérapie). Ceci est incontrôlable lorsque l'on travaille avec des animaux. Cependant le cheval, s'il ne s'énerve pas, a tendance à essayer de résister au mouvement provoqué par la contraction.

Le travail dynamique peut éventuellement être envisagé sur des chevaux très calmes et confiants pour des muscles dont la contraction entraîne des mouvements réalisables par le thérapeute ; comme la flexion/extension des phalanges ou du carpe. Ceci reste, d'une manière générale, très difficile à réaliser car les chevaux sont des animaux très craintifs.

Cependant, leur grande taille nous permet d'avoir accès à un certain nombre de muscles qu'il est impossible de travailler chez le chien faute de place pour apposer les électrodes. Cela concerne essentiellement les muscles de l'avant bras.

En résumé, pour les courant excito-moteur tétanisant :

- ***Courants de basse fréquence bidirectionnels rectangulaires – Courants de moyenne fréquence modulée***
- ***Impulsion égale à la chronaxie du muscle à stimuler.***
- ***Intensité : à contraction tétanique, la plus confortable.***
- ***20 – 35 Hz : Travail type « endurance » - 45-70 Hz : travail de type « force »***
- ***Rampe de début : 2 secondes – Plateau 6 - 8 secondes – rampe de fin : 1 seconde. Repos : 2 à 5 fois le temps de travail.***
- ***Durée variable en fonction état du muscle et de son volume : En moyenne 15 – 30 Minutes.***

6) LE TRAITEMENT DES CONTRACTURES

Les contractures musculaires sont des douleurs globales survenant après l'effort et disparaissant en 3 à 5 jours. Les contractures réflexes douloureuses apparaissent suite à un traumatisme fonctionnel (entorse, tendinite) ou chirurgical.

Le muscle est tendu avec une diminution de son élasticité et une fatigabilité à l'effort ; les étirements sont douloureux. La douleur cède à l'échauffement permettant une activité réduite, mais elle réapparaît rapidement à froid. (Sagnet 2004)

Chez le cheval, la sollicitation intense de l'appareil musculaire liée à la pratique sportive est un facteur favorisant l'apparition fréquente des points de tensions et autres contractures. Tous les muscles y sont exposés, mais plus particulièrement la musculature proximale des membres (épaules, garrot, fessier moyen, quadriceps, fémoraux caudaux) et du dos. Les plus rencontrées sont sans aucun doute celles des muscles du dos : longissimus et grand psoas.

Il est très probable que certaines contractures soient sous-estimées soit par difficulté de l'examen, soit parce qu'ils concernent des muscles profonds (subscapulaire à l'origine peut-être d'une boiterie de l'épaule « inconnue » ; m. gracile pouvant évoluer vers une myosite fibrosante).

La musculature profonde (juxta-articulaire, juxta-vertébrale) et les faisceaux profonds des muscles des membres sont riches en fibres lentes très sensibles à l'anoxie. Le dysfonctions ostéopathiques sont très probablement en relation avec des contractures profondes de ces muscles « blocage vertébral », « épaule ou hanche bloquée)....

La guérison peut être spontané (si repos) et la plupart cèdent aux techniques de thérapie manuelle (massages, étirements, ostéopathie) ou aux Ultrasons.

Mais il arrive souvent que les fortes contractures du sportif, ou les contractures réflexes post-traumatiques douloureuses soient rebelles à ces traitements. On pourra alors avoir recours on pourra avoir recours à des courants excito-moteurs dits « décontracturants » ou « myorelaxants ».

Ces courants réputés chez l'homme pour leur grande efficacité chez le sportif de haut niveau, (Ortigas et Verson, 2004).ne sont que très rarement mentionnés dans la pauvre littérature concernant la physiothérapie vétérinaire. Denoix et Pailloux (1997) les intègrent dans un protocole de traitement des contractures et élongations musculaires en association à des massages, applications de boue thermale et d'ultrasons. Le tout étant complété par des exercices gymniques raisonnés.

Diverses modalités de décontraction à l'aide des courants excito-moteurs sont décrites chez l'homme (Ortigas et Verson, 2004). Elles ne sont pas toutes adaptables au cheval, soit parce qu'elles nécessitent une participation volontaire du patient, soit parce que le courant préconisé ne serait pas supporté.

Nous n'en décrirons que celles qui sont réalisables chez le cheval.

a. ***La myorelaxation de l'agoniste contracturé ou tonolyse*** (Ortigas et Verson 2004, Verson : Bases physiologiques de l'électrothérapie 2004, Sawaya et coll. 2003)

Le principe de la tonolyse est la levée des contractures par « relâchement musculaire » ce qui l'oppose à d'autres modalités où la relaxation est obtenue par fatigue musculaire.

A la différence avec les courants d'EMS tétanisants classiques **le courant de tonolyse est de très basse fréquence : 1 à 3 Hz.**

La réponse musculaire à une telle fréquence, s'exprime par des secousses bien individualisées dont l'effet vibratoire et massant contribue à lever les contractures musculaires et à favoriser le drainage et l'élimination de l'acide lactique. Il est également probable que du fait de la stimulation à très basse fréquence, s'ajoute un effet antalgique durable comparable à celui du courant « TENS endorphinique »

La largeur d'impulsion est égale à la chronaxie du muscle. L'intensité de la contraction doit être réglée au maximum confortable.

Contrairement aux courants excito-moteurs tétanisant, on sélectionnera un temps de contraction long, 30 secondes, et un temps de repos court (5 à 10 secondes). En effet, ce programme n'engendre pas de fatigue musculaire.

La séance dure 15 minutes au moins, 30 minutes sont recommandées.

On utilise de préférence des impulsions BIOPP et on travaille en mode monopolaire. Une grande électrode est posée sur le rachis et l'électrode active sur le point moteur du muscle affecté ou sur la zone de contracture.

Suivie d'exercices de kinésithérapie (massage, mobilisation passive puis étirements), cette technique n'en sera que plus efficace.

C'est la modalité la plus facilement utilisable chez le cheval.

b. L'électrostreching du muscle contracturé (Ortigas et Verson 2004, Verson : Bases physiologiques de l'électrothérapie 2004, De Bisschop et Dumoulin 1991)

C'est une variante de la tonolyse. Avec le même type de courant (F = 1 à 3 Hz), il s'agit d'étirer au maximum le muscle pendant la phase de contraction, puis de le relâcher pendant la phase de repos. Elle ne pourra être pratiquée que sur des chevaux très calmes et uniquement pour les contractures des membres.

C'est pourquoi, il faut ménager un temps de repos qui soit plus long que la phase de travail : contraction : 25- 30 sec.- Repos : 30 à 60 secondes. Pendant 10 minutes.

Cette technique est surtout très efficace si le patient accompagne la contraction électrique d'une contraction volontaire la plus forte possible. Ce qui est bien sûr impossible à demander au cheval.

c. *Autres techniques.*

Verson et Ortigas (2004) décrivent plusieurs autres techniques destinées aux sportifs humains de haut niveau. Elles se basent soit sur le principe de Shérrington (contraction de l'antagoniste), soit sur l'activation du réflexe myotatique inversé (contraction tétanique maximale de l'agoniste contracturé avec un stretching simultané) ou en encore sur le principe de la relaxation par fatigue musculaire. Leur réussite nécessite absolument une participation active volontaire maximale du patient, elles ne sont pas réalisables chez le cheval.

En résumé : Décontracturant (TONOLYSE) :

- ***Courants de basse fréquence bidirectionnels rectangulaires***
- ***Impulsion égale à la chronaxie du muscle à stimuler.***
- ***Intensité : maximum confortable.***
- ***F = 1 ou 3 Hz***
- ***Rampe de début : 2 secondes – Plateau 30 secondes – rampe de fin : 1 seconde. Repos : 5 – 10 secondes. .***
- ***Durée variable en fonction état du muscle et de son volume : 30 minutes.***

7) SYNTHESE : PROGRAMME D'EMS

Les 3 modalités de courants excitomoteurs que nous venons de voir, seront idéalement associés dans un programme d EMS.

Un tel programme se déclinera alors en 3 phases :

a) **phase d'échauffement et de réveil moteur :** 5 minutes à F = 8 Hz

b) **Phase de travail musculaire à fréquence tétanique ou sub-tétanique** : 15 à 30 minutes à F = 20 à 70 Hz

c) **Phase de décontraction et de récupération active** : F = 3 ou 4 Hz, pendant 5 minutes.

Certains appareils permettent de réaliser un exercice avec, pendant la phase de repos, une stimulation continue du muscle à très basse fréquence à F = 3, 4 ou 5 Hz., dans le but d'obtenir un meilleur relâchement musculaire entre deux contractions tétaniques, de limiter l'accumulation des lactates, et diminuer les risques de contracture. Ce type de courant, sera surtout intéressant dans le cas d'un travail intense et fatigant des muscles.

C. LA STIMULATION DES MUSCLES DENERVES

1) INTERETS

Le muscle atteint d'un déficit d'innervation subit des modifications histologiques et électrophysiologiques entraînant au minimum une diminution de son activité. Cependant, le déficit d'innervation n'implique pas que le muscle ; des lésions peuvent apparaître dans tout le territoire innervé par le nerf endommagé.

Les muscles antagonistes des muscles atrophiés se rétractent car ils peuvent continuer à se contracter sans que ces contractions soient « contrôlées ».

S'en suivent également des modifications circulatoires qui avec l'immobilisation ont des répercussions trophiques : amincissement et assèchement de la peau, apparition de zones d'adhérences péri-articulaires et tendineuses. A tout cela peuvent s'ajouter des lésions traumatiques liées au défaut de mobilisation, comme des plaies ou des escarres. Ces lésions sont secondaires mais sont à surveiller car les déficits circulatoires et éventuellement sensitifs ralentissent le processus de cicatrisation.

La prise en charge physiothérapique de l'animal et de ce muscle privé de son nerf moteur devient un impératif si on veut espérer une récupération fonctionnelle correcte.

La stimulation électrique a sa place dans cette rééducation mais selon les auteurs et le type d'expérimentation, elle peut être controversée. Pour certains elle serait favorable à l'entretien du muscle dénervé, pour d'autres elle ne modifie pas le devenir du muscle et dans d'autres cas, elle serait un frein à la récupération fonctionnelle. (Le Flohic 2001)

Cependant, dans deux études (Pshenisnov et Pullin 1994, Zorko et coll 2000), les stimulations électriques ont amélioré la régénération nerveuse après un traumatisme et aidé à la préservation d'une activité enzymatique au niveau des synapses. Selon une autre étude présentée en 1981, si la stimulation électrique ne permet pas d'accélérer la repousse nerveuse, elle permettrait une diminution du temps global de récupération par amélioration de la qualité du muscle stimulé régulièrement pendant toute la période de dénervation. (Le Flohic 2001)

Quoiqu'il en soit, lors d'une rééducation suite à une dénervation, que ce soit en post-opératoire (cas rare chez le cheval) ou en post-traumatique, l'usage des courants électriques a pour but de conserver une trophicité au muscle (et aux articulations qu'ils met en jeu), sa contractilité, ainsi que de limiter la rétraction des antagonistes, de favoriser l'éveil proprioceptif et de prévenir la fibrose, en attendant la régénération éventuelle du nerf. (Crépon 2002)

Dans un tel cas, le programme de physiothérapie, et le protocole d'électrostimulation doivent **s'appuyer sur un diagnostic précis** du nerf ou des racines nerveuses atteintes, qui doit également permettre **d'émettre un pronostic quant à la possibilité de régénération nerveuse.** Ce pronostic dépend de la nature de la lésion d'une part, et de son ancienneté d'autre part.

2) *DIAGNOSTIC DE DENERVATION*

Nous avons vu en première partie que différents paramètres peuvent nous permettre de diagnostiquer une dénervation. L'augmentation de la chronaxie et le coefficient d'accommodation sont deux valeurs permettant uniquement un diagnostic qualitatif de dénervation alors que le ratio de Fishgold et la climalyse ont une évolution linéaire et donnent une indication plus précise. (Le Flohic 2001, Paernostro-Sluga et coll 2002). La courbe i/t est également modifiée (déplacée vers la droite) lors d'une dénervation.

3) *ASPECTS ELECTROPHYSIOLOGIQUES ET STIMULATION ELECTRIQUE* (Le Flohic 2001)

Plusieurs périodes sont à prendre en compte :

- Dans la période post-lésionnelle immédiate, avant la dégénérescence Wallérienne, les constantes électriques sont peu modifiées, seules les chronaxies s'allongent. Dans la semaine suivant la dénervation, les courants itératifs peuvent permettre une stimulation mais très rapidement, dans le cas d'axonotmésis ou de neurotmésis, on constate une inexcitabilité à ces courants ; la chronaxie peut être multipliée par 10 en moins de 10 jours.

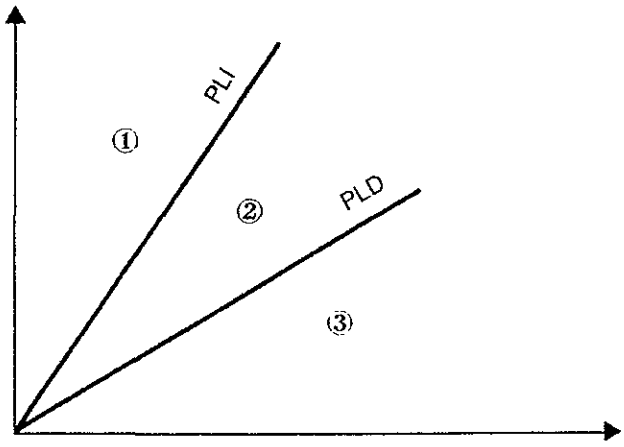
- Pendant la période de dénervation totale, la mesure de chronaxie devient quasiment impossible, le muscle n'est alors excitable qu'avec des courants longs (plus de 100-150ms). La pente de climalyse doit être réglable pour pouvoir obtenir une réponse visible et palpable.
- Dans la période de réinnervation, même lorsque la récupération clinique est correcte, l'inexcitabilité aux courants itératifs peut persister car les chronaxies restent allongées de façon très tardive.

4) MODALITES DE TRAITEMENT

Lors d'une dénervation totale, les stimulations électriques provoquent non pas la dépolarisation du nerf mais directement celle des fibres musculaires.

Durant la période de dénervation totale, comme nous l'avons vu précédemment, il faut utiliser des courants d'impulsions longues avec une pente d'établissement réglable afin de ne stimuler que le muscle pathologique. La pente limite des fibres innervées est plus raide que celle des fibres dénervées. En abaissant progressivement la pente d'établissement, on observe d'abord la disparition des contractions des fibres musculaires saines puis celle des fibres musculaires dénervées (figure 42). (Crépon 2002)

Figure 42 : Pentes d'établissement (Crépon 2002)

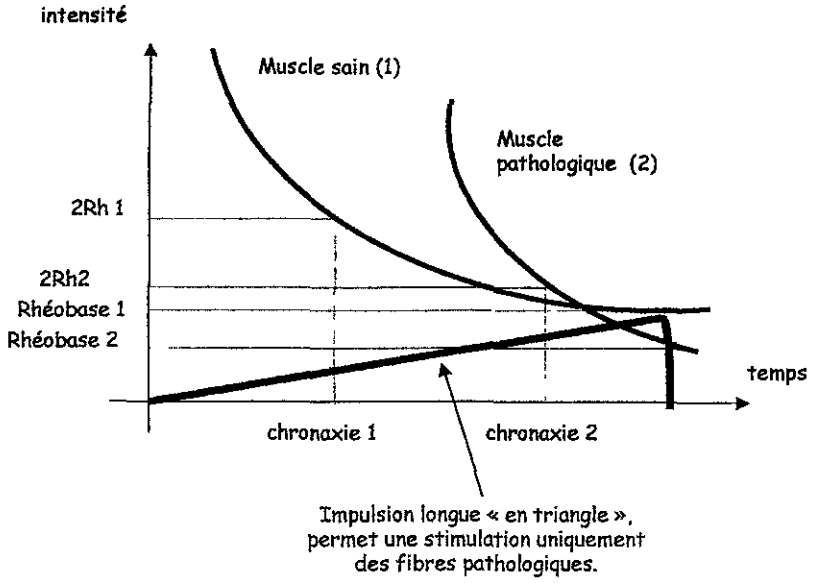


① Stimulation de toutes les fibres musculaires, innervées et dénervées.
② Stimulation exclusive des fibres musculaires dénervées
③ Aucune stimulation.

L'intensité doit être suffisante pour engendrer une réponse motrice.

La durée de l'impulsion est calculée à partir du tracé de la courbe I/t du muscle (figure 43), elle est souvent comprise entre 150 et 300ms.

Figure 43 : Courbes I/t schématiques d'un muscles sain et d'un muscle dénervé (Sawaya 2003)



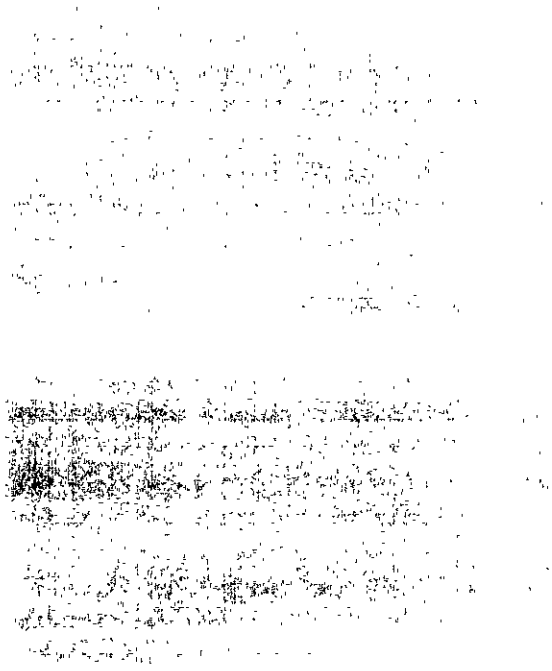
La fréquence peut donc être au maximum de 2 Hz, il n' y a donc pas de tétanisation des muscles dénervés et les notions de modulation / wobulation de fréquence n'interviennent pas. (Le Flohic 2001)

On utilise systématiquement des courants unidirectionnels avec des impulsions triangulaires à pente progressive ou trapézoïdales. Afin de réduire les risques de brûlure, les appareils actuels proposent des courants compensés. (Medicompex 1990)

Lors de dénervation, les fibres musculaires se contractent plus faiblement, lentement et de manière retardée par rapport à l'impulsion. Les muscles dénervés se fatiguent vite, les séances doivent donc être courtes ; dés que la réponse musculaire s'affaiblit, on arrête la stimulation. (Dumoulin et De Bisschop 1987)

Le temps de travail est considéré comme égal au temps d'impulsion, il peut varier de 30 à 400ms. Le temps de repos doit être d'au moins trois fois le temps de travail et peut varier de 2 à 10s.

Photo 36 : Exemple de programme pour la stimulation des muscles dénervés (Myomed©) (Sawaya S.)



Selon la fatigabilité du muscle, on peut pratiquer de 4 à plus d'une dizaine de stimulations par séance. Ces séances ont lieu une fois par jour.

Il est à noter que les courants utilisés sont désagréables, il faut donc être prêt à arrêter la stimulation à tout moment.

5) EVOLUTION

La repousse nerveuse progresse à la vitesse de 1mm/j en moyenne. A ce temps, il faut ajouter celui de la régénération des plaques motrices qui peut dépasser un mois. Chez l'homme, on estime à 7 mois le temps de récupération lors de paralysie radiale du coude et à 12 mois lors de paralysie radiale de l'épaule. (Le Flohic 2001)

Pour le suivi, il faut des paramètres qui évoluent de façon linéaire avec la réinnervation ; on privilégie donc l'utilisation du ratio de Fishgold et la pente de climalyse. (Le Flohic 2001)

6) ATTITUDE THERAPEUTIQUE FACE A UN DEFICIT NEUROLOGIQUE (MEDICOMPEX 1990)

Avant de décider d'un protocole de traitement, il faut évaluer la dénervation ; c'est-à-dire savoir si elle est totale ou partielle et dans quelle période on se situe (est-on en cours de réinnervation ou non ?). Selon l'ancienneté et le niveau de la lésion, on peut évaluer si la repousse du nerf a lieu.

Si la <u>période de réinnervation est dépassée</u>, deux cas de figure :

- ✓ *Le muscle est totalement dénervé* : l'électromyostimulation n'aura aucun intérêt car le muscle a de gros risques d'être privé définitivement de son innervation et il finira toujours par s'atrophier et se scléroser. Aucune contraction n'est possible avec un courant classique alternatif,
- ✓ *Le muscle est partiellement dénervé* : on peut réaliser une électromyostimulation de renforcement musculaire sur les fibres musculaires saines. Leur hypertrophie peut compenser partiellement le déficit des fibres musculaires dénervées.

Si on se situe <u>dans les délais de réinnervation</u> lors de la consultation, on a encore deux cas possibles :

- ✓ *La dénervation est totale* : on peut tenter de prévenir l'amyotrophie avec des courants monopolaires d'impulsion rectangulaire de longue durée (100ms),
- ✓ *La dénervation est partielle* : on utilise des courants triangulaires ou trapézoïdaux à pente variable pour limiter l'atrophie et la sclérose des fibres dénervées. On peut terminer la séance par des contractions des fibres saines. Le travail simultané des fibres saines et dénervées est peu intéressant car la réponse mécanique est d'abord celle de la partie innervée et on ne peut pas savoir si l'intensité est suffisante pour obtenir un bon recrutement spatial des fibres musculaires dénervées.

7) *LE RYTHME DES SEANCES*

La thérapie des dénervations est une thérapie lourde et de longue haleine. Chez l'homme on préconise au départ des périodes de cures de 3 semaines, à raison d'une ou deux séances par jour, toutes les 2 à 3 semaines. Ce protocole évoluera avec l'évolution de l'affection.

Rappelons dans ce cas précis, toute l'importance des techniques associées de massages, mobilisations passives, étirements, exercices proprioceptifs qui impose un investissement en temps important de la part du propriétaire qui devrait faire preuve d'une très forte motivation et d'une grande patience.

D. <u>LES CONTRE-INDICATIONS DE L'EMS</u> (Crépon 2002, Pinato 2003, Sawaya et coll. 2003)

L'application des courants électriques excitomoteurs est à proscrire dans certains cas :

- Lors de processus inflammatoires aigus, de phlébites, de foyers tumoraux ou infectieux,
- Lors de lésions cutanées ou de cicatrisation incomplète,
- Lors de présence d'implants métalliques si on utilise des courants polarisés (courant de dénervation notamment),
- Lors de cardiopathie,
- Dans l'aire cardiaque lors de l'utilisation de basses fréquences,
- Dans la région abdominale sur les femelles gestantes,
- Dans les zones d'anesthésie ou d'hypoesthésie.

Ce chapitre de notre mémoire montre que la réalisation d'une ESNM efficace et « intelligente » ne peut se concevoir sans une bonne connaissance du cheval, de sa pathologie, ni une certaine maîtrise de la technique. On ne peut pas se borner à mettre en route un protocole pré-programmé, et qui plus est conçu a être utilisé chez l'homme.

Le choix raisonné et la maîtrise des différents paramètres sont nécessaires. A ce stade de notre étude, nous avons pu donner ou conseiller des valeurs optimales concernant la fréquence, les temps de travail et de repos, la durée et le rythme des séances, et apporté des indications concernant l'intensité du courant à administrer.

Reste un paramètre primordial duquel dépendent fortement la qualité de la contraction musculaire et le confort de la stimulation. La durée d'impulsion.

Il a depuis longtemps été établi que cette durée d'impulsion devrait idéalement être équivalente à la chronaxie du muscle à stimuler. Or les chronaxies des muscles du cheval n'étaient pas encore connues jusqu'ici.

Nous avons mesuré expérimentalement ces chronaxies musculaires. Cette étude fait l'objet de la partie suivante de cette thèse.

MESURE EXPERIMENTALE DES CHRONAXIES DES MUSCLES SUPERFICIELS DU CHEVAL ETABLISSEMENT D'UNE BASE DE DONNEES

I. INTERET DE LA DETERMINATION DE LA CHRONAXIE ET PRINCIPES DE L'ETUDE

Comme nous l'avons vu précédemment, il a été établi, que lors d'une électromyostimulation, le temps d'impulsion nécessaire à l'obtention d'une contraction optimale devait être égal à la chronaxie du muscle à stimuler.

Chez l'homme, des tableaux des chronaxies musculaires ont été établis. C'est à partir de ces bases de données qu'ont été élaborés les différents programmes de traitements proposés par les appareils d'électrothérapie. En général, ces programmes affichent des durées d'impulsions égales à :

- 250 µs pour l'EMS des muscles de l'épaule ;
- 200 µs pour les muscles du bras et de l'avant-bras ;
- 300 µs pour le travail du dos ;
- et entre 350 et 400 µs pour la rééducation des muscles du membre pelvien.

Chez les animaux domestiques, les chronaxies nerveuses et musculaires n'ont été abordées jusqu'à présent que pour leur intérêt dans l'électrodiagnostic des affections neuromusculaires. Ce n'est que très récemment, avec l'intérêt croissant pour la physiothérapie en médecine vétérinaire qu'une base de données a été établie chez le chien (Combet D 2003). Aucune étude équivalente n'a encore été menée chez le cheval.

Or, il n'existe pratiquement pas actuellement sur le marché Français d'appareil doté de programmes conçus pour une utilisation spécifique en thérapie canine ou équine (Un appareil d'ESNM simple et « tout programmé », le PT2000©, destiné à l'usage vétérinaire vient tout récemment d'être lancé sur le marché Américain et Européen, mais ses caractéristiques techniques ne sont pas détaillées par son constructeur). **Il serait donc utile de savoir si les paramètres utilisés chez l'homme sont applicables au cheval dans le cas présent et sinon comment les modifier.**

En effet, il nous paraît légitime de nous interroger sur l'adaptabilité aux animaux de ces programmes conçus pour l'homme, autant pour les paramètres électrophysiologies sélectionnés (fréquence, durée d'impulsion), que pour le protocole thérapeutique (durée de la séance, cycles de travail/repos etc...).

En ce qui concerne plus particulièrement la valeur de la durée d'impulsion, plusieurs facteurs nous poussent à émettre **l'hypothèse que les chronaxies mesurées chez l'homme ne sont pas nécessairement équivalentes à celles que l'on pourra trouver chez le cheval** :

- Même si avec certains programmes destinés à l'homme on arrive toujours a obtenir un certain travail musculaire chez le cheval, **la plupart d'entre eux s'avère souvent inefficace pour produire des contractions tétaniques correctes (paramètres inadéquats), ou alors engendre rapidement un inconfort** rendant la séance difficile voire impossible.
- **Une biomécanique locomotrice - et donc un rôle des muscles - du cheval bien différente de celle de l'homme** : si la biomécanique du membre thoracique de ce dernier est entièrement asservie à (aux) la préhension(s) ; celle des quadrupèdes sert à la locomotion, au soutien du tronc et au support de la plus grande partie du poids du corps. Il en est de même pour les muscles pelviens qui, déchargés d'une grande part de leur fonction de support, voient leur rôle dans la propulsion fortement décuplé.

- Ce qui est en relation directe avec la **grande différence de composition histo-biochimique de la musculature chevaline avec celle de l'homme**, comme cela a été décrit plus haut.
- Cette différence entre les chronaxies musculaires humaines et celles d'un quadrupède a déjà été montrée chez le chien.

Le but de cette étude est donc d'établir une base de références des chronaxies des principaux muscles superficiels du cheval sur lesquels nous pourrions être amenés à intervenir en EMS.

A cet effet, nous avons tenu à ce que **les conditions de réalisation de ces mesures soient les plus proches possibles de celles rencontrées en pratique courante**. C'est-à-dire :

- Avoir recours a un matériel (appareil de mesure et électrodes) utilisé couramment par les kinésithérapeutes ;
- Réaliser les mesures à l'aide d'électrodes de surface (sur la peau) et non pas implantées dans le muscle.

II. MATERIEL ET METHODE

A. MATERIEL

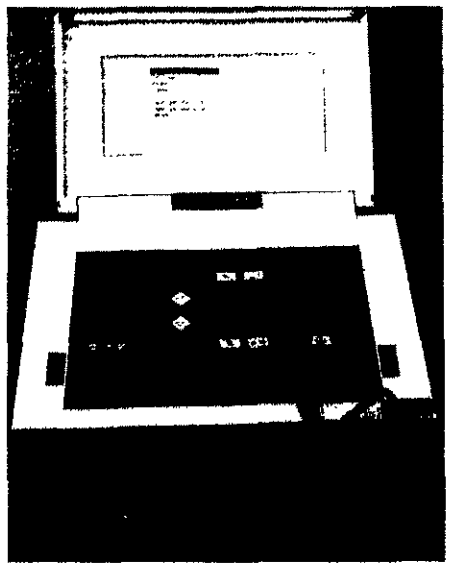
1) *L'APPAREIL DE MESURE*

De la marque ENRAF-NONIUS, modèle Myomed 932, l'appareil d'électrothérapie a été mis à notre disposition par la société FUG- France (69290 St-Genis-les-Ollières).

Le Myomed 932 est un appareil haut de gamme doté de plusieurs programmes spécifiques à l'électrodiagnostic (mesure de la rhéobase et de la chronaxie, établissement de diverses types de courbes I/t) et la thérapie des muscles dénervés. Il fournit un courant de type « haut voltage » permettant de travailler avec des très faibles largeurs d'impulsion. En outre, il présente un large choix de courants de basse et de moyenne fréquence permettant de faire face à tous les besoins en électrothérapie ainsi que d'une fonction « EMG bio-feedback » particulièrement prisée en rééducation musculaire humaine.

Ce type d'appareil est généralement utilisé en poste fixe dans les grands centres de rééducation fonctionnelle ou par les kinésithérapeutes.

Photo 37 : Le myomed (Combet D.)



2) *LES ELECTRODES*

Le choix s'est porté sur des électrodes en élastomère, les plus pratiques à utiliser en physiothérapie vétérinaire :

- Elles sont réputées présenter une plus faible impédance que les électrodes autocollantes ;
- Elles peuvent être nettoyées et réutilisées sans limite.

Leur taille est adaptable à la surface du muscle à tester.

Deux tailles d'électrodes ont été employées : les plus grandes (carré de 4 cm de côté) pour les grosses masses musculaires, les plus petites (rondes de 2cm de diamètre) pour les muscles plus fins ou dont la surface accessible était limitée.

Un gel de contact conducteur type gel échographique est utilisé entre la peau et les électrodes.

B. LA POPULATION EQUINE

Onze chevaux ont servi à cette étude. Ces chevaux provenaient du troupeau pédagogique de l'ENVL ou appartenaient à un particulier. Agés de 5 à 11 ans, sans affections locomotrices apparentes ni gros défaut d'aplombs ou de symétrie musculaire. Tous ces chevaux vivent au pré, nourris au foin et à l'herbe. Trois d'entre eux sont montés pour le loisir mais pas suffisamment pour avoir une musculature très différente de chevaux qui ne sont pas travaillés du tout. 4 mâles et six femelles ont été testés.

C. PREPARATION DE L'ANIMAL

Toutes les mesures ont été réalisées à gauche sauf pour 4 chevaux pour lesquels on a également testés des muscles à droite en guise de témoin.

Les chevaux ont été brossés pour éliminer le plus gros de la poussière, les zones à tester ont été particulièrement soignées. Les tests ayant été effectués au printemps ou au début de l'automne, le poil des chevaux était court et peu épais.

Les zones d'application des électrodes sont d'abord dégraissées à l'alcool modifié, puis humidifiées à l'eau avant la pose du gel et des électrodes.

D. REALISATION DES MESURES

1) CONDITIONS DE REALISATION

Elles sont les mêmes que celles d'une séance de physiothérapie : le local est calme sans va et vient qui ne ferait que détourner l'attention du cheval et l'énerver. Le cheval est placé dans un travail afin qu'il ne puisse ni reculer ni avancer ni se déplacer latéralement. Il faut veiller à la sécurité de l'animal, de l'appareil et de l'opérateur.

2) POSITION DES ELECTRODES

Les mesures de chronaxie se font en mode monopolaire :

- L'électrode positive (stimulatrice - repérée par un fil rouge) est placée en regard du point moteur (lieu de pénétration du nerf donc le plus riche en plaques motrices) ;
- L'électrode négative (repérée par un fil noir) sur le corps charnu du muscle. Les deux électrodes sont distantes d'une longueur égale au minimum leur largeur.

On utilise les points moteurs décrits par Delecroix (1974)(annexe 3). Ils sont repérables sur le muscle au toucher car ils forment une petite dépression sur le corps charnu.

Du sparadrap permet de maintenir les électrodes durant le test.

Figure 44 : Disposition des électrodes pour le muscle deltoïde

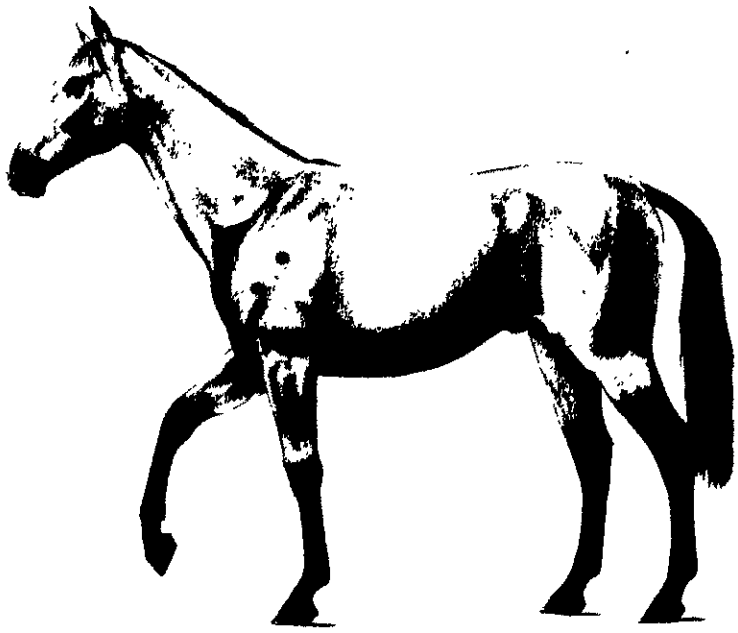


Figure 45 : Disposition des électrodes pour le muscle extenseur radial du carpe

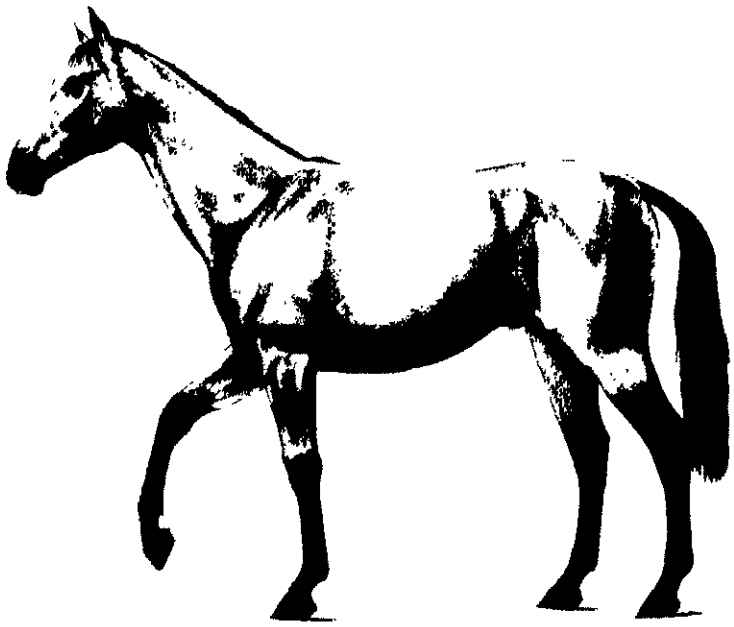


Figure 46 : Disposition des électrodes pour le muscle glutéofémoral, partie sous-ischiatique

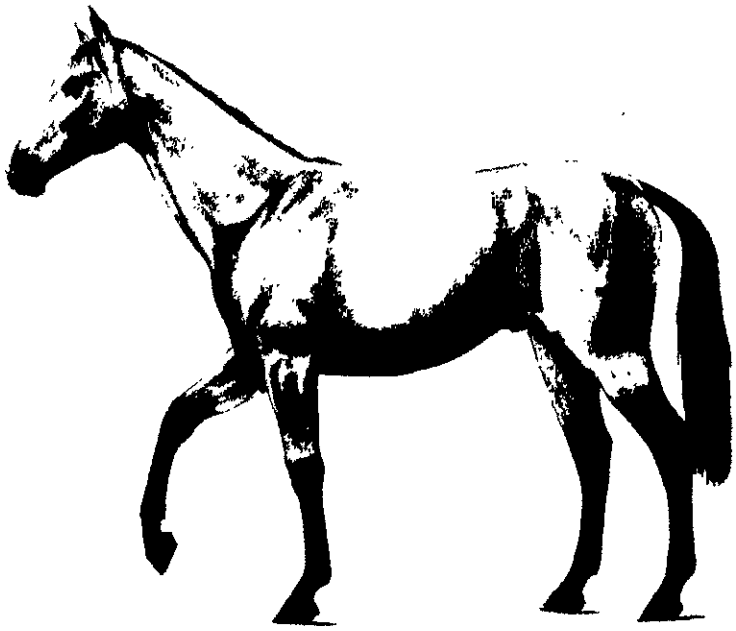
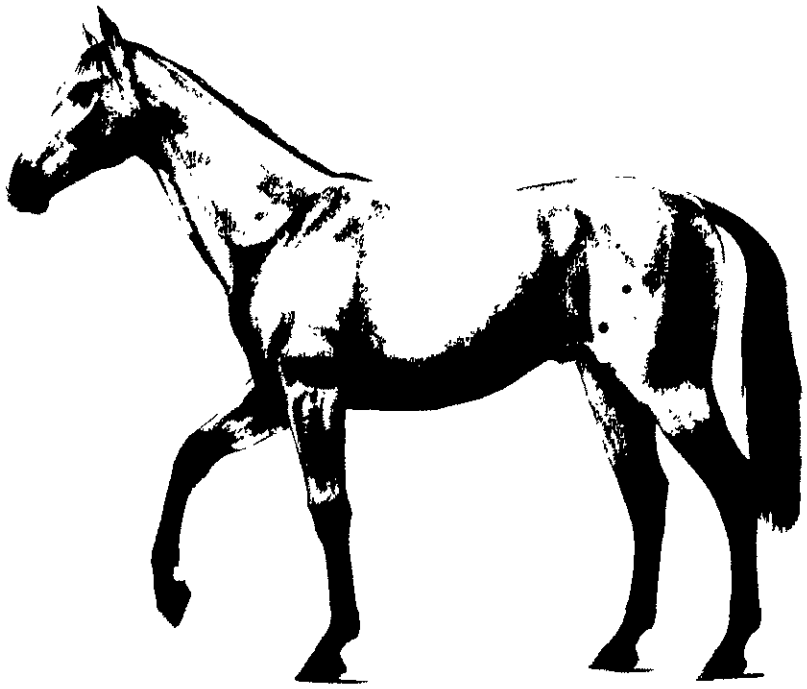


Figure 47 : Disposition des électrodes pour le muscle vaste latéral



3) MESURE DE LA CHRONAXIE

a. Mesure préliminaire de la rhéobase

On applique un courant rectangulaire à front raide et à longue durée de phase. Celle-ci est fixée à 500 ms sur l'appareil utilisé ici.

L'intensité est progressivement élevée jusqu'à l'apparition de la première secousse musculaire. Elle doit être nette, on l'apprécie visuellement ou au toucher. On utilise généralement les deux techniques combinées mais le toucher permet une détection plus fine.

La rhéobase (Rh) correspond à cette intensité de courant pour laquelle apparaît la plus petite contraction musculaire.

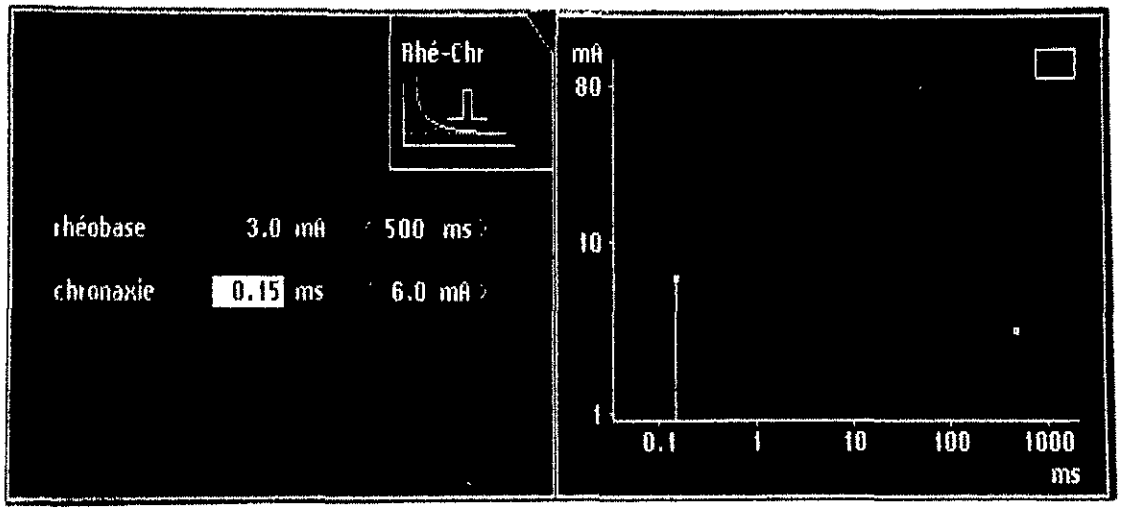
b. Détermination de la chronaxie

Lorsque l'on valide la rhéobase, l'appareil double automatiquement cette valeur, on peut alors mesurer la chronaxie.

Le courant appliqué est le même que précédemment mais l'intensité est fixée à deux fois la rhéobase. On augmente alors progressivement la durée d'impulsion jusqu'à l'obtention de la première secousse musculaire qui doit être identique à celle pour laquelle on a validé la rhéobase.

La chronaxie correspond à cette durée d'impulsion pour laquelle on obtient la plus petite contraction avec l'intensité égale à deux fois la rhéobase.

Photo 38 : Programme de recherche de chronaxie sur le Myomed® (Sawaya S.)



c. *Tests de vérification des valeurs mesurées*

(1) Tests témoins de comparaison droite/gauche

Afin de vérifier l'équivalence des paramètres pour les muscles droits et gauches, 6 muscles, chez 4 chevaux ont été testés avec le même protocole.

(2) Vérification de la prise des mesures sur le muscle effectivement testé :

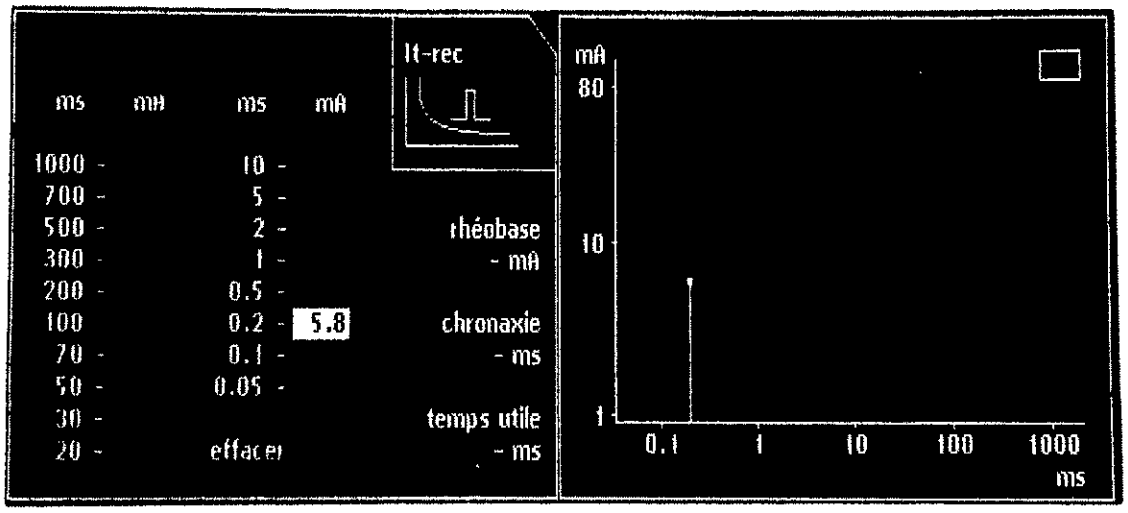
Pour certains muscles dont l'accès superficiel est limité (recouverts par d'autres muscles) tels que les m. supra-épineux, infra-épineux, grand dorsal ou fléchisseur latéral du doigt, il a été procédé, avant la mesure de la chronaxie, à une petite séquence d'électrostimulation (1 minute) avec un courant de moyenne fréquence modulé (7500Hz/50 Hz) afin d'obtenir une petite contraction tétanique de ce muscle. Ceci permettait de vérifier la bonne position des électrodes et que les mesures qui allaient être réalisées concernait bien le muscle ciblé par le test.

(3) Vérification des valeurs mesurées

Ensuite, une fois les valeurs relevées, elles sont vérifiées de deux manières :

- Par répétition des mesures : Pour chaque muscle, on répète la mesure deux ou trois fois (4 à 5 fois pour certains muscles) en remettant, à chaque fois, toutes les valeurs à zéro.
- Puis une fois la valeur de la chronaxie est relevée, la mesure inverse est réalisée avec le programme permettant l'établissement de la courbe i = f(t) proposé par l'appareil. On cherche alors l'intensité qu'il faut appliquer pour une durée d'impulsion égale à la chronaxie mesurée. La toute première contraction, détectable à la vue et/ou au toucher, doit alors apparaître pour I = 2 Rh.

Photo 39 : Programme d'établissement de la courbe I/t du Myomed© (Sawaya S.)



d. Détermination du coefficient d'accommodation

Connaissant la rhéobase avec un courant rectangulaire de 500ms, on fait la même mesure avec l'application d'un courant triangulaire de durée d'impulsion de 500 ms. De même, on note l'intensité correspondant à l'apparition de la première secousse musculaire.

Le coefficient d'accommodation correspond au rapport entre ces deux rhéobases.

E. ESSAI DE STIMULATION MUSCULAIRE AVEC LA CHRONAXIE MESUREE

Ce test a été réalisé pour vérifier la qualité de la contraction et la tolérance aux paramètres mesurés.

Pour cela on applique un courant alternatif bipolaire rectangulaire de basse fréquence en affichant une durée d'impulsion égale à la chronaxie mesurée. Ce type de courant est choisi ici, car il est de nos jours le plus utilisé en EMS et proposé sur tous les appareils d'électrothérapie moderne.

L'intensité est augmentée progressivement jusqu'à l'apparition d'une contraction tétanique et éventuellement d'un mouvement articulaire.

Si les paramètres semblent bien tolérés, on peut appliquer le programme et faire quelques cycles de travail / repos dont nous aurons prédéterminé les temps. Il faut toujours rester vigilant et être prêt à diminuer l'intensité si nécessaire.

III. RESULTATS

La tolérance aux tests de mesure des chronaxies fut dans l'ensemble assez bonne. Les réactions d'inconfort qui ont été notées concernaient le plus souvent les muscles distaux des membres (avant-bras et jambe). Rappelons que le courant utilisé pour ces tests est réputé être assez désagréable chez l'homme (courant monopolaire à très longue durée d'impulsion, d'où stimulation des fibres sensitives, voire nociceptives).

Vu le nombre de muscles à tester, les séances s'avéraient vite assez longues et les chevaux s'impatientaient rapidement. C'est pourquoi le total des tests était réparti sur deux séances, l'une consacrée aux muscles de l'avant-main, l'autre aux muscles postérieurs.

Deux chevaux n'ayant plus été disponibles après la première séance n'ont fait l'objet que de la moitié des tests : pour l'un seuls les muscles de l'avant-main et du dos ont été testés, pour l'autre ce sont les muscles de l'arrière-train et du dos qui ont subi les tests.

A. LES MUSCLES TESTES

Les tests ont porté sur 27 muscles ; ceux-ci étant les principaux muscles superficiels du cheval accessibles sans danger pour l'opérateur. Ils représentent l'essentiel des muscles pouvant faire de l'électrostimulation ; leur atteinte pouvant être primitive (dénervation) ou secondaire à un défaut d'utilisation.

Une douzaine d'entre eux peuvent être considérés comme étant les plus susceptibles d'être traités dans la pratique de la physiothérapie équine. Ce sont essentiellement les muscles du dos et les muscles proximaux des membres : Erector spinae, supra et infra-épineux, deltoïde, triceps brachial, fessier moyen, tenseur du fascia-lata, quadriceps fémoral, glutéo-fémoral, biceps fémoral, et semi-tendineux.

Certains muscles également d'un grand intérêt que ce soit en thérapeutique ou dans le travail de rééducation et de réhabilitation du cheval tels que les muscles pectoraux descendant et ascendant, le biceps brachial, l'iliopsoas, ou le gracile, n'ont toutefois pas pu être testés . Soit à cause de la difficulté de positionner et de maintenir en place les électrodes, soit pour leur inaccessibilité.

Enfin, les muscles ayant plusieurs sources d'innervation tels que les mm. Brachiocéphalique, erector spinae, et fémoraux caudaux, ont été testés sur leurs diverses portions.

B. VALEURS MESUREES ET EXPLOITATION DES RESULTATS

1) *TEST DE COMPARAISON DROITE/GAUCHE*

Les résultats de ces tests montrent une similitude quasi parfaite des valeurs de chronaxies entre les muscles à droite et à gauche (voir annexe 6)

2) LES RHEOBASES

a. Encolure, garrot, membre thoracique et dos

Tableau 2 : Moyennes des rhéobases obtenues pour les muscles de l'encolure, du garrot, du membre thoracique et du dos

MUSCLE	Rhéobase moyenne (mA)
Brachiocéphalique, partie cleidocéphalique	5,4
Brachiocéphalique, partie cleidobrachiale	6,9
Trapèze	10,3
Supra épineux	9,8
Deltoïde	6,3
Infra épineux	8
Triceps brachial	5,9
Extenseur radial du carpe	9
Extenseur dorsal du doigt	9,1
Extenseur latéral du doigt	10,8
Ulnaire latéral	8,5
Grand dorsal	5,5
Erector spinae, partie thoracique	7,6
Erector spinae, partie lombaire	8,3

b. *Membre pelvien*

Tableau 3 : Moyennes des rhéobases obtenues pour les muscles du membre pelvien

MUSCLE	Rhéobase moyenne (mA)
Fessier moyen	10,4
Fessier superficiel	13,2
Faisceau supra-ischiatique du Glutéofémoral	10,4
Faisceau supra-ischiatique du semi tendineux	9,6
Glutéofémoral	13,2
Biceps fémoral	8,5
Semi-tendineux	8,3
Semi-membraneux	6,1
Tenseur du fascia lata	5,7
Quadriceps (vaste latéral)	10,2
Long extenseur du doigt	9,5
Extenseur latéral du doigt	10
Fléchisseur latéral du doigt	12,1

Les valeurs de rhéobases sont parfois élevées. La stimulation peut provoquer d'éventuelles réactions de la part du cheval dues aux intensités élevées, surtout au niveau de l'arrière main.

3) LES CHRONAXIES

Les tableaux de toutes les valeurs mesurées sont présentés en annexe 6

Les valeurs extrêmes exceptionnelles ont été éliminées. Pour chaque muscle ont été calculés : la chronaxie moyenne, l'écart type estimé à partir de la taille de l'échantillon et l'intervalle de confiance à 95%. Ce dernier est calculé grâce à la loi de Student à partir de l'écart type (cf. annexe 6), de la taille de l'échantillon, avec un risque de 5% d'erreur.

a. *Encolure, garrot, membre thoracique et dos*

Tableau 4 : Moyennes et intervalles de confiance des chronaxies obtenues pour l'encolure, le membre thoracique et le dos

MUSCLE	Chronaxie moyenne (µs)	Intervalle de confiance
Brachiocéphalique, (partie cleidocéphalique)	137	121-152
Brachiocéphalique, (partie cleidobrachiale)	153	139-168
Trapèze	163	134-192
Supra épineux	129	104–154
Deltoïde	142	124-160
Infra épineux	139	119-160
Triceps brachial	153	133-173
Extenseur radial du carpe	151	135-168
Extenseur dorsal du doigt	187	164-209
Extenseur latéral du doigt	153	123-182
Ulnaire latéral	194	170-219
Grand dorsal	191	167-215
Erector spinae, partie thoracique	187	172-203
Erector spinae, partie lombaire	151	139-163

b. Membre pelvien

Tableau 5 : Moyennes et intervalles de confiance des chronaxies obtenus pour le membre pelvien

MUSCLE	Chronaxie moyenne (µs)	Intervalle de confiance
Fessier moyen	137	119-156
Fessier superficiel	135	114-156
Faisceau supra-ischiatique du Glutéofémoral	106	89-125
Faisceau supra-ischiatique du semi tendineux	127	108-145
Glutéofémoral	104	95-112
Biceps fémoral	126	106-145
Semi-tendineux	102	93-111
Semi-membraneux	135	112-158
Tenseur du fascia lata	179	163-195
Quadriceps (vaste latéral)	134	111-156
Long extenseur du doigt	168	143-193
Extenseur latéral du doigt	186	165-208
Fléchisseur latéral du doigt	199	174-223

4) LES COEFFICIENTS D'ACCOMMODATION

Tableau 6 : Coefficients d'accommodation des différents muscles testés

Muscles	Coefficient d'accommodation	Muscles	Coefficient d'accommodation
Brachiocéphalique, partie cleidocéphalique	3,6	Fessier moyen	3,9
Brachiocéphalique, partie cleidobrachiale	2,8	Fessier superficiel	3,6
Trapèze	4,2	Faisceau supra-ischiatique du Glutéofémoral	4,3
Supra épineux	3,1	Faisceau supra-ischiatique du semi tendineux	3,7
Deltoïde	4,3	Glutéofémoral	4,1
Infra épineux	3,3	Biceps fémoral	3,8
Triceps brachial	3,6	Semi-tendineux	5,4
Extenseur radial du carpe	4,7	Semi-membraneux	3,8
Extenseur dorsal du doigt	3,9	Tenseur du fascia lata	3,3
Extenseur latéral du doigt	2,8	Quadriceps (vaste latéral)	3,9
Ulnaire latéral	3,1	Long extenseur du doigt	4
Grand dorsal	3,4	Extenseur latéral du doigt	2,7
Erector spinae, partie postérieure	3,9	Fléchisseur latéral du doigt	2,9
Erector spinae, partie antérieure	4,3		

IV. DISCUSSION DES RESULTATS

A. RHEOBASES

Les valeurs des rhéobases sont assez variables : de 5,4 à 13,2mA pour les valeurs moyennes. Exceptionnellement, elles descendent en dessous de 3mA ou dépassent les 20mA pour les valeurs individuelles.

Il ressort que, dans l'ensemble, les rhéobases des muscles de l'avant-main, soient plus basses que celles de l'arrière main.

En particulier, les valeurs les plus élevées ont été notées pour les muscles recouverts d'un fascia épais : fessiers et parties supra-ischiatiques des muscles fémoraux caudaux situés sous le fascia glutéal ou le vaste latéral sous le fascia lata. La stimulation de ces muscles volumineux nécessiterait alors une énergie de stimulation plus importante, avec une intensité seuil plus élevée, la durée d'impulsion étant fixée pour les besoins du test.

Ces résultats s'opposent à ceux relevés chez le chien, chez lequel les valeurs rhéobasiques restent relativement faibles (5mA en moyenne, rarement au dessus de 8mA) et sans différence significative entre les muscles de l'avant-main et les muscles de l'arrière main (Combet D. ; 2003). Ceci peut être lié, aussi bien à l'épaisseur des fascias, comme évoqué plus haut, qu'à l'importance relative des masses musculaires des régions postérieures du cheval.

Bien que les valeurs de la rhéobase dépendent de nombreux facteurs externes (conditions expérimentales, saison et climat) et internes (épaisseur de la peau, son degré d'humidité, épaisseur des tissus sous cutanés, notamment le tissu adipeux), ces résultats peuvent apporter quelques indications utiles en pratique : **La stimulation des muscles de des régions lombaire, de la croupe et de la cuisse, nécessitera une intensité nettement plus élevée (au delà de l'intensité seuil) que ceux de l'avant-main pour obtenir un travail d'EMS efficace.**

Cet aspect souligne encore toute l'importance du choix d'une durée d'impulsion (donc de la chronaxie) adéquate pour un travail optimal dans les meilleures conditions pour le cheval.

B. CHRONAXIES

1) *VALEURS MOYENNES ET INTERVALLES DE CONFIANCE*

Les valeurs moyennes des chronaxies musculaires varient entre 100 et 200 µs (78,11% des mesures se trouvent dans cette intervalle).

Exceptionnellement des valeurs individuelles dépassent les 300 µs (2,14% des résultats) ou sont inférieurs à 90 µs (3%).

Les intervalles de confiance pour les moyennes varient approximativement entre ± 10 µs pour les plus étroites (m. semi-tendineux) et ± 30 µs pour les plus larges (Extenseur latéral du doigt). La moyenne des intervalles de confiance étant de ± 19,91µs. Comparées avec celles consultées dans les tableaux de données des chronaxies musculaires de l'homme, celles de nos mesures sur le cheval paraissent beaucoup plus réduites. Ceci est peut-être lié à une plus grande variabilité individuelle chez l'homme ou/et à la taille plus réduite et à l'homogénéité de l'échantillon équin testé, ne permettant pas de mettre en évidence une telle variabilité chez cette espèce.

En outre, il apparaît assez clairement que les moyennes des chronaxies présentant les plus larges intervalles de confiance correspondent aux muscles dont les relevés des mesures étaient les plus délicats :

- soit à cause d'une certaine imprécision de la détermination du point moteur (muscles recouverts par d'autres comme les supra- et infra- épineux),
- soit du fait de la difficulté de la perception visuelle et tactile de la plus faible secousse musculaire. Ce qui est le cas des muscles de l'avant-bras et de la jambe, recouverts d'un épais fascia tendu, les muscles étant eux-mêmes mis en tension du fait de la réalisation du test sur l'animal debout.

2) TENDANCES GENERALES DE LA REPARTITION DES VALEURS DES CHRONAXIES

- Les valeurs des chronaxies les plus basses concernent essentiellement les muscles du membre pelvien en situation caudale : fessiers, fémoraux caudaux.
- Les valeurs les plus élevées ont été relevées sur les muscles distaux, ceux de l'avant-bras et de la jambe.
- Il apparaît pour les muscles du rachis une tendance à une diminution de la chronaxie dans le sens crânio-caudal : Grand dorsal / Erector spinae partie thoracique - Erector spinae partie lombaire – Fessiers et parties supra-ischiatiques des fémoraux caudaux.
- Concernant les membres : les chronaxies des muscles distaux sont supérieures à celles des muscles proximaux.

3) COMPARAISON AVEC L'HOMME ET LE CHIEN

De manière générale, les chronaxies musculaires du cheval apparaissent plus basses que celles mesurées chez le chien et surtout chez l'homme.

Chez ce dernier, une répartition particulière des valeurs des chronaxies a été mise en évidence. Il existe une nette différence entre les muscles proximaux et les muscles distaux d'une part ; et entre les muscles situés crânialement et les muscles situés caudalement à l'axe du rayon osseux d'autre part : (Barette 1996)

- ✓ Pour les muscles crâniaux : proximaux : 80-160 µs distaux : 200-360 µs
- ✓ Pour les muscles caudaux : proximaux : 160-320 µs distaux : 440-720 µs

- On constate également que pour les muscles distaux et caudaux les chronaxies atteignent des valeurs rarement, voire jamais, atteintes dans notre étude. .
- Ces différences n'ont pas été mises en évidence chez le chien. Mais le nombre de muscles distaux testés était très limité (1 muscle de la jambe et 1 muscle de l'avant-bras) pour pouvoir en tirer une véritable conclusion sur ce point.
- Chez le cheval, cette différence entre les muscles proximaux et distaux est retrouvée de façon assez nette.
- Par contre, l'opposition des valeurs pour les muscles crâniaux/caudaux
- n'est pas retrouvée en ce qui concerne les muscles proximaux des membres, en particulier pour la cuisse où c'est exactement l'inverse qui est mis en évidence (chronaxies des fémoraux caudaux nettement plus faibles que pour les fémoraux crâniaux) ;
- semble se dessiner pour les muscles de l'avant-bras et de la jambe chez la majorité des chevaux testés mais, là aussi, l'inégalité du nombre de muscles testés de part et d'autre du radius et du tibia ne permet pas d'en tirer une conclusion définitive (1 seul muscle caudal (ulnaire latéral) vs 3 muscles crâniaux pour l'avant-bras ; le seul m. fléchisseur latéral du doigt vs 2 muscles extenseurs pour la jambe).

De façon très schématique il ressort que :

- Muscles proximaux :
  - Membre thoracique : CH chien ≥ CH cheval > CH homme
  - Dos : CH homme > CH chien ≥ CH cheval
  - Membre pelvien :
  - Croupe/hanche : CH chien ≥ CH cheval ≈ CH homme
  - Cuisse : muscles fémoraux crâniaux : CH chien > CH cheval > CH homme
  - Muscles fémoraux caudaux : CH Homme >> CH cheval
  - Muscles de l'avant-bras et de la jambe : CH Homme >> CH cheval

L'interprétation de ces différences est assez complexe. Elles sont probablement à mettre en relation avec :

- Le volume des masses musculaires notamment au niveau du dos de la croupe et de la cuisse ;
- La richesse des muscles en fibres lentes ou rapides en rapport avec leur rôle dans la biomécanique du mouvement.
- La question du recrutement des fibres musculaires lors de l'électrostimulation. Il est largement admis par les physiologistes que la stimulation électrique stimule en premier les motoneurones de plus gros diamètre, destinés aux fibres rapides. Mais nous avons vu que les résultats de certaines études le contestent.

A l'opposé de l'homme, les muscles du cheval sont particulièrement riches en fibres de type II (surtout de type IIa) et très peu dotés en fibres lentes. Chez l'homme cette répartition est inversée en faveur de fibres lentes. De façon générale les proportions sont pour le cheval : 80% type II – 20 % type I ; et pour l'homme : 60 % type I – 40% type II.

Ce déséquilibre est particulièrement net en ce qui concerne les muscles des régions postérieures de la hanche et de la cuisse : Moins de 20% de fibres I pour le fessier moyen et le biceps fémoral, moins de 10% pour le semi-tendineux. Or chez l'homme ces muscles sont au contraire, parmi les plus riches en fibres lentes. **Ces observations sont nécessairement à mettre en relation avec la grande différence des valeurs des chronaxies observées entre ces deux espèces.**

Chez le cheval, les muscles fémoraux caudaux interviennent surtout dans les mouvements de flexion du genou au soutien , mais surtout de façon très puissante et en synergie avec le m. fessier moyen, dès le poser du pied, dans le mouvement de rétraction du membre par extension de la hanche. Ces muscles sont également décisifs dans certains mouvements « explosifs » tels le saut d'obstacle (extension simultanée de la hanche et du genou à l'appui) le cabrer, la ruade. Ces fonctions purement dynamiques expliquent leur richesse en fibres de type II. A l'opposé chez l'homme, le rôle prépondérant des muscles fémoraux caudaux est plutôt lié au maintien de la stabilité du genou ce qui expliquerait une forte proportion en fibres de type I.

Ainsi une musculature à action prépondérante de type « dynamique » ou « phasique », riche en fibres de type II aurait une chronaxie plus faible que des muscles à activité majoritaire de type « tonique » (stabilité, ajustements posturaux) plus riche en fibres lentes .

Le même type de raisonnement peut être appliqué aux muscles proximaux du membre thoracique. Chez le cheval, comme chez la majorité des quadrupèdes, les membres thoraciques sont considérés comme les membres « porteurs » ou « suspenseurs

du tronc ». Ils supportent la plus grande partie du poids du corps (entre 55 et 70% du poids statique). Cette force est décuplée chez le cheval de sport : ainsi le membre antérieur d'un cheval au galop supporte à l'appui plus de 1,75 fois le poids du corps. La musculature de l'épaule, du garrot et du poitrail donnent l'orientation du mouvement du membre antérieur lors de la locomotion, mais surtout assurent un rôle de support, d'amortisseurs et de stabilisateurs de l'épaule et du tronc entre les membres au cours de la locomotion. Les études électromyographiques montrent que les muscles trapèze, deltoïde, infra-épineux et supra-épineux sont pratiquement continuellement en contraction que ce soit lors de la phase de soutien ou de la phase d'appui. Ces muscles possèdent une proportion plus importante en fibres de type I (> 20%). Il en est de même pour le muscle triceps brachial, qui doit aussi bien assurer un rôle dynamique (extension du coude lors de la propulsion, extension du coude et bascule caudale de la scapula lors de l'embrassée du terrain) que tonique (maintien de l'angle du coude en statique et en dynamique). Le pourcentage des fibres lentes est encore plus important dans ce muscle, presque à égalité avec les fibres de type II. Chez l'homme, la musculature supérieure du membre thoracique a un rôle surtout de type « balistique » : il s'agit d'orienter et d'amener le membre à la position la plus favorable à une préhension ou à une manipulation. Ce rôle majoritairement dynamique expliquerait une plus grande richesse en fibres de type II est serait en relation avec le fait que les chronaxies de ces muscles soient relativement moins élevées chez l'homme par rapport au chien et au cheval.

Enfin, en ce qui concerne les muscles distaux des membres, il est logique de penser que la sollicitation permanente des muscles jambiers et antébrachiaux implique chez les deux espèces, une plus forte proportion encore de fibres lentes ce qui expliquerait les valeurs élevées de leurs chronaxies. Plus encore chez l'homme, ces muscles travaillent en permanence, pour la préhension en ce qui concerne le membre thoracique, ou pour le support du poids du corps, la locomotion plantigrade et l'ajustement constant du poser du pied en ce qui concerne le membre pelvien. De plus, la réalisation de gestes fins et précis implique une très grande richesse en unités motrices lentes constituées d'un faible nombre de fibres musculaires.

Nous n'avons apporté ici quelques arguments ne permettant qu'une approche incomplète de l'interprétation de ces résultats. Des études plus poussées mettant en rapport la typologie des différents muscles avec leurs propriétés électrophysiologies sont nécessaires.

Tableau 7 : Comparaison des valeurs de chronaxies de quelques muscles chez le cheval, l'homme et le chien

	Chronaxies en µs		
Muscles	cheval	homme	chien
Erector spinae	172-202 139-163	160-320	145-255
Trapèze	134-192	80-160	
Deltoïde	124-160	80-160	130-235
Supra-épineux	104-154	80-160	125-200
Infra-épineux	116-160	80-160	115-200
Triceps	133-173	80-160	180-275
Extenseur radial du carpe	135-168	200-360	110-230
Fessier moyen	119-156	80-160	135-230
Fessier superficiel	114-156	80-160	
Semi-tendineux	93-111	440-720	140-170
Semi-membraneux	112-158	440-720	
Biceps fémoral	106-145	440-720	170-245
Vaste latéral	111-156	80-160	130-265
Tenseur du fascia lata	163-195	80-160	
Long extenseur du doigt	143-192	200-360	
Extenseur latéral du doigt	165-207	200-360	

C. LES COEFFICIENTS D'ACCOMMODATION

Les valeurs moyennes se situent entre 2,7 et 5,4. Ces valeurs rejoignent ce qui a été décrit chez l'homme concernant les muscles sains, correctement innervés (cf. partie I/V/E). 83.5% des mesures se situent entre 2 et 5,5. Exceptionnellement (1,7%) elles sont inférieures à 2, et dans 5% des cas environ elles sont supérieures à 5,5.

Ces résultats ne nous apportent pas plus d'informations si ce n'est le fait qu'elles confirment que chez le cheval, Q est supérieur à 2 pour des muscles sains.

Pour pouvoir déterminer un seuil de la valeur de ce coefficient pour lequel on peut dire qu'il y a dénervation partielle ou totale, il faudrait pouvoir réaliser ces mesures sur plusieurs chevaux présentant des pathologies de dénervation avérées et les mettre en relation avec les résultats d'examens par EMG. De même une comparaison avec le coefficient de Fishgold permettrait d'établir quels tests seraient les plus fiables chez le cheval.

V. LIMITES DE L'ETUDE

A. LIMITES LIEES AUX CHEVAUX TESTES

1) *LA TAILLE DE L'ECHANTILLON*

Bien que la population de 10 chevaux soit le minimum requis pour valider des résultats expérimentaux et qu'elle soit relativement homogène (même si tous les chevaux ne sont pas de race identique), on a pu noter, comme cela a été le cas chez l'homme, des variations individuelles assez nettes. Elles se sont traduites par des écart-types relativement importants et des intervalles de confiance allant de 10 à 30 microsecondes. Une population plus grande serait nécessaire. Cependant, il est très difficile d'avoir un nombre conséquent de chevaux pour effectuer de tels tests d'autant plus qu'il faut respecter une certaine homogénéité.

Ceci dit, comparativement aux données établies chez l'homme, les résultats de nos mesures paraissent plutôt assez homogènes et dans les limites admises dans ce type de mesures. En outre, il ne faut pas négliger l'hypothèse que ces variations individuelles ne soient pas aussi importantes chez les animaux que chez l'homme.

2) *VARIATIONS RACIALES*

Une variation des chronaxies en fonction des races de chevaux pourrait exister en plus des variations individuelles. Bien qu'il n'y ait aucune influence apparente sur le choix des paramètres de L'EMS, il serait intéressant de faire des mesures de chronaxies sur différents types raciaux et de les comparer : chevaux de trait, poneys, pur-sang...

Quelques tests ont été effectués sur des chevaux de trait (type percheron) et les valeurs de chronaxies ne semblaient pas différer des valeurs trouvées chez les chevaux de selle. Cependant, ces quelques tests ne peuvent en aucun cas se substituer à une étude complète.

B. LIMITES LIEES AUX MUSCLES ET A LEUR POSITION

Le cheval est un animal de grand format, la taille des muscles n'a donc pas été un facteur limitant. Des électrodes plus petites ont été utilisées pour les muscles les plus fins.

Par contre, la position des muscles peut parfois poser problème et rendre les tests délicats à réaliser. Cela concerne des muscles situés en position médiale (comme le muscle gracile par exemple) et les muscles profonds (comme les muscles gastrocnémiens situés sous les muscles glutéobiceps, semi-tendineux et semi-membraneux dans sa partie latérale et caudale). Leur stimulation en EMS est possible mais les mesures de chronaxies s'avèrent délicates avec des électrodes de surface, d'autant que les points moteurs ne sont pas palpables.

De plus, il existe chez le cheval comme chez le chien un muscle peaucier très riche en fibres rapides qui se contractent très rapidement ; cela masque la contraction des muscles sous-jacents et énerve le cheval. Cependant, c'est un muscle qui se fatigue très vite donc, en attendant un peu, ses contractions cessent.

C. LIMITES LIEES AUX CONDITIONS EXPERIMENTALES

Contrairement à l'homme ou encore au chien chez lesquels les tests se font chez l'individu couché et sur des muscles relâchés, ces mesures ne peuvent se réaliser que chez un cheval debout. Ceci implique un travail sur un certain nombre de muscles (posturaux) déjà en contraction excentrique, donc déjà « pré-stimulés » physiologiquement. On peut se demander si ces conditions n'influent pas sur la précision des mesures en « masquant » peut-être les véritables premières secousses musculaires. Nous aurions alors sans aucun doute mesuré des valeurs de chronaxies plutôt élevées, ce qui n'a pas été du tout le cas.

D. LIMITES LIEES A LA PRECISION DES MESURES

Les valeurs données de rhéobases et de chronaxies correspondent à la première secousse musculaire « détectable ». Elle était appréciée par deux opérateurs à chaque fois et ce, selon deux méthodes (visuelle et palpatoire). Les deux expérimentateurs sont les mêmes pour tous les chevaux. Malgré cela, la part de subjectivité reste relativement importante et peut amener une certaine imprécision.

L'appareil apporte lui aussi une part d'imprécision dans les mesures. En effet, pour les durées d'impulsion, il n'est réglable que par paliers de cinq unités jusqu'à 100 µs puis de dix unités. On peut alors estimer l'imprécision des valeurs relevées à +/- 5 à 15 unités. Cela peut être considéré comme acceptable au vu des intervalles de valeurs admis pour les chronaxies.

VI. UTILISATION PRATIQUE DES RESULTATS

A. VALEURS DE CHRONAXIES CONSEILLEES EN PRATIQUE

Les valeurs données dans notre étude ont été complétées par quelques mesures réalisées sur des chevaux de diverses races en soins à l'unité de physiothérapie et de rééducation de l'ENVL. D'où l'établissement d'un tableau de valeurs de chronaxies conseillées en pratique pour l'électromyostimulation du cheval.

Tableau 8 : Valeurs de chronaxies conseillées pour les muscles testés

Muscles	Chronaxies en µs	Muscles	Chronaxies en µs
Erector spinae, partie lombaire	150	Fessier moyen	140-150
Erector spinae, partie thoracique	170-200	Fessier superficiel	140-150
Grand dorsal	190-200	Semi-tendineux	100
Trapèze	150-170	Faisceau supra-ischiatique du semi tendineux	110-140
Deltoïde	140-150	Semi-membraneux	140
Supra épineux	110-150	Glutéofémoral	100-110
Infra épineux	120-150	Faisceau supra-ischiatique du Glutéofémoral	100
Triceps brachial	150	Biceps fémoral	120-130
Extenseur radial du carpe	150	Quadriceps (vaste latéral)	130-140
Extenseur dorsal du doigt	170-190	Tenseur du fascia lata	180
Ulnaire latéral	180-200	Long extenseur du doigt	150-180
Extenseur latéral du doigt	150	Extenseur latéral du doigt	180-200
Brachiocéphalique, partie cleidobrachiale	160	Fléchisseur latéral du doigt	180-200
Brachiocéphalique, partie cleidocéphalique	140		

B. UTILISATION DES DONNEES DE REFERENCE

Dans la majorité des cas, les valeurs proposées ci-dessus permettent l'obtention de contractions efficaces et bien tolérées par le cheval. **Elles ne sont cependant que des valeurs indicatives**. Si lors de la première séance d'électromyostimulation le cheval s'avère intolérant à ces paramètres ou si la contraction n'est pas efficace, il sera nécessaire d'effectuer des mesures de chronaxies pour personnaliser le traitement. Comme nous l'avons déjà vu, de grandes variations individuelles existent et il faut toujours garder à l'esprit que certaines affections peuvent augmenter la sensibilité de l'animal aux EMS (affections articulaires entre autres).

C. LES MESURES DE CHRONAXIES

Deux possibilités se présentent à nous :

- Soit on dispose d'un appareil possédant un programme spécifique à la mesure des rhéobases et des chronaxies ; la mesure est alors rapide.
- Soit on dispose d'un appareil plus simple : la mesure est alors plus longue et plus fastidieuse. On sélectionne un courant rectangulaire à front raide de durée d'impulsion de 500 ou 1000 ms, on augmente alors l'intensité jusqu'à la première secousse. On note la valeur de la rhéobase. On sélectionne ensuite une durée d'impulsion très courte et on augmente l'intensité jusqu'à deux fois la valeur de la rhéobase. On recommence cette mesure en augmentant la durée d'impulsion jusqu'à l'apparition d'une secousse musculaire. Comme les valeurs de chronaxies sont comprises entre 100 et 300 µs, on pourra commencer avec une durée d'impulsion de 50 µs, puis on augmente par paliers de 20 ou 30 µs. Un ajustement se fait ensuite en utilisant des paliers de 5 µs dés l'apparition de la première secousse. Si le muscle se contracte, on estime la durée d'impulsion comme étant la chronaxie.

En définitive, les résultats de notre étude montrent qu'il existe des différences notables entre les chronaxies musculaires du cheval et de l'homme.

Pour améliorer l'efficacité et le confort des courants excito-moteurs, et adapter le traitement à chaque cheval, il s'avère nécessaire lors de l'élaboration d'un programme d'EMS, de modifier le paramètre « durée d'impulsion » du courant.

Ceci est conseillé pour le traitement des muscles de l'épaule et du garrot, dorsaux, et fémoraux crâniaux et encore plus particulièrement pour les muscles fessiers, fémoraux caudaux, et distaux des membres.

Un tableau des valeurs à afficher pour les principaux muscles susceptibles d'être traités par EMS a été proposé dans ce chapitre.

PRINCIPALES INDICATIONS DE L'ELECTROSTIMULATION CHEZ LE CHEVAL PRESENTATION DE CAS CLINIQUES

I. PLACE DE L'ESNM DANS UN PROGRAMME DE PHYSIOTHERAPIE, REEDUCATION FONCTIONNELLE

Dans un protocole de rééducation l'ESNM est en général associée à d'autres techniques. Un des intérêts majeur de la physiothérapie c'est qu'elle offre une multitude de techniques faisant appel à différents agents physiques...et les combinaisons entre elles sont infinies.

Cette association doit être raisonnée et calculée en fonction de la complémentarité des techniques et des effets recherchés. Les séances de physiothérapie sont longues chez le cheval et multiplier les techniques ne fera que rendre les séances pénibles pour tout le monde. De plus, il n'est pas certain que la multiplication des stimuli de diverses natures, dont certains ne sont pas très agréables soit vraiment profitable au patient. Il faut donner le temps au cortex moteur d'intégrer toutes ces informations tactiles, proprioceptives, sensitives etc....

La complémentarité des effets est importante à considérer. Souvent l'ESNM est indissociable des techniques manuelles de la kinésithérapie : massages, mobilisations passives, étirements. Mais les courants électriques peuvent également être associés à d'autres agents physiques : La thérapie combinée ultrasons - courants antalgiques par exemple, semble être particulièrement efficace chez l'homme dans le traitement des douleurs myofasciales, l'inactivation des trigger points, les douleurs articulaires : la tête à ultrasons joue le rôle d'électrode active, la seconde électrode étant posée comme dans le cas des courants antalgiques classiques.

L'ordre d'administration des techniques peut également avoir toute son importance :

- Avant une série de contractions musculaires, il convient d'échauffer et préparer les muscles : cela peut se faire par application superficielle de chaleur (hot packs), des massages et mobilisations passives, ou des ultrasons. Des étirements de faible intensité et de courte durée peuvent améliorer le travail des muscles extenseurs.
- Après un travail musculaire il convient de palper et masser les muscles pour vérifier si le travail n'a pas induit une contracture. De même, les tissus mous échauffés et plus élastiques, se prêtent alors plus facilement aux étirements.

L'application préalable de courants TENS ou d'ultrasons peut permettre de faire travailler des muscles algiques sans douleur.

II. INCONVENIENTS DE L'ESNM

Nous avons eu déjà l'occasion de montrer les avantages de l'ESNM en thérapeutique : effets biologiques favorables, efficacité réelle, possibilité de varier les effets *en fonction des paramètres.*

Cette technique présente toutefois certains inconvénients :

- Temps d'application longs.
- Nécessité d'une certaine maîtrise technique pour pouvoir l'appliquer correctement.
- Son utilisation doit s'accompagner d'une grande vigilance car elle n'est pas sans danger chez le cheval : Risques d'affolement d'un animal surpris ou présentant une hypersensibilité aux courants.
- Bien qu'avec les courants rectangulaires compensés symétriques et les appareils modernes ces risques soient fortement atténués, il existe toujours des risques de brûlures ou d'irritations de la peau ; des risques d'engendrer de fortes contractures avec les courants excito-moteurs.
- Le manque de données cliniques et expérimentales chez le cheval.

III. INDICATIONS PRINCIPALES DE L'ESNM CHEZ LE CHEVAL

Parmi les indications évoquées en médecine vétérinaire équine, viennent en premier les dorsalgies puis les traumatismes et les affections articulaires. Mais de part ses effets biologiques l'ESNM peut trouver parfaitement sa place dans le traitement de pathologies insoupçonnées comme les fourbures.

A. LES DORSALGIES :

L'intérêt de l'ESNM dans les dorsalgies, qu'elles soient d'origine articulaires, ligamentaires ou myofasciales du cheval, a été évoquée par différents auteurs (Strachan P. 2002 ; Picot-Crezollet, 2002 ; Broomiley M ; 1999 ; Denoix et Pailloux, 1997).

Lors de lombalgie ou de dorsalgie, les contractures sont souvent le premier symptôme. Quand le phénomène devient chronique, une amyotrophie par défaut d'utilisation du dos apparaît. L'électromyostimulation des muscles du dos et éventuellement du droit de l'abdomen peut être appliquée. La supériorité de la réalisation d'abord de courants antalgiques, suivis de courants excitomoteurs que chacune des modalités seules a déjà été évoquée plus haut. Bien sûr, les courants excito-moteurs seraient à proscrire dans le cas de conflit des processus épineux, en particulier dans les zones voisines de la vertèbre anticlinale.

Lors de myosite dorso-lombaire, un repos immédiat et total de trois jours est recommandé en premier lieu, puis du 4ième au 15ième jour on applique un protocole de physiothérapie : boue chaude de T10 au carrefour lombo-fessier 30 à 45 min, EMS entre T15 et T18 et en région lombo-fessière, par un courant de courte durée non tétanisant (qui aggraverait les lésions). Les EMS sont ensuite complétés par des massages.

Dans la prévention des myosites récidivantes, il pourrait également être bénéfique, en plus des mesures classiques, d'augmenter les capacités aérobies et donc la résistance à la fatigue des muscles du dos (Erector spinae et psoas) par des séances régulières d'EMS (ou éventuellement par cures) dont les paramètres seront choisis de façon à recruter majoritairement les fibres lentes. Après une phase de travail tétanique, quelques minutes de contractions à très basses fréquences (3 ou 4 Hz) stimulerait la machinerie métabolique aérobie et favoriserait l'élimination des déchets.

B. LES AFFECTIONS OSTEO-ARTICULAIRES

1) AFFECTIONS DE LA REGION DU BASSIN :

On peut utiliser l'électromyostimulation : sur une fracture de la hanche (hanche coulée) ou une articulation sacro-iliaque traumatique ou arthrosique avec des projections douloureuses et des spasmes musculaires.

Un traitement physiothérapique peut être mis en place avec des massages profonds sur les trajets musculaires le long du sacrum et dans l'interligne sacro-iliaque ; des ultrasons sur les insertions musculaires et l'interligne sacro-iliaque, des ventro-flexions par stimulation cutanée. Afin d'étirer les muscles collatéraux, on peut effectuer des petites voltes de 2-3 mètres qui permettent également un engagement important du postérieur interne. L'électromyostimulation se fait sur les muscles fessiers et les fémoraux caudaux, surtout les faisceaux supra-ischiatiques, pendant 30 minutes.

2) AFFECTIONS DU GENOU :

a. *Syndrome fémoropatellaire*

Denoix et Pailloux proposent un protocole de physiothérapie avec trois jours de repos au box, des ultrasons péripatellaires sur les ligaments collatéraux internes et externes (12min) et massage transverse profond des ligaments, pendant 10 jours puis reprise progressive du travail avec une période de rééducation.

Un accrochement de la patella, peut être la conséquence d'un affaiblissement des muscles de la cuisse notamment le vaste latéral suite à un long repos ou une immobilisation prolongée. D'autre part, un traumatisme (entorse, chirurgie) douloureux du genou peut induire un réflexe d'inhibition du muscle quadriceps qui se trouve alors en état de sidération. Enfin, il convient également de considérer les déséquilibres des tensions musculaires des agonistes et antagonistes des mouvements de la patella (Vaste médial vs vaste latéral notamment).

De ce fait l'électromyostimulation peut s'avérer dans tous ces cas intéressante, pour rééquilibrer les efforts agissant sur la patella, diminuer la tension sur le ligament fémoro-patellaire médial et par là réduire les pressions ponctuelles sur les cartilages articulaires, réveiller tonifier et renforcer les muscles responsables du décrochement de la rotule que sont le vaste latéral et le glutéo-fémoral. (Voir cas clinique : Lord).

Pour les mêmes raisons, elle trouve également tout son intérêt dans la rééducation et la récupération fonctionnelle précoce du genou après une cure chirurgicale de l'accrochement patellaire.

b. *Lésion des ligaments collatéral médial et/ou croisé crânial*

Les études de l'intérêt de l'électrostimulation dans la rééducation du genou post-opératoire sont innombrables chez l'homme. Les études cliniques sont également de plus en plus nombreuses en ce qui concerne le chien.

Même si le volume et la puissance des muscles de la cuisse du cheval limitent à un certain degré l'instabilité du grasset après une lésion ligamentaire, cette laxité même minime, implique un déficit proprioceptif, modifie la répartition des contraintes sur les ménisques et les surfaces articulaires, et impose des sollicitations inhabituelles aux structures capsulo-ligmentaires non lésées. D'où l'aggravation de l'affection par des lésions secondaires (ménisques, arthrose).

L'intérêt de l'ESNM dans ces affections est multiple : antalgique et trophique, musculaire, correction des déséquilibres des tonicités, rééducation proprioceptive et motrice.

Lors d'une atteinte du ligament croisé crânial, la contraction excentrique du quadriceps à chaque poser du pied, provoque une subluxation tibiale crâniale (tiroir) favorisée chez les quadrupèdes par la l'inclinaison des condyles tibiaux (pente tibiale). Seule la mise en jeu des muscles fémoraux caudaux permet alors de limiter et contrôler cet tiroir. L'ESNM permet une éducation de la stabilité active et de la proprioceptivité du genou. Ceci peut se concevoir par un travail d'éducation de la coordination motrice par stimulation des antagonistes : muscle biceps fémoral (s'oppose à l'instabilité crâniale et à la rotatoire interne exagérée) et vaste latéral. On réalise alors des contractions simultanées, mais légèrement décalées dans le temps : d'abord le m. biceps fémoral (pour prévenir le tiroir crânial) puis une ou deux secondes plus tard le muscle vaste latéral. Cette technique donne des résultats très rapides chez le chien (Sawaya 2005).

Enfin quelques séances d'ESNM antalgique et/ou excito-motrice permettraient une cicatrisation des tissus et une récupération fonctionnelle plus rapides après une arthroscopie du genou.

3) LES MOLETTES ET VESIGONS :

Les cavités articulaires et leur prolongement, les culs-de-sac synoviaux, peuvent être le siège de dilatation par hypersécrétion liquidienne ; le plus souvent, en cas de surmenage articulaire lié principalement aux conditions de travail (sol trop dur, trop profond).

Souvent la régression est rapide si on revoit les aplombs et la ferrure, si on utilise un sol régulier et peu profond pendant les soins et que l'on met des bandes de travail élastiques au cheval. Avant le travail, on pratique des massages désinfiltrants et après le travail, une douche baveuse de 15 min.

En dehors des périodes de travail, on utilise des courants excitomoteurs de basse et de moyenne fréquence. L'usage des ultrasons est déconseillé. Ce traitement est préconisé sur 15 jours à raison de 4 à 5 séances par semaine.

C. DES AFFECTIONS MUSCULO-TENDINEUSES,

1) LES CONTRACTURES ET ELONGATIONS MUSCULAIRES :

L'électromyostimulation peut être associée à l'application de boue, au massage des points de tension, aux ultrasons (chaleur). Le travail du cheval doit se faire en incurvation indolore jusqu'à la disparition des signes de contracture musculaire, puis en ligne droite et progressivement en incurvation opposée. On utilise des courants antalgiques et myorelaxants.

2) LES TENDINITES :

4 types de courants d'ESNM peuvent être employés au cours du traitement d'une tendinite. Le choix dépend du stade d'évolution de l'affection :

a. Au stade inflammatoire : Traitement de l'œdème

Dans ce cas, l'électrostimulation peut débuter dès que la phase initiale hémorragique de l'inflammation a été stoppée par l'application de froid et la compression. Porter (1998) préconise d'utiliser les courants polarisés en polarité négative à basse fréquence (10 Hz) et à intensité tolérée par l'animal. L'association avec le froid et les bandages compressifs augmente l'efficacité de la lutte contre l'inflammation.

On peut également stimuler les points d'acupuncture : Porter (1998) décrit un protocole d'ESNM des points d'acupuncture avec des courants TENS pour les tendinites du fléchisseur superficiel du doigt : Les points HT-7 et HT-8 (sur le méridien du cœur) auraient une action vasodilatatrice au niveau du doigt ; LI-3 ; LI-4 et LI-5 (méridien du gros intestin) une action anti-congestionnante. Il est également possible de stimuler simultanément les points moteurs des muscles qui leurs sont associés, ce qui aura comme conséquence d'activer encore plus le débit sanguin par l'effet de pompe des contractions musculaires. Le drainage le plus précoce possible des médiateurs de l'inflammation et des déchets métaboliques, minimisera la formation d'adhérences cicatricielles.

b. En phase sub-aigue à chronique : Antalgie

☞**Antalgie par les Courants TENS** *Ils peuvent être utilisés en fin de phase* inflammatoire en plaçant les électrodes de part et d'autre du site de la lésion (TENS gate control) , sur le trajet des nerfs palmaires (TENS gate control) ou en disposition segmentaire.(endorphiniques). (Lamy 2004, Plazanet 1998)

La réduction de la douleur et de l'inflammation permettent une restauration plus rapide de la mobilité des tissus ce qui favorise la cicatrisation intrinsèque du tendon. Bien évidemment, la réduction de la douleur doit aller de pair avec une mise au repos complet du cheval pendant les premiers stades de l'affection.

C. En phase cicatricielle et de remaniement

A ce stade l'ESNM présente également un grand intérêt. Il est en effet bien démontré que les fibres tendineuse s'orientent selon des lignes de force électriques, que cela soit sous l'action de l'effet piezo-électrique du tendon lui-même ou sous l'action d'une stimulation électrique externe. Disposer les électrodes selon l'axe longitudinal du tendon favoriserait cet alignement (Enwemeka et Spielholz 1992 cités par Porter M ; 1998).

A cet effet, on pourra avoir recours aussi bien à des courants TENS (gate control) ou à des courants excitomoteurs. Dans ce dernier cas, on stimulera le corps charnu du muscle. De plus, cette stimulation du corps charnu aura pour intérêt de :

- Limiter l'amyotrophie des fléchisseurs par la mobilisation précoce,
- Mobiliser le tendon dans le sens proximal et limiter la formation d'adhérences (les mobilisations passives et étirement ne provoquent qu'un déplacement distal),
- Soumettre le tendon à une force en tension pour favoriser la cicatrisation.
- D'autre part, en fonction du choix approprié des paramètres de l'EMS, il permet (Lamy A 2004)
- De lever la sidération des muscles choqués par le traumatisme ou par la douleur et l'inflammation au moment du déclenchement de la tendinite ;
- De lever les contractures, presque toujours présentes dans ces cas, et qui sont néfastes pour la fonction musculaire donc gênant la récupération tendineuse ;
- De renforcer la résistance à la fatigue de ces muscles affaiblis.
- D'aider au drainage et à l'élimination des lactates et autres déchets métaboliques (travail de « récupération active »).

La position profonde des corps charnus des muscles fléchisseurs du doigt chez le cheval, fait que les courants idéaux permettant d'obtenir des contractions confortables sont les courants de moyenne fréquence (modulés ou Interférentiels). En effet, avec les courants classiques de basse fréquence, pour atteindre les couches musculaires profondes, il sera nécessaire de travailler à des intensités élevées ce qui risque de provoquer des contractures douloureuses des muscles superficiels.

Si le cheval est calme, et coopératif, il peut être envisagé lors des premières séances, de travailler sur le membre levé pour imiter les tensions sur le tendon. Elles doivent être très courtes et de faible intensité ; on augmentera progressivement l'intensité et la durée selon l'évolution.

Il convient d'être très prudent lors d'application de tels courants, car comme l'animal est debout, on travaille sur un muscle et un tendon déjà étirés : si la tension sur les muscles est trop importante, on peut aggraver les lésions. **L'utilisation des courants excitomoteurs ne doit être envisagée qu'après un bilan échographique qui permettra d'avoir une idée sur la solidité du tissu cicatriciel.**

Enfin, dans le cas des tendinites, il peut être bénéfique de stimuler également la musculature proximale des membres, plus particulièrement celles de l'épaule et du garrot, de façon à renforcer leur tonicité et soulager les tendons de leur part de support du poids du corps.

D. AFFECTIONS PODALES

Fourbure aigue

Il a été démontré que l'électrostimulation augmente la microcirculation locale, ce qui implique forcément une ouverture des shunts artério-veineux. Une étude de Porter M. (1998), avec lot témoin, a montré que le débit sanguin dans l'artère digitale commune palmaire est multiplié par deux chez des chevaux ayant bénéficié d'une électrostimulation. Ces propriétés associées à l'effet antalgique, en fait une méthode thérapeutique valable, mais très peu connue, contre la fourbure. Une étude clinique rapporte le cas de 8 chevaux souffrant d'une fourbure aiguë ayant été traités exclusivement par électrostimulation. Les courants sont appliqués deux heures après l'apparition des symptômes à raison de deux séances de deux heures par jour. Les signes clinqiues régressèrent et les chevaux retrouvèrent rapidement l'appui correct sur le pied (Vasko et al. 1986). L'électrostimulation raccourcit la phase aiguë de l'inflammation, diminue la boiterie, l'hyperthermie du pied et les contractures réflexes qui leurs sont associées dans les parties supérieures du corps. Combinée à des médicaments, des mesures d'hygiènes et des soins du pied appropriés, l'ESNM a toute sa place dans la thérapeutique des fourbures

E. ATTEINTES NERVEUSES

Les dénervations partielles ou totales sont beaucoup plus rares que chez le chien et souvent les vétérinaires se trouvent désarmés devant ces affections.

Même quand les lésions sont d'un bon pronostic la récupération est toujours très longue. La physiothérapie possède les outils thérapeutiques permettant de prendre en charge , avec parfois une efficacité assez spectaculaire, de tels patients..

L'électromyostimulation permet l'entretien de la contractilité, de l'élasticité et de la trophicité des fibres musculaires, donc de lutter contre la fibrose en attendant la réinnervation.

L'EMS peut concerner également d'autres muscles, sains, atrophiés par manque d'utilisation, et même des muscles peu ou pas atrophiés de façon à réaliser un travail compensatoire et de rééducation active. On intervient par exemple sur les muscles proximaux de façon à augmenter l'amplitude de flexion d'un segment empêchant la partie distale de traîner par terre.

Deux cas d'amyotrophie par atteinte nerveuse seront relatés au chapitre suivant.

Quelques lésions nerveuses périphériques chez le cheval

Le nerf le plus atteint chez le cheval est le nerf suprascapulaire qui innerve les muscles supra-épineux et infra-épineux. Ce nerf se réfléchit sur l'angle crânial de la scapula ; à cet endroit, il est exposé aux traumatismes directs et à une compression contre l'os sous-jacent. Auparavant, la majorité de ces lésions était due au collier du harnachement. Le signe clinique associé est une instabilité de l'articulation scapulo-humérale à l'appui, elle dévie latéralement et le sabot fauche et heurte le boulet opposé. L'atrophie de la musculature scapulo-humérale devient apparente au bout de 7 à 10 jours et permanente après une période de deux ou trois mois.

Les traumatismes du plexus brachial sont peu courants chez le cheval car ces structures sont bien protégées. Les signes cliniques ressemblent à ceux d'une paralysie du nerf radial.

Le nerf radial innerve les muscles extenseurs du coude, du carpe et de l'articulation digitale. La paralysie peut être totale ou partielle selon le site du traumatisme. Dans le premier cas, l'épaule et le coude sont abaissés, le carpe et le doigt restent en flexion, le membre est traîné en pince et l'appui sur ce membre est impossible (le boulet s'affaisse vers l'avant). Si la paralysie est partielle, le cheval trébuche et a un mouvement de glissement du pied quand le membre est en extension.

Lors d'atteinte du nerf radial, on note une atrophie du triceps brachial, de l'extenseur radial du carpe, de l'ulnaire latéral et de l'extenseur du doigt en quelques semaines. Ces atteintes peuvent être dues à des fractures de l'humérus ou à une compression lors d'un décubitus latéral prolongé.

Le nerf fémoral innerve le quadriceps fémoral ; son atteinte provoque une instabilité à l'extension et l'absence d'appui sur ce membre. Le réflexe patellaire est diminué voire absent, la rotule est en position normale mais facilement mobilisable. Les causes de paralysie de ce nerf sont une compression par des tumeurs, des abcès, une lésion suite à une fracture du bassin ou du fémur ou suite à une hyper-extension du membre pendant un décubitus.

Les atteintes du nerf sciatique sont le plus souvent dues à une fracture du bassin ou à un abcès. Ce nerf innerve les muscles extenseurs de la hanche et les muscles fléchisseurs de l'articulation fémoro-tibiale. Lors de lésions du nerf sciatique les signes cliniques sont donc : extension du grasset et du tarse, une flexion du boulet et la face dorsale du pied reste au sol. Dans sa portion distale, le nerf sciatique se sépare en deux branches donnant le nerf tibial et le nerf fibulaire.

Le nerf tibial est plutôt dans la partie caudale et son atteinte est très peu fréquente ; elle peut être due à un décubitus dorsal prolongé. Le nerf radial innerve les extenseurs du jarret et les fléchisseurs du doigt.

Le nerf fibulaire est superficiel ce qui facilite son atteinte. Il innerve les muscles fléchisseurs du jarret et extenseurs du doigt. Lors de lésions de ce nerf, le cheval peut porter son poids sur ce membre si celui-ci est sous le bassin sinon, le membre est tenu en extension caudalement avec le boulet fléchi et la partie dorsale du pied traîne au sol. Les atteintes de ce nerf sont souvent consécutives à un coup ou à un décubitus latéral prolongé.

L'atteinte des nerfs sacral et coccygial correspondent au syndrome « queue de cheval ». On observe une atrophie de la région glutéale, une atonie de la queue, une incontinence fécale et urinaire... Ce syndrome peut être dû à un traumatisme des vertèbres sacrales lors d'une chute ou lorsque le cheval se retourne en se cabrant ou à des maladies telles que la polynévrite équine ou une encéphalomyélite due à des protozoaires.

IV. PRESENTATION DE CAS CLINIQUES

Afin d'illustrer l'approche pratique de l'ESNM chez le cheval , nous présentons ici 5 cas clinques pris en charge à l'Unité-Physiothérapie-Ostéopathie (sauf le cas de Lord) et dans lesquels l'utilisation de l'électrostimulation était décisive dans la récupération fonctionnelle du patient.

A. ILFAN : DOULEURS LOMBO-SACRO-ILIAQUES ET BOITERIE DU POSTERIEUR

C'est le cas d'ILFAN, trotteur français de 8 ans, ancien trotteur de course, travaillé régulièrement et sortant en TREC.

1) HISTORIQUE

Le 23 Juillet 2004 : Ilfan **a glissé en sortant du box en s'écartelant**, il est tombé sur son côté droit. Il se relève et montre immédiatement une démarche anormale du postérieur droit.

Il est vu en urgence par son vétérinaire qui observe de nombreux hématomes sur la cuisse et la hanche droite. Il lui adminsitre de la Flunixine® en IV, et lui prescrit un repos complet et un médicament à base de remèdes homéopathiques (Traumasédyl®).

Après une semaine, aucune amélioration n'est notée.

→ Sa propriétaire, étudiante à l'ENVL, sollicite une consultation en phjysiothérapie-rééducation-ostéopathie.

2) EXAMEN ET BILAN KINESITHERAPIQUES (2 AOUT 2004)

a. *Principales observations cliniques*

➢ **Hématome important englobant l'ensemble des articulations. sacro-iliaque et lombo-sacrale à droite.**

➢ **Hanche droite douloureuse**. Toute la région de la croupe à la hanche est très algique, et son examen par mobilisation est impossible, il ne supporte pas le report de poids sur son postérieur droit et on note une **sensibilité importante du tendon terminal du muscle ilio-psoas** à la pression digitée dans la partie profonde et proximale du triangle fémoral.

➢ Rachis : douleurs lombaires (contracture à droite) et lombo-sacrale lors de la mobilisation en extension — Restriction d'amplitude en flexion du garrot.

➢ Examen dynamique : **Mouvements de circumduction exagérée du postérieur droit, accentués au trot. .**

b. *Bilan*

➢ L'examen complet du bassin et de la hanche étant impossible à ce stade, on ne peut émettre que des hypothèses : Subluxation-sacro-iliaque ; Atteinte probable des structures capsulo-ligamentaires de la hanche et/ou de l'articulation sacro-iliaque droites, avec forte contracture du muscle ilio-psoas.

3) TRAITEMENT

Objectif :

➢ **Traiter l'hématome et la douleur**

Et refaire un bilan 3 semaines plus tard avec l'éventualité de réaliser une correction par ostéopathie s'il existe un dysfonction sacro-iliaque.

a. Restaurer sa mobilité au rachis

Pour cela on va lever les restrictions fonctionnelles du garrot, du rachis lombaire et lombo-sacral, dues à des contractures réflexes douloureuses par ostéopathie. La restauration de la mobilité du rachis, en levant les spasmes à l'origine d'ischémies localisées, soulage l'animal d'une partie de ses douleurs, et favorisera une meilleure perfusion des tissus et un meilleur drainage des hématomes.

b. ESNM antalgique

Un programme d'ESNM à visée antalgique et trophique est élaboré pour un traitement sur 3 semaines avec un petit stimulateur (Réhabpro2 © ; sté Saint-Cloud) qui sera prêté à la propriétaire d'Ilfan.

- Courant TENS de type BURST ;
- Temps d'impulsion : 200 µs,
- Deux voies : Voie 1 : de part et d'autre de l'articulation sacro-iliaque droite, au niveau de l'hématome — Voie 2 : entre charnière thoraco-lombaire et la jonction L3-L4 à droite.
- Rythme : 1 séance par jour pendant 5 jours ; repos 1 jour ; puis une séance tous les deux jours.

c. Exercices de kinésithérapie

Après l'ESNM :

➢ Massages du rachis lombaire, et de la croupe (avec une teinture mère d'ARNICA)

➢ Mobilisations douces du rachis lombaire (latéroflexion) et du garrot.

d. Prescription d'un remède homéopathique

➢ Arnica Montana 7CH ; Bryonia Alba 5CH ; Rhus Toxicodendron 7CH et Ruta Graveolens 5CH sur 3 semaines. Ces remèdes sont ceux du traumatisme. Ils sont réputés faciliter la résorption des hématomes, stimuler la trophicité des tissus lésés et favoriser ainsi leur cicatrisation.

e. Repos

➢ Ilfan doit être mis au repos. Seule est autorisée une marche en main quotidienne de 10 –15 minutes.

➢ Si au bout de 2 semaines tout va très bien, ajouter progressivement quelques minutes de trot en main.

4) EVOLUTION

Elle a été rapporté minutieusement, jour par jour, par la propriétaire d'Ilfan :

➢ A J2 du traitement : L'hématome a nettement diminué. Et le dos a retrouvé toute sa mobilité.

➢ J10 : Démarche redevenue normale en ligne droite. Il trotte en main sans gêne apparente. Il présente des difficultés lors de virages serrés à main droite. Il donne son postérieur droit et accepte sa mobilisation et Accepte le report du poids sur son postérieur droit. L'hématome presque entièrement résorbé.

➢ J15 : 2 jours après avoir été déferré, bien qu'il ne montre plus aucune gêne au pas, et qu'il se permet même de se cabrer, Ilfan présente à nouveau une boiterie au trot plus accentuée sur une courbe,

➢ J20 : Fin du traitement : L'hématome est complètement résorbé. Le dos a retrouvé toute sa souplesse. La douleur a disparue à la palpation, à la mobilisation de la région de la croupe et de la hanche. Ilfan ne présente aucune gêne au pas ; mais la boiterie au trot s'est accentuée.

➢ **Fin Août** : À la réouverture des services de l'ENVL, Ilfan est amené en consultation en Clinique Equine. Il présente une boiterie du postérieur droit de grade 3/5 et une douleur du muscle ilio-psoas mise en évidence à la palpation transrectale. Il est prescrit de le faire marcher au pas pendant 15 jours, puis de le monter au pas les 15 jours suivants.

Au bout de 15 jours aucune amélioration n'est notée.

➢ **Le 8 septembre,** Ilfan glisse à nouveau en se cabrant, et se reçoit avec son postérieur droit en protraction sous lui. En se relevant, il boîte sur 2-3 foulées avant de retrouver une démarche normale.

Il n'a plus boité depuis !

➢ **Examen de contrôle Mi-sptembre** : Tout est rentré dans l'ordre.

5) *Commentaires - Discussion*

On est probablement en présence d'une atteinte multiple associant une entorse de la hanche avec une élongation, ou une forte contracture du muscle ilio-psoas (glissade avec écartèlement) à une subluxation sacro-iliaque droite (chute sur le côté droit avec choc sur l'angle de la hanche).

Les courants BURST, associant les effets des mécanismes du gate control à la stimulation de la sécrétion des endorphines, ont permis d'obtenir une décontraction du dos, une antalgie générale et une résorption de l'œdème très rapides (en moins de 15 jours). Les secousses musculaires caractérisant les phases de stimulation à très basse fréquence (2Hz) ont permis le drainage de l'œdème.

La réduction de la douleur du psoas est sûrement à l'origine de la disparition des mouvements de circumductions caractéristiques. .Il aurait été souhaitable de stimuler également dès le début du traitement, les points cutanés superficiels correspondant au muscle ilio-psoas.

Bien quà la consultation de la fin du mois d'août il n'ait pas été mis en évidence une quelconque dysfonction à ce niveau, il est probable que la persistance d'une intolérance au trot soit en relation avec une atteinte de l'articulation sacro-iliaque. Cette allure sollicitant fortement l'articulation en torsion. Dans ce cas, le déroulement de la dernière glissade du cheval aurait agit à la manière d'une correction ostéopathique avec, par la même occasion, la mise en jeu d'un réflexe d'inhibition qui aurait finit par lever complètement la contracture du muscle ilio-psoas.

B. ELLIOT : MYOSITE FIBREUSE DU MUSCLE GRACILE D'ORIGINE TRAUMATIQUE ET BOITERIE D'UN POSTERIEUR

Elliot est un cheval hongre palomino de 12 ans destiné à la balade et à la randonnée. Il vit au pré avec deux autres chevaux et un poney et sorti tous les 10 à 15 jours environ.

1) ANAMNESE

➢ **Fin août 2003,** apparition brutale d'une boiterie du postérieur gauche (circonstances mal élucidées). Il trébuche et s'affaisse sur ce même pied lorsqu'il marche sur un plan incliné ; il semble avoir « mal au dos ».

Son vétérinaire lui administre de la Finadyne® et de la Calmagine® par voie IV et réalise des manipulations ostéopathiques de L5, de l'articulation sacro-coccygienne et du tarse gauche.

Aucune amélioration notable n'est notée après 1 semaine. Elliot est alors référé à l''ENVL.

➢ **Mi- septembre 2003 : Clinique Equine, 1ère consultation :**

- Une **amyotrophie marquée du muscle gracile gauche** est mise en évidence.
- A la palpation transrectale, on note une **sensibilité anormale de la région dorso-lombaire.**
- L'examen dynamique montre **une hypermétrie, une circumduction surtout du postérieur gauche** (et un peu du postérieur droit) au pas et trot en ligne droite, au pas sur le cercle aux deux mains, une hyperflexion des jarrets sur les cercles aux deux mains et un refus de reculer et de galoper à main gauche.
- Une faiblesse importante du postérieur gauche est observée aux tests de flexion globale du membre ; il lui est impossible de supporter son poids quand il est en appui sur ce membre.

Un traumatisme médullaire lombaire est suspecté. Elliot est alors mis au repos et reçoit un traitement aux corticoïdes (Dexadréson®),

➢ **Fin septembre 2003 : Clinique Equine, 2nd consultation**

Une légère amélioration des douleurs lombaires est notée. Le repos et le traitement à la déxaméthasone sont reconduits.

➢ **Fin octobre 2003 : Clinique Equine, 3ème consultation**

L'amyotrophie du muscle gracile gauche est toujours très marquée et présente une zone de fibrose importante. Un examen EMG n'apporte pas de renseignements notables. Son échographie, montre une perte de d'organisation et une fibrose très importantes du côté gauche par rapport au côté droit. L'échographie de la région lombo-sacrée est normale.

→ ***Elliot est alors hospitalisé trois semaines pour 10 séances de physiothérapie.***

2) EXAMEN ET BILAN KINESITHERAPIQUES

a. *Principales observations cliniques*

(1) Examen statique – palpation - mobilisation

➢ **Forte atrophie des muscles de la face médiale de la cuisse gauche. Avec fibrose importante du muscle gracile** : On peut palper une bande fibreuse irrégulière transversale, très dense, **très adhérente** aux tissus sous-jacents et **douloureuse à la mobilisation** ; ainsi qu'une bande longitudinale non douloureuse et moins adhérente.

Photo 40 : Elliot avant la physiothérapie (Sawaya S.)

➢ **Forte sensibilité de la région L5-L6- -sacrale gauche**

➢ **Atrophie des quadriceps** des deux côtés (plus marquée à gauche), **Rotule gauche instable, avec sensibilité du grasset à la mobilisation**

➢ Déformation de la fourchette sur les 4 pieds.

(2) Examen dynamique

- **Ne supporte pas le poids sur son postérieur gauche.**
- Refuse le reculer ;
- **Mouvements « ataxiques » avec dysmétrie du postérieur gauche** :

→ Première moitié du soutien : abduction très marquée de la hanche. Flexion active du genou incomplète ;

→ Seconde moitié du soutien : une sorte de « ressaut » limite l'extension du grasset et du jarret et tire légèrement le jarret en flexion. Absence pratiquement d'adduction avec poser du pied gauche à l'extérieur du polygone de sustentation normal.

- **L'articulation fémoro-patellaire est instable (ressauts) en appui sur le PG (cercle à main gauche).**
- **Difficultés d'engagement du PG sur le cercle à main droite** (déficit de l'adduction+rotation externe de la cuisse).

b. Bilan

Le déficit fonctionnel est bien en relation avec l'atteinte du muscle gracile (et peut-être aussi des autres muscles adducteurs sous-jacents) : atrophie et fibrose importantes. L'origine pourrait être un traumatisme lombaire en L5-L6 (nerf obturateur) et/ou musculaire (claquage, déchirure, ce qui serait en accord avec l'aspect de la fibrose, aussi bien à la palpation qu'à l'échographie).

→ Le mouvement exagéré d'abduction (phase postérieur du soutien) puis le déficit de l'adduction-rotation externe (phase antérieure du soutien) sont en rapport avec la faiblesse

ou l'inaction du muscle (muscle « sidéré » par le traumatisme, et ne pouvant plus se contracter) ;

→ Le mouvement de retrait en fin de phase de soutien s'expliquerait également du point de vue mécanique : la forte fibrose du gracile (qui est également un fléchisseur du genou au soutien) vient contrecarrer l'extension du grasset et a tendance à tirer le genou en flexion, par l'intermédiaire de l'appareil réciproque (corde fémoro-métatarsienne) ceci se répercute sur le jarret (flexion du jarret) et sur le doigt (d'où tendance à trébucher).

→ A l'appui : instabilité du genou (fémoro-patellaire et fémoro-tibiale) d'une part à cause de la faiblesse du quadriceps (repos prolongé) et d'autre part à cause du déficit de la composante stabilisatrice du gracile en rotation interne- adduction du tibia.

3) PHYSIOTHERAPIE

Objectifs

Eliott est un cheval qui doit travailler.

Le programme de physiothérapie a pour objectifs :

- **Le « réveil moteur » et le renforcement et l'assouplissement du m. gracile** (mais également des mm. adducteurs sous-jacents)
- **La lutte contre la fibrose** : limiter son extension, détruire les adhérences et ponts fibreux en voie de formation
- **La rééducation** du mouvement.

Le programme repose sur dix séances d'électrothérapie à raison d'une séance tous les deux à trois jours dan l'après midi.

Des exercices passifs et actifs sont réalisés tous les matins.

Deux jours avant sa sortie des hôpitaux, le programme est complété par une séance d'ostéopathie.

a. *Protocole des séances d'électrothérapie*

(1) Les massages

- Manoeuvres de friction dans le but d'assouplir les bandes fibreuses et de détruire leurs adhérences avec le tissu sain.
- Massages de la région lombaire postérieure.

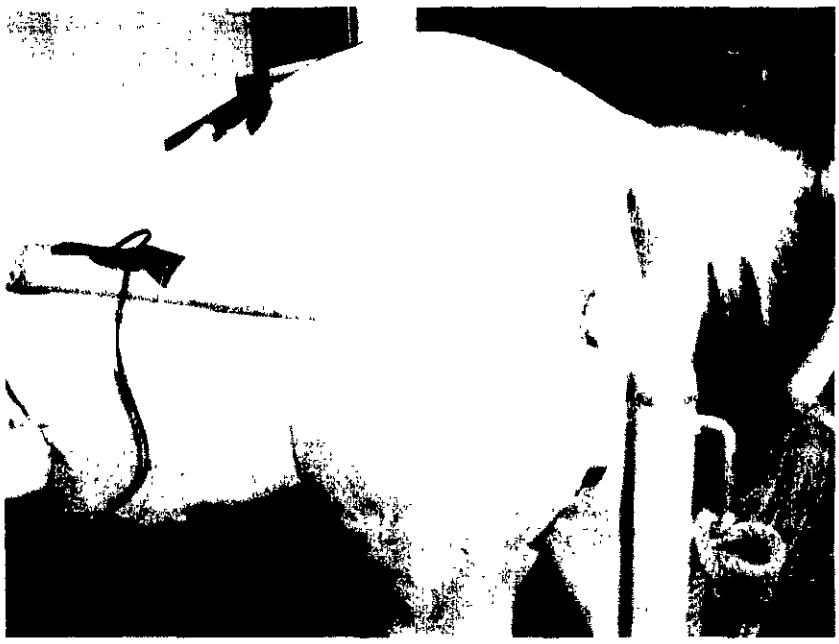
(2) Les courants trophiques et antalgiques

Une grande électrode est placée sur le muscle erector spinae en regard des espaces intervertébraux L5-L6-S1 (émergence des nerfs obturateur et fémoral), et une petite contre la zone fibreuse du gracile.

Le courant est de Moyenne Fréquence modulé en basse fréquence variable : F= 7500Hz /100→200Hz. Ce courant est réputé pour son action antalgique et trophique en profondeur (hyperhémie, chaleur).

Il est administré pendant 15 minutes.

Photo 41 : Position des électrodes lors de la stimulation antalgique et trophique (Sawaya S.)



(3) EMS des adducteurs et du vaste latéral gauches

L'EMS a été utilisée de façon alternée sur les muscles gracile et vaste latéral à gauche car ce dernier présentait une faiblesse par défaut d'utilisation à l'origine d'une instabilité rotulienne.

On utilise un courant de Moyenne Fréquence 7500 Hz modulé pour travailler en profondeur. Le programme se décline en 2 phases :

1) Réveil moteur : F= 7500/10 Hz, stimulation continue pendant 6 minutes.

2) Renforcement musculaire en profondeur : F = 7500/70 Hz pour recruter le maximum d'unités motrices. Pendant 15 minutes avec un temps de travail de 8 secondes et un repos de 16 secondes.

Photo 42 : Position des électrodes pour la stimulation du muscle gracile (Sawaya S.)

(4) Les ultrasons

Ils sont utilisés pour leurs propriétés antalgiques, et surtout pour la production de chaleur en profondeur et leur effet défibrosant.

Ils sont appliqués avec une tête de 5cm², à F= 1MHz ; 8 minutes en continu (échauffement) à P = 1,5 W / cm² ; puis 8 minutes en pulsé à 50% (défibrosant) à P = 1 W/:cm².

b. Les mobilisations et stretching

Les tissus étant bien échauffés et ramollis par l'ESNM puis les US, on réalise alors des étirements en protraction et protraction /abduction du genou en augmentant progressivement la tension jusqu'au maximum supporté par le cheval.

c. Exercices passifs et actifs quotidiens

Elliot est tourné en longe une fois par jour à main gauche au pas et au trot. En main, on fait des huit de chiffre au pas. Lorsqu'il est bien échauffé, il est tourné à la longe à main droite au pas et au trot suivant l'évolution. Ensuite, en main, on lui fait monter et descendre des plans légèrement inclinés et des trottoirs.

Après le travail en main, on peut réaliser le stretching et les mobilisations passives essentiellement sur le postérieur gauche, en prenant soin de mobiliser la hanche, le genou et le jarret :

- Flexion/ extension du membre,
- Protraction et rétraction du membre,
- Etirement en protraction,
- Etirement en protraction et adduction,
- Etirement en adduction.

d. Ostéopathie

Le traumatisme initial, puis ses conséquences sur la biomécanique lombaire et du genou d'une part, les tensions myofasciales importantes dues à la fibrose de la face interne de la cuisse d'autre part, n'ont pas manqué d'engendrer des compensations posturales vertébrales et au niveau des zones clés des membres...

A l'issue des 10 séances prévues de physiothérapie, la réduction nette de tous les signes cliniques, permettait alors d'envisager un examen ostéopathique de façon à rééquilibrer les tensions myofasciales et lever les blocages articulaires persistants .

Nombreuses zones de restriction de mobilité sont mises en évidence. Les manipulations ont intéressé les zones charnières du rachis (atlanto-occipitale ; Cervico-thoracique, T14-T15, lombo-sacrale) et les points clés du postérieur gauche en dysfonction (grasset et cuboïde)

4) EVOLUTION

➢ A l'issue du traitement, on note une très nette amélioration de la démarche, une augmentation de la masse musculaire médiale et une diminution de la fibrose. Ayant initialement la taille d'une main, elle se trouve réduite à une zone d'environ 3x3.cm.

Le gain à l'extension du jarret est estimé à 20°. Le grasset a retrouvé sa stabilité (plus de ressaut de la patella) et Elliot peut porter son poids sur le postérieur gauche sans problème. La douleur dorsolombaire a disparu.

La circumduction exagérée du postérieur gauche a est atténuée et lorsqu'on réalise une adduction, le postérieur gauche se pose sous le corps. L'hyperflexion et l'hypermétrie du jarret gauche ne sont plus objectivés.

Elliot ne trébuche plus au passage d'un trottoir, accepte le reculer, est bien aux trois allures à main gauche et à main droite, sur des cercles serrés le postérieur gauche traîne encore un peu ; l'adduction est insuffisante sur le cercle à droite.

➢ Elliott est rendu à ses propriétaires avec la recommandation de poursuivre les exercices de mobilisation passive et d'étirements à raison de 2 à 3 fois par semaine sur un mois.

Des exercices actifs sont également prescrits : Marche au pas sur terrains de nature varié, franchissement de petites barres au sol (rééducation proprioceptive), de travailler les incurvations en commençant toujours a main gauche. L'intérêt des déplacements latéraux (hanches en dedans) et des départs au galop est souligné.

5) SUIVI

A un peu plus d'un mois après la fin de la physiothérapie, Elliot présente encore un mouvement de circumduction exagéré du PG, mais sans gêne majeure pour son activité puisqu'il **va en ballades sur tous les terrains, et ceci aux trois allures et sans aucun problème signalé.**

6) COMMENTAIRES -DISCUSSION

Au 10ème jour de la physiothérapie (dont 5 séances d'électrothérapie) l'amélioration de l'état algique et fonctionnel d'Elliot était sensible. Ceci n'avait pas été le cas durant les deux mois de mise au repos au box avec un traitement aux anti-inflammatoires.

La sévérité et l'ancienneté de la fibrose ne permettaient pas d'envisager une récupération sans séquelles. Les exercices d'étirements prescrits n'ont pu être réalisés pour cause d'indisponibilité de ses propriétaires.

5 ou 6 séances de physiothérapie supplémentaires et une poursuite régulière des exercices de mobilisation et d'étirements, auraient assurément permis d'aller plus loin dans la correction du défaut locomoteur.

C. LORD : SYNDROME FEMORO-PATELLAIRE

(Cas Clinique traité par Mlle Galand S. Kinésithérapeute DE ; 94170 Le Pereux sur Marne)

1) COMMEMORATIFS/ANAMNESE

Lord est un cheval de selle de 6 ans en très bon état général. Il commence a travailler pour faire des concours de saut d'obstacle. Son principal problème est un accrochement rotulien quasi permanent au box et très fréquent au trot. Le cheval ne peut alors plus fléchir le membre postérieur.

Rappels sur le syndrome fémoropatellaire :

C'est une pathologie relativement fréquente chez les chevaux jeunes à croissance rapide et peut-être carencés en oligo-éléments. Un rayon tibial presque vertical, la survenue d'un traumatisme sur le membre en extension et un mauvais état général seraient des facteurs favorisants.

Cela correspond à l'accrochement de la patella au-dessus de la lèvre médiale de la trochlée fémorale entre les ligaments patellaires intermédiaire et médial. La flexion du membre correspondant est alors impossible.

Le postérieur est bloqué en extension, avec le grasset et le jarret en extension et le boulet en flexion.

Le diagnostic est aisé sur un cercle serré à la main correspondante. A la palpation, les ligaments rotuliens sont tendus quand le membre est bloqué en extension.

2) EXAMEN KINESITHERAPIQUE/OSTEOPATHIQUE ET BILAN

Le cheval est observé au repos au box et en mouvement.

L'extension du membre postérieur est quasi permanente au box et très fréquente en mouvement.

Le diagnostic de syndrome fémoro-patellaire est posé par vétérinaire de Lord qui préconise un traitement chirurgical.

Avant de prendre la décision, le propriétaire décide d'essayer un traitement physiothérapique.

3) PHYSIOTHERAPIE

L'objectif de ce traitement est le renforcement des muscles responsables du décrochement de la rotule : le vaste latéral et le glutéo-fémoral.

Trois séances d'électromyostimulation sur les muscles vaste latéral et glutéo-fémoral sont réalisées à trois jours d'intervalle. Celles-ci durent 10 à 15 minutes selon la patience du cheval.

Le programme d'EMS utilisé est préconisé chez l'homme pour les problèmes de chondropathies rotuliennes avec subluxation-externe de la rotule et dont le principe est, à l'inverse de ce qui été réalisé chez Lord, de renforcer le m. vaste interne. Il s'agit d'un courant de F = 45 Hz, avec des phases de 6 secondes de contraction suivies de 6 secondes de repos à 3Hz de façon à augmenter la circulation locale et permettre aux fibres musculaires une meilleure récupération métabolique entre chaque contraction tétanique.

4) RESULTAT - EVOLUTION

Lord n'a plus présenté d'accrochement de rotule au box ou en mouvement et aucune rechute n'a été notée dans les 6 mois suivant le traitement.

Le quadriceps et le glutéo-fémoral doivent être entretenus par un travail adapté. Il faut donc favoriser le travail en flexion/extension de la hanche et les déplacements latéraux du côté opposé du membre atteint qui permet un travail en concentrique et en excentrique du glutéo-fémoral.

5) COMMENTAIRES – DISCUSSION

Les résultats très rapides avec un nombre réduit de séances (3) rappelle ceux obtenus chez l'homme dans le traitement des chondropathies avec instabilité rotulienne rencontrée souvent chez les personnes âgées.

Il est clair que ce ne sont pas 3 courtes séances d'EMS qui vont renforcer des muscles aussi volumineux que ceux de la cuisse du cheval. On peut comprendre qu'un traumatisme en extension, ou bien que des douleurs articulaires dues aux pressions anormales sur les cartilages, puissent être à l'origine d une inhibition réflexe de ces muscles qui serait alors levée par l'électrostimulation. Ou alors, comme dans le cas dune immobilisation prolongée, le fait que ces muscles ne travaillent plus pour décrocher la patella amène à une perte de tonicité et une atrophie. Dans ce cas l'EMS aurait joué un rôle de rééducation du schéma moteur qui ne nécessitait que d'être « réveillé ». Ensuite le fait que le cheval puisse se déplacer correctement complète la rééducation et contribue à redonner leur tonicité nécessaire à ces muscles.

D. KOFFEE-COLOUR : AMYOTROPHIE SUPRASCUPULAIRE : « SWEENEY »

Cheval : Kofee Colour – Selle Français – femelle Née le 01-05-98 – AQPS de course

1) HISTORIQUE

- Début juin 2004 : Chute lors d'une course d'obstacle, Mise au repos au box 6 semaines au bout desquelles une amyotrophie de l'épaule est constatée
- Mise au pré fin Juillet 2004 : Pas d'amélioration ; référée par son vétérinaire à la clinique équine de l'ENVL.
- Le 1er décembre 2004, examen orthopédique (Clinique Equine ENVL) : Forte atrophie des muscles supra-épineux et infra-épineux droits, vraisemblablement liée à une lésion traumatique du nerf suprascapulaire (« sweeney »).

→ **Hospitalisée 1 mois pour une physiothérapie.**

2) EXAMEN ET BILAN KINESITHERAPIQUES (1-12-2004)

a. *Examen visuel – palpatoire - mobilisations*

➢ **Très forte atrophie des muscles supra- et infra-épineux**. Le corps charnu de ce dernier a pratiquement complètement fondu et son tendon a diminué de taille. **Atrophie du deltoïde** (faisceaux spinaux).

➢ Forte contracture (douleur) des muscles du garrot (trapèze et rhomboïde thoraciques surtout).

➢ Restriction de mobilité scapulo-thoracique et scapulo-humérale en protraction (amplitude diminuée et forte gêne à cause des contractures du garrot) ;

➢ Zone fortement douloureuse à la palpation et lors de mobilisations passive et réflexe, à la jonction thoraco-lombaire (plus exactement T18-L1) : Koffee devient agressive et botte dès que l'on s'approche de cette zone.

➢ Points sentinelles (points d'acupuncture) fortement réactifs : « point du garrot » ++ (angle postérieur de la scapula), « point de l'épaule » + (en regard de l'émergence du n. axillaire), « point de l'ovaire » +++ (juste en arrière de la dernière côte).

b. *Examen dynamique*

➢ Le déficit de l'abduction du membre au cours de la phase de soutien n'est pas évident (compensation). Par contre : **embrassée raccourcie** (gêne à la protraction), et **déficit d'amortissement** lors de la première moitié de l'appui.

➢ **Déficit lors de cercles serrés à main droite** (lors de la phase de soutien de l'antérieur droit).

c. *Test d'électrostimulation*

En absence d'examen EMG et en l'absence d'appareil permettant la mesure des chronaxies, un test simple d'électroneurostimulation a été réalisé pour avoir une idée de l'état d'innervation des muscles affectés. La stimulation en regard du trajet superficiel du nerf suprascapulaire au moyen de courants excitomoteurs « classiques » (alternatif, rectangulaire, bidirectionnel à moyenne nulle et de basse fréquence) a permis d'obtenir des contractions tétaniques efficaces et non douloureuses des muscles infra et supra-épineux.

d. Bilan

➢ L'aspect de la réponse musculaire au test de stimulation permet de déduire, à priori :

- qu'il n'y a **pas de lésion de dénervation totale** (neurotmésis) ;
- qu'on est en présence d'une lésion **de type neuropraxie** (trauma nerveux brutal avec éventuellement destruction de la gaine de myéline et bloc de la conduction nerveuse), voire d'axonotmésis (lésion de l'axone) en voie de régénération. Ce dernier cas expliquerait la longue évolution de l'affection.

➢ Du fait de l'ancienneté de la lésion (plus de 4 mois) une fibrose musculaire s'est installée surtout en ce qui concerne le m. infra-épineux :

- **La récupération totale du m. infra-épineux reste aléatoire. Sa fonction pourrait être compensée par celle du muscle deltoïde.**
- **La récupération du m. supra-épineux est par contre d'un pronostic plus favorable.**

➢ L'hyper-réactivité du point sentinelle « ovaire » est liée à la douleur à la jonction T18-L1 : Ce point « ovaire » correspond au point d'acupuncture « BL22 » (du méridien « triple réchauffeur »). Sa réactivité est, en général liée à une dysfonction ovarienne et/ou à une affection à la jonction thoraco-lombaire (notamment douleur des psoas). Il est également intéressant de noter, que, selon la médecine traditionnelle chinoise, la réactivité de ce point est également parfois associée à des boiteries de l'épaule, et/ou une sensibilité de la partie latérale du membre thoracique.

3) PHYSIOTHERAPIE - REHABILITATION

a. Objectifs - Principes

Les objectifs prioritaires sont :

- Traiter l'amyotrophie
- Compenser la trop grande faiblesse du m. infra-épineux dont le pronostic de récupération est réservé par un renforcement du m. deltoïde.
- L'ancienneté de la lésion et la très forte amyotrophie imposent un programme de physiothérapie – rééducation sur au moins 8 semaines. Dans un premier temps, il sera essentiellement axé sur l'application de courants de stimulation musculaire. Ensuite sur un travail de réhabilitation, (musculation et rééducation actives) progressive.

La physiothérapie d'électrostimulation musculaire se déroulera en 3 phases :

a) Deux premières semaines : Travail surtout de la **trophicité** (améliorer la vascularisation), le **réveil des muscles sidérés** et la résistance à la fatigue de ces muscles très affaiblis). Travail quotidien.

b) Au cours des 6 semaines qui suivent : **Re-musculation en favorisant surtout le travail des fibres lentes (résistance à la fatigue)**. Augmentation progressive du temps de travail. Travail quotidien, repos les WE.

c) 2 semaines (ou plus si nécessaire) : Travail **mixte (endurance-force) en recrutant progressivement les fibres rapides** (résistance et force musculaire). Tous les deux jours. (Puis 2 fois par semaine si nécessaire)

b. *Protocole de Physiothérapie (du 2-12-04 au 4-01-05)*

(1) *Physiothérapie de l'épaule droite*

➢ Electrostimulation des muscles infra-épineux, supra-épineux et deltoïde

L'EMS est réalisée après 5 minutes d'un léger massage de l'épaule avec un petit stimulateur (Rehab pro2© , Sté Saint-Cloud) délivrant exclusivement des **courants alternatifs bidirectionnels symétriques de basse fréquence.**

Photo 43 : Kofee Colour en début de traitement physiothérapique (Sawaya S.)

Plusieurs programmes progressifs ont été crées. L'idéal aurait été de pouvoir réaliser des contractions alternées supra-épineux / infra-épineux et deltoïde, du moins tant que les muscles étaient encore très faibles ; mais ceci n'était pas permis par l'appareil.

Choix du paramètre « durée d'impulsion » : Nous nous sommes référés aux résultats de l'étude des chronaxies chez le cheval pour sélectionner une valeur convenable pour les 3 muscles contractés : **140 µs**

- **Phase 1** : Deux premières semaines. Tous les jours.

Programme en deux parties (durée totale 20 minutes)

Capillarisation – Réveil moteur : 15 minutes à fréquence (F) variant de 2 à 10 Hz en continu, durée de la modulation 6 secondes. Intensité maximale confortable.

Contraction tétanique – Traitement de l'atrophie, Travail de résistance à la fatigue : 5 minutes à F = 35 Hz ; Temps de travail : rampe de début 2 s ; plateau : 4 s ; rampe de fin 1 s. Temps de repos : 12 secondes. Contraction tétanique de faible intensité.

(Au cours de la seconde semaine, le temps de la 1ère partie est ramené à 10 minutes et celui de la 2nde est augmenté à 10 minutes).

- **Phase 2** : Programmes en 3 parties

Programme de base pendant deux semaines : Tous les jours, repos le week-end.

Echauffement – Réveil moteur : F= 8Hz ; en continu pendant 8 minutes. Intensité maximum confortable

Contraction tétanique – Traitement de l'atrophie, Travail de résistance à la fatigue : F = 35 Hz ; Temps de travail : rampe de début 2 s ; plateau : 6 s ; rampe de fin 1 s. Temps de repos : 12 secondes. Augmentation progressive par paliers, toutes les 4 contractions jusqu'à atteindre l'intensité maximum confortable. .Durée : 15 minutes.

Relaxation – récupération active : F =4Hz, en continu, pendant 4 minutes.

Les 4 semaines suivantes les modifications suivantes sont apportées :

1) 6 minutes ; 2) F=45 Hz ; Travail : 6 sec. , Repos : 8 sec. 30 minutes ; 3) 4min. A réaliser tous les 2 jours.

- **Phase 3** : (sur 2 semaines ou plus)

1- Echauffement – Réveil moteur : F= 8Hz ; en continu pendant 5 minutes. Intensité maximum confortable

2 - Contraction tétanique – Travail de Force/endurance : Fréquence variable entre 35 et 65 Hz. ; Temps de travail : rampe de début 2 s ; plateau : 6 s ; rampe de fin 1 s. Temps de repos : 12 secondes. Durée : 30 minutes. Intensité maximale confortable (montée progressive par paliers).

3 - Relaxation – récupération active : F = 3 Hz, en continu, pendant 5 minutes.

➢ ***Techniques manuelles***

- **Massages** du garrot et de l'épaule : Effleurage - Pressions glissées - pétrissages - Frictions (palper-rouler et Massage transversal profond des tendons de l'infra-épineux et du supra-épineux).

- **Mobilisations passives** scapulo-thoracique et scapulo-humérale : protraction-rétraction, abduction/adduction ; rotations externe/interne

- **Stretching myotensif** de l'antérieur droit : protraction + adduction ; rétraction + adduction.

➢ ***Travail actif***

- Marche - Travail à la longe - cercles serrés – montées/descentes de trottoir n'ont pu être réalisés régulièrement au cours de l'hospitalisation de Koffee à la Clinique Equine de l'ENVL pour ne pas gêner la guérison d'un abcès apparu sur son pied gauche.

Prescription : Dès que la guérison de l'abcès à l'antérieur gauche le permet :

➢ **Travail à la longe à main droite** ; **cercles serrés à main droite** (mise en charge de l'antérieur droit) ;

➢ **Passage de petits obstacles au sol** (15 cm de haut : barres au sol, montée/descente de trottoirs etc.) ;

➢ **Travail latéral de type « épaules en dedans »** (monté ou aux longues rênes) aussi bien vers la droite que vers la gauche : pour faire travailler les muscles aussi bien en contraction concentrique (raccourcissement lors de l'écartement) qu'en contraction excentrique (se contractent en s'allongeant pour contrôler l'amplitude du mouvement lors du croisement).

c. *Soins associes*

- **Correction par ostéopathie des diverses restrictions de mobilité du membre antérieur droit** (garrot, scapulo-thoracique et pisiforme) à la fin de la première quinzaine du traitement.
- **Traitement des douleurs thoraco-lombaire et du point « ovaire »**: Courants antalgiques (TENS) sur des points d'acupuncture (30 minutes) suivis de manipulations ostéopathiques. Puis pendant 5 jours 20 minutes de TENS.

4) RESULTATS - EVOLUTION

Les premières phases du programme ont été réalisées à l'ENVL durant 4 semaines. Le traitement a été poursuivi par le propriétaire de Koffee auquel a été prêté l'appareil.

➢ ***Après la première période de soins réalisés à l'ENVL on note*** :

- Une **légère amélioration de la masse des mm. Deltoïde et supra-épineux** (difficilement quantifiable, estimée à 0,5 cm pour ce dernier). Pas d'amélioration perceptible ou significative pour l'Infra-épineux.
- La **résolution des contractures du garrot et l'amélioration nette de la souplesse et de l'amplitude des mouvements** de la scapula et de l'articulation scapulo-humérale.
- **Une résolution pratiquement totale des douleurs en région thoraco-lombaire et du point « ovaire ».** A la 3ème séance de courants TENS, Koffee s'est mise à uriner puis est rentrée en chaleur et toutes les douleurs ont disparu brusquement.
- En dynamique : En ligne droite, appréciation impossible du fait de la boiterie du membre opposé (abcès en cours de traitement). Par contre, très nette amélioration sur les cercles serrés à main droite.

➢ *A 8 semaines du début du traitement (1 mois plus tard)*

Photo 44 : Kofee Colour après 7 semaines de traitement

- **Les fosses supra et infra épineuses sont en grande partie comblées** par le développement des muscles.
- La récupération de la masse musculaire du **supra-épineux est estimée à 70%**
- **Le muscle deltoïde, en particulier ses faisceaux spinaux qui recouvrent le m. ubfra-éipineux a considérablement augmenté de volume et remplit presque 80%** de la fosse infra-épineuse. Le muscle infra-épineux a aussi augmenté de volume, mais difficilement appréciable du fait de son recouvrement par le deltoïde.
- **Koffee n'a plus présenté aucune douleur ou gêne thoraco**-lombaire. Elle ne boite pas, et réalise tous ses exercices sans aucune difficulté.
- Son entraîneur a jugé qu'elle est **prête à reprendre progressivement son entraînement sportif.**

Il a été conseillé de prolonger encore de 2 ou 3 semaines le travail d'EMS à raison de 2 séances par semaine, en simultané avec la reprise de l'entrainement.

(Evolution de ce cas en cours).

5) COMMENTAIRES –DISCUSSION

En deux mois, Koffee a récupéré environ 70-80% de ce qu'elle a mis 6 mois à perdre. Dans de tels cas, une physiothérapie commencée le plus tôt possible aurait sûrement permis d'éviter une amyotrophie aussi importante. Ce qui est très dommage pour des chevaux comme Koffee Colour qui étaient d'un très bon niveau et semblait promis à un bel avenir sportif. Au minimum des séances de massages, mobilisations passives et étirements avec des exercices modérés en main et à la longe auraient permis de limiter l'atrophie et surtout la fibrose.

Sur des muscles très atrophiés et très faibles comme dans le cas de Koffee, il est important de commencer d'abord par améliorer la trophicité des tissus et un travail progressif de réveil moteur. Réaliser d'emblée un travail de renforcement, risquerait au contraire de fatiguer les muscles et provoquer des contractures, voire même de les léser. Une fois la perfusion des tissus améliorée, on peut à ce moment là travailler à améliorer les capacités de résistance à la fatigue de ces muscles en privilégiant le recrutement des fibres lentes. Ce travail sert aussi à améliorer la stabilité articulaire de l'épaule dont le compartiment latéral était fortement affaibli.

Cet exemple illustre bien le fait que chez le cheval, comme on est limité dans l'amplitude des contractions à imposer, un traitement efficace de l'amyotrophie devrait être conçu sur de longues périodes (8 semaines et plus) ....La disponibilité, la motivation et la patience du propriétaire est primordiale. La récupération de la masse musculaire généralement beaucoup plus rapide chez le chien et requiert un nombre de séances plus petit.

Enfin, ce cas illustre également la grande efficacité des TENS sur les points d'acupuncture dans le cas des douleurs aussi bien viscérales que somatiques.

E. ROYAL : LESION TRAUMATIQUE DU PLEXUS BRACHIAL ET THERAPIE DE DENERVATION

C'est le cas de **ROYAL**, cheval quarter horse de 7 ans utilisé pour des démonstrations western

1) HISTORIQUE

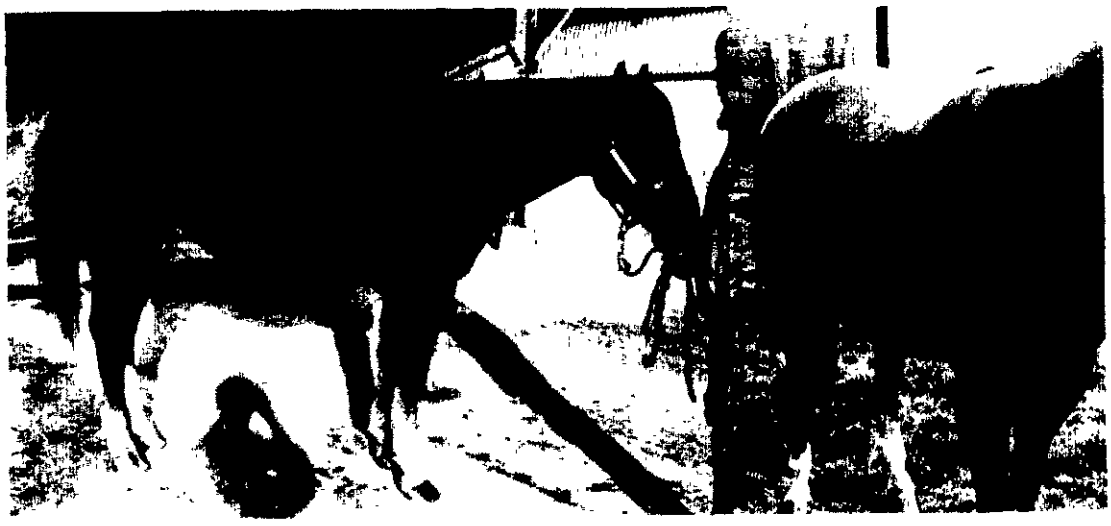
En juin 2002, il est retrouvé au pré avec une plaie profonde au poitrail . Cette plaie est traitée par son vétérinaire. Un mois après, le cheval présente une importante amyotrophie de l'épaule et tout l'arrière de l'épaule droite. .

En août, Royal est référé à la clinique de l'ENVL (traitement inconnu) ;

En novembre : aucune amélioration.

→ Il est décidé d'avoir recours à la physiothérapie.

Photo 45 : Royal avant la physiothérapie (par Dr Benamou-Smith)



2) EXAMEN KINESITHERAPIQUE/OSTEOPATHIQUE ET BILAN

a. Principales observations cliniques (6 mois après l'accident)

- Atrophie très importante des muscles cutané du tronc, dentelé ventral du thorax, et pectoral ascendant qui apparaît fortement fibrosé à la palpation ; atrophie du muscle grand dorsal.
- N'accepte plus la selle ni le cavalier
- Forte contracture des muscles du garrot (trapèze/rhomboïde) sensibilité à la palpation-pression - Point douloureux juste dans le creux de l'angle caudal de la scapula - Restriction de mobilité en latéro-flexion cervicale basse vers la gauche. (« Blocage du segment C6-C7 en rotation à droite). - Forte restriction d'amplitude en protraction scapulo-thoracique (fibrose du dentelé et du m. pectoral ascendant) - Forte contracture en région lombaire gauche à hauteur de L3. (Tension myofasciale ou point gâchette du muscle grand-dorsal/fascia thoraco-lombaire due probablement à la dissymétrie de la posture)

- Boiterie de l'antérieur droit avec phase antérieure de la foulée raccourcie et temps de propulsion retardé. A l'embrassée, compense le déficit du muscle dentelé en tirant fortement avec son m. brachiocéphalique par un mouvement de l'encolure vers la gauche. Refus de trotter, de reculer et des difficultés sur les cercles.

b. Electrodiagnostic :

Un examen électromyographiques est réalisé (Dr J.J Thiébault ; UP Physiologie) .

Les chronaxies musculaires (Ch) sont mesurées et le coefficient d'accommodation (Q) calculé :

- m. grand dorsal : Chr = 200 µs ; Q = 2,8.
- m. pectoral ascendant : Chr = 150 µs ; Q = 3,05.
- m. dentelé ventral du thorax : **Chr = 400 ms ; Q = 1,1.** Contractions lentes, retardées et très faibles.

c. Bilan

➢ Les muscles atrophiés sont ceux dont les nerfs procèdent des **branches ventrales des segments cervicaux C7 - C8 (T1 ?)**, premières racines du plexus brachial :

- N. thoracique long (C7) pour le m. dentelé ventral du thorax.
- N. thoraco-dorsal C8) pour le m. grand dorsal ;
- N thoracique latéral (C7-C8-T1) pour les mm. pectoral ascendant et cutané du tronc.

➢ L'aspect des réponses musculaires aux tests de chronaxie (secousses rapides, franches) et les valeurs des paramètres électrophysiologiques pour les muscles grand dorsal et pectoral ascendant sont caractéristiques de muscles sains (normalement innervés) . Il s'agit sûrement d'une lésion de type **neuropraxie.**

➢ La qualité de la réponse du m. dentelé ventral, sa chronaxie très élevée et 1< Q < 2, signent une **lésion de dénervation.** Les résultats de l'EMG suggèrent un phénomène de régénération en cours. Donc un **état de dénervation partielle**, lésion primitive probablement de **type axonotmésis.**

La plaie profonde au poitrail a lésé les premières racines du plexus brachial. Le traumatisme est à l'origine d'une **sidération nerveuse,** d'où une atrophie importante de tous les muscles innervés par ces racines. Les rameaux destinés aux muscles de l'épaule et provenant des mêmes segments médullaires (supra scapulaire et axillaire) ne semblent pas atteints (ou contusion légère qui a vite récupéré) - 6 mois après la lésion, la régénération nerveuse est encore en cours pour le dentelé, tandis qu'elle a retrouvé sa fonctionnalité pour le grand dorsal et le pectoral. Toutefois la trop longue période d'inaction est à l'origine de très forte fibrose irréversible touchant surtout le pectoral ascendant. **Ces muscles sont encore sous l'effet du bloc de conduction dû au choc nerveux.**

La dysfonction à la jonction cervico-thoracique (lésion à droite) est assurément en rapport direct avec le traumatisme. Elle doit être corrigée car contribue au déficit de la perfusion des racines nerveuses en voie de régénération.

Pronostic de récupération fonctionnelle : assez favorable avec séquelles fibroses si physiothérapie.

3) PHYSIOTHERAPIE

Objectifs principaux du traitement :

- Réveil moteur puis renforcement des muscles grand dorsal, pectoral ascendant qui sont indispensables pour une locomotion, et surtout une activité sportive correcte..
- L'entretien du muscle partiellement dénervé jusqu'à ce qu'il retrouve l'innervation suffisante pour engendrer une contraction normale.
- Eviter la fibrose des muscles qui ne le sont pas encore et de limiter celle des autres.
- Lever les tensions musculaires, corriger les dysfonctions vertébrales pour mettre Royal dans les meilleures conditions pour sa rééducation.

4) PROGRAMME

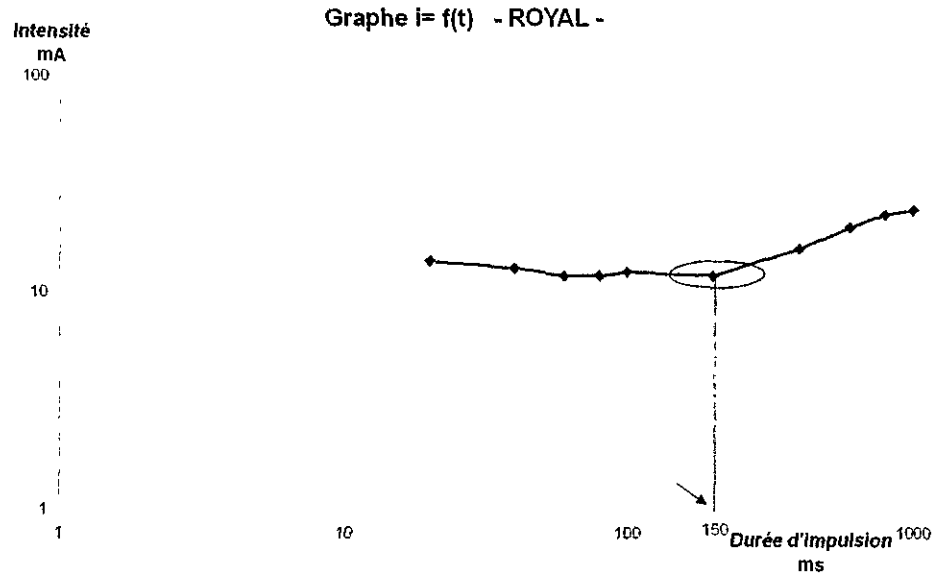
a. *Thérapies manuelles*

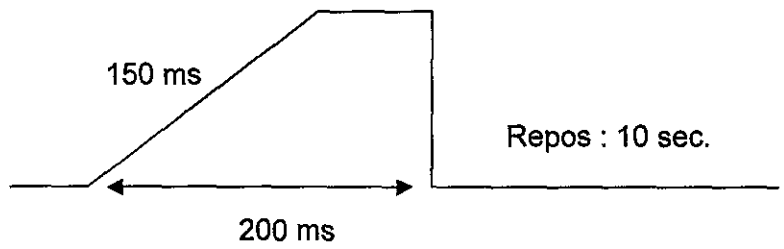
- Premier jour : **Correction par ostéopathie** des zones de dysfonction vertébrale (cervicales basses, lombaire) et scapulo-thoracique. Ceci étant vérifié, et réalisé à nouveau si nécessaire toutes les 3 semaines environ.
- **Massages** du garrot, de l'épaule s'étendant à la base de l'encolure et l'entrée de la poitrine crânialement, et aux muscles de la région postérieure à l'épaule. Les techniques de massage utilisées sont l'ébranlement, l'effleurage, les pressions glissées, le palper-rouler et la stimulation réflexe des trajets nerveux.
- **Mobilisations passives** scapulo-thoraciques et scapulo-humérales par des mouvements de protraction/rétraction, en abduction/adduction et rotations.

b. *Electromyostimulation*

Le protocole d'EMS a évolué avec l'état de ROYAL.

Figure 48 : Courbe I/t de Royal et type d'impulsion nécessaire à la stimulation de ce muscle (Sawaya S.)





1. **Phase 1 :** Protocole de base. Les séances ont lieu tous les jours les trois premières semaines.

Dentelé ventral du thorax :

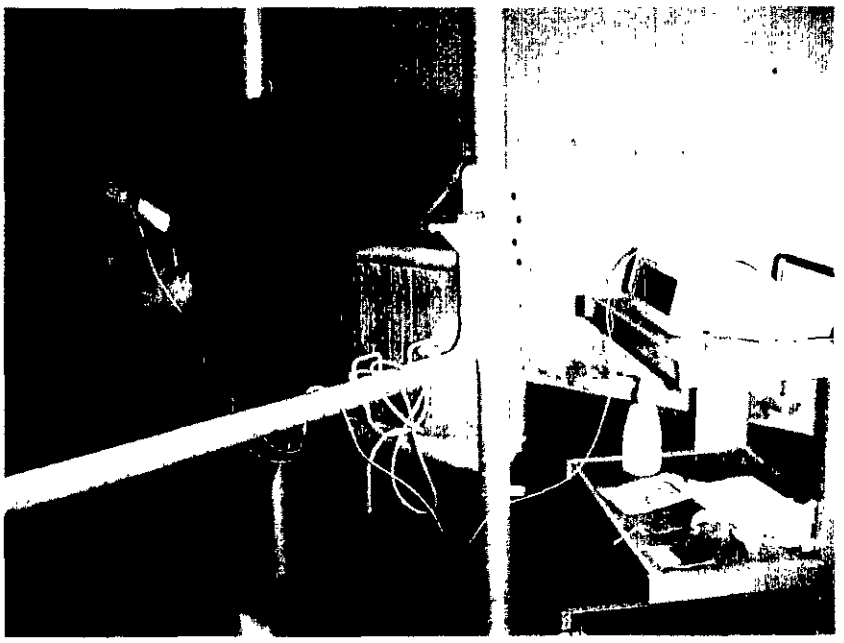
- EMS avec **courant trapézoïdal pour muscles dénervés**. Le courant est construit après établissement d'une **courbe i/r** et **utile détermination du temps utile : 200 ms** (C'est le temps minimum nécessaire pour stimuler sélectivement les fibres pathologiques) et la pente d'établissement du courant (150 ms). On applique deux séries de 5 contractions séparées par 5 minutes.

- **EMS des fibres saines** avec un courant excito-moteur « classique » dans le but de : « réveil » moteur du muscle sidéré, éviter leur asphyxie par la fibrose, et développer leur capacité de résistance à la fatigue.

- Utilisation d'un courant de moyenne fréquence modulée 8000/20Hz (Programme « endurance »), contractions de courtes durées, avec un très long repos, pendant 5 minutes. Rampe de début : - 2 s ; plateau : 4 s. Rampe de fin : 1 s – Repos : 20 s. Intensité faible, à contraction au début, puis augmentée progressivement tous les 3 à 4 jours pour atteindre le maximum confortable.

Pectoral ascendant et grand dorsal : Travail alterné des deux muscles avec un programme « endurance » modifié. (F= 30 Hz ; Durées d'impulsions : chronaxies mesurées de chacun des muscles; Rampe de début : 2 s ; plateau : 6 s. Rampe de fin : 1 s – Repos : 20 s. Intensité maximale confortable). Pendant 20 minutes

Photo 46 : Royal, EMS du grand dorsal (Sawaya S.)



Courants TENS pour leur action antalgique et décontracturante au niveau de l'angle caudal de la scapula : F= 40/100 Hz ; t = 200 µs ; durée : 20 minutes.

2. **Phase 2 :**

a) Dentelé ventral du thorax : Courant trapézoïdal : ré-ajustement de la durée de la pente à 120ms. – Travail des fibres saines : même programme, temps de contraction ajusté à 6 secondes et durée augmentée à 10 minutes en fin de séance.

b) Pectoral ascendant et grand dorsal : Le m grand dorsal s'est beaucoup développé, la récupération de la masse musculaire du pectoral ascendant, déjà très fibrosé, est plus limitée. **On va travailler maintenant à la rééducation de la phase de rétraction du membre permise par la mise en action de ces deux muscles ⇒ Contractions synchrones des deux muscles et recrutement des fibres rapides.** 3 phases de 10 minutes chacune : — ① 8000 Hz/20Hz échauffement à faible intensité — ② Programme spécifique pour fibres rapides : 8000Hz/50Hz, avec temps de contraction très court : 3,5 s, et temps de repos nul — ③ Programme force-endurance : 8000Hz/20-60 Hz : travail 6 sec/repos 18 sec. Intensité maximale confortable.

c) TENS tous les deux jours.

3. **Phase 3 (Sur deux semaines)**

Le Dentelé ventral du thorax répond très bien maintenant aux courants excito-moteurs classiques à front raide. Sa chronaxie a très fortement diminué et se trouve plus proche des valeurs normales pour les muscles du cheval (450 µs).

Les 3 muscles (dentelé d'abord 20 min. puis grand dorsal et pectoral 30 min.) sont stimulés avec les mêmes programmes axés sur le travail mixte Force-endurance avec un courant à fréquence balayée (20-60 Hz).

5) RESULTATS - EVOLUTION

Le programme de physiothérapie s'est déroulé sur 8 semaines entre début décembre 2001 et février 2002 par cures de 3, 2 et 3 semaines.

- **Au bout de deux semaines**, on note une **amélioration fonctionnelle importante**, Royal trotte, recule, peut marcher sur des cercles serrés. Il accepte enfin la mobilisation en protraction.

Photo 47 : Royal après deux semaines de physiothérapie (Sawaya S.)

- **A la fin du traitement**, la masse musculaire du grand dorsal et du dentelé ventral du thorax a augmenté. Royal présente une légère gêne due à la fibrose très importante du pectoral ascendant, l'embrassée est raccourcie et la propulsion est diminuée. Cependant, **le cheval peut être monté aux trois allures.**

- ROYAL a été rendu à son propriétaire avec une prescription d'exercices de mobilisations et étirements et le conseil de reprendre progressivement le travail monté.

- **Contrôle 2 mois après (en Avril)** : Bien qu'il ait perdu un peu de sa souplesse au niveau de l'épaule (visiblement les exercices de mobilisations n'ont pas dû être faits très régulièrement), ROYAL a encore fait des progrès du point de vue fonctionnel.

Royal dont la carrière était considérée comme terminée, **a repris son travail de démonstration Western.**

6) COMMENTAIRES – DISCUSSION

Encore un exemple où la physiothérapie a, en 8 semaines, permis la réhabilitation d'un malade dont l'état se dégradait depuis plus de 6 mois, car a été mis au repos.

Dans tous les cas où la fonctionnalité des organes est menacée par une amyotrophie, une fibrose, une ankylose, tous ces tissus dont la vie est liée au mouvement et à l'énergie qu'il fournit, une mise au repos devrait être contre-indiquée. Car non seulement il est défavorable pour l'appareil locomoteur, mais aussi pour le moral les fonctions organiques du cheval. Si dans quelques rares cas, ou certaines phases d'une affection comme le cas d'une tendinite en phase suraiguë ou aigue, le repos complet ou l'immobilisation sont requis ; l'exercice, **modéré et contrôlé** est rarement néfaste pour l'organisme, et souvent en constitue un des meilleurs remèdes. .

Le cas de Royal, illustre bien le fait que, dans de nombreux cas, des animaux jugés irrécupérables par leur vétérinaire, parce qu'il n'a pas les moyens pharmacologiques ou chirurgicaux de les traiter, peuvent être parfaitement réhabilités. La physiothérapie et ses possibilités restent encore malheureusement très mal connus en France.

En l'absence d'études cliniques randomisées, les cas cliniques rédigés et publiés dans des thèses ou des revues médicales vétérinaires ou présentés dans des congrès internationaux de chirurgie ou de physiothérapie constituent , à l'heure actuelle, les seuls témoignages scientifiques concernant l'efficacité de l'ENMS chez le cheval.

Nous n'en avons essentiellement présenté et discuté leurs indications et utilisation que dans le cas des affections de l'appareil locomoteur.

Pourtant chez l'homme, les domaines d'application de cette technique sont beaucoup plus vastes. En plus de l'utilisation des courants électriques pour l'administration de substances pharmacologiques (ionisations) , l'électrostimulation est efficacement utilisée en dermatologie (eczémas, ulcères, plaies atones, cicatrisation des plaies, cellulite...) , cancérologie (prise en charge de la douleur) , gynéco-urologie (traitement des incontinences urinaires et fécales) , en anesthésiologie, en phlébologie ainsi que dans la stimulation du système nerveux autonome dans certaines dysfonctions organiques.

Autant de champs d'investigations à venir pour la physiothérapie vétérinaire.

CONCLUSION

Depuis de nombreuses années, l'électromyostimulation (EMS) est couramment utilisée dans les protocoles de rééducation en médecine humaine. En médecine vétérinaire, les techniques de physiothérapie, dont l'EMS, font l'objet d'un intérêt de plus en plus croissant.

L'électrostimulation musculaire permet de substituer une commande électrique programmable à la contraction volontaire. Elle se développe aussi bien en médecine équine que canine. C'est une technique qui s'adapte assez facilement aux animaux et qui ne nécessite pas un matériel très onéreux ni une infrastructure très spécialisée.

Bien évidemment, la technique n'est pas complètement et directement transposable de l'homme au cheval car :

- D'abord, la physiologie musculaire et la biomécanique du mouvement ne sont pas superposables dans les deux espèces. Ceci est 'autant plus net pour les muscles des membres thoraciques : chez le cheval, ils sont exclusivement dévolus au soutien du tronc et à la locomotion tandis que chez l'homme, ils sont asservis à la fonction de préhension ;

- Ensuite, les conditions de réalisation de l'EMS sont très différentes chez le cheval ; l'animal est debout sur ses quatre membres donc, quasi impossibilité de travail concentrique et impossibilité de demander une contraction volontaire simultanée ;

- Sans oublier l'importance de certaines masses musculaires, la taille, le poids et, bien sûr, le caractère et le comportement de l'animal.

Afin qu'elle soit vraiment efficace, il convient d'adapter au mieux la réalisation de l'EMS aux particularités physiologiques du cheval, aussi bien du point de de vue de l'élaboration du protocole de physiothérapie, que du point de vue des paramètres techniques de l'électrostimulation. Sur ce point, les données expérimentales et cliniques reste encore très rares.

Un des paramètres primordiaux à prendre e compte est la durée de l'impulsion stimulatrice. Afin qu'une contraction soit optimale, c'est-à-dire efficace et non douloureuse, la durée de l'impulsion doit être égale à la chronaxie du muscle à stimuler.

Nos mesures expérimentales des chronaxies des principaux muscles sur lesquels on peut être amenés à réaliser de l'EMS chez le cheval, montrent bien la grande différence de ce paramètre par rapport aux muscles de l'homme. Cela explique souvent la difficulté d'obtenir des contractions efficaces, ou non douloureuses, lors de l'utilisation directe sur le cheval de protocoles « pré-programmés » proposés par la plupart des appareils d'électrostimulation à usage humain.

Les valeurs de référence des chronaxies que nous avons établies et que nous proposons pour le cheval pourront servir de base de travail. Mais, au vu des nombreuses variations de formats, de races et d'aptitudes sportives (ou au travail) chez les équidés, il peut être utile de réaliser les mesures de chronaxies en début de traitement afin d'adapter au mieux les paramètres au sujet traité.

En thérapeutique, si l'électromyostimulation est un moyen bien connu pour son efficacité dans la prévention et la lutte contre l'amyotrophie de non utilisation, elle contribue également :

- Avec les courants dits « décontracturants », à la réduction de la douleur en réduisant les contractures et autres points de tension et en favorisant le drainage des déchets métaboliques et médiateurs algogènes ;

- A la stabilisation active des articulations pour lesquels il n'existe pas de véritable solution chirurgicale chez le cheval ;
- A la rééducation proprioceptive et à la re-programmation des schémas corporels et moteur grâce au mouvement - et donc à la stimulation des récepteurs musculaires et articulaires - que génère chaque contraction.

Des séances d'EMS permettent d'accélérer la récupération pour retrouver les capacités optimales de travail par l'amélioration de la force de contraction musculaire, et de l'amplitude articulaire, diminuées lors de repos prolongé, d'immobilisation ou de traumatisme.

De ce fait, l'EMS trouve tout son intérêt dans le contexte de réhabilitation fonctionnelle du cheval en tant que sportif.

Toutefois, même quand le travail musculaire par électrostimulation constitue le moyen thérapeutique principal d'un programme de rééducation, il devra, pour une efficacité optimale, presque toujours être associé à d'autres techniques de la physiothérapie ; en particuliers les thérapies manuelles (massages, mobilisations passives, étirements). Ceci dans le cadre d'un protocole adapté à chaque patient et évoluant avec l'état de ce dernier. Dans tous les cas, l'EMS devra faire place, dés que cela est possible, et progressivement, aux exercices actifs (gymnastique).

Il apparaît clair que pour que la tolérance et les conditions de réalisation soient optimales, sans induire d'effets néfastes, cette thérapeutique ne devra être confiée qu'à un professionnel (vétérinaire ou physiothérapeute) maîtrisant les aspects techniques de l'EMS mais aussi l'anatomie fonctionnelle, la biomécanique et la physiologie du mouvement du cheval.

Réalisée à ce jour surtout dans des structures spécialisées en rééducation équine, l'EMS sera sans doute appelée, au même titre que les autres techniques de physiothérapie, à être réalisée de plus en plus sur le terrain. Si on ne peut douter de son intérêt et de son efficacité rapportés par les praticiens, et illustrés par les quelques cas cliniques exposés dans ce mémoires, il reste que, chez le cheval, il manque encore cruellement de données expérimentales et cliniques pour mieux cerner toutes les possibilités - et les limites - de cette technique chez cette espèce.

Le Professeur responsable
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon

Vu : Le Directeur
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon

Le Président de la thèse

Professeur A. MORIN
Professeur A. MORIN
Laboratoire d'Anatomie
Faculté de Médecine Lyon Grange Blanche
8, Avenue Rockefeller
69373 LYON Cédex 08

Vu et permis d'imprimer

Lyon, le 22 DEC. 2004

Le Président de l'Université,
Le Président du Comité de Coordination des Études Médicales,
Professeur D. VITAL-DURAND

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON I

ANNEXES

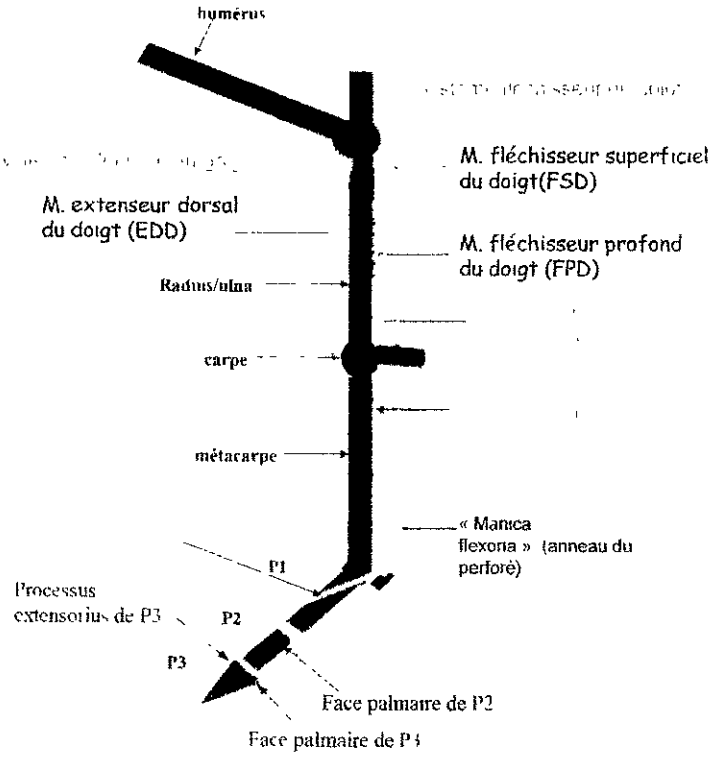
ANNEXE 1 : ROLE ET INNERVATION DES MUSCLES ETUDIES

Muscle	Rôles	Innervation
Fessier moyen	Extenseur de l'articulation coxo-fémorale Abducteur de la cuisse Rotateur interne de la cuisse	Nerf glutéal crânial (L6-S1)
Fessier superficiel	Extenseur de l'articulation coxo-fémorale *Abducteur de la cuisse* Rotateur interne de la cuisse	Nerf glutéal crânial et caudal (rameau dorso-médial) (S2)
Semi-tendineux	Soutien : Fléchisseur du genou et rotateur interne de la jambe Appui : Extenseur du genou et de l'articulation coxo-fémorale	Nerf glutéal caudal (faisceau supra-ischiatique) et nerf cutané fémoral caudal (S2 +/- S3)
Semi-membraneux	Soutien : Extenseur coxo-fémoral (+ légèrement adducteur), Fléchisseur du genou et rotateur interne du tibia Intervention dans le cabrer	Nerf glutéal caudal (faisceau supra-ischiatique) et nerf cutané fémoral caudal (S2 +/- S3)
Glutéofémoral	Soutien : extenseur et abducteur de la cuisse Appui : extenseur du genou Déblocage de la rotule	Nerf glutéal caudal (faisceau supra-ischiatique) et nerf cutané fémoral caudal (S2 +/- S3)
Biceps fémoral	Soutien : Fléchisseur, Abducteur et rotateur externe de la jambe Appui : extenseur de la cuisse Intervention dans le cabrer	Nerf glutéal caudal
Vaste latéral	Extenseur de la jambe Déblocage de la rotule et contention anti-fléchisseur du genou	Nerf fémoral (L3-L4-L5)
Tenseur du fascia lata	Mise en tension des fascias lata, glutéal et jambier Extenseur de la jambe Fléchisseur de la cuisse	Nerf glutéal crânial
Long extenseur du doigt	Soutien : Extenseur du doigt Appui : maintien des angles articulaires	Nerf fibulaire profond (L6-S1-S2 (sciatique))
Extenseur latéral du doigt	Soutien : maintien de l'angle cruro-tarsien Appui : Extenseur du doigt	Nerf fibulaire superficiel
Fléchisseur latéral du doigt	Appui : propulsion Soutien : fléchisseur caudal des phalanges puis du doigt sur le pied	Nerf tibial (nerf sciatique)

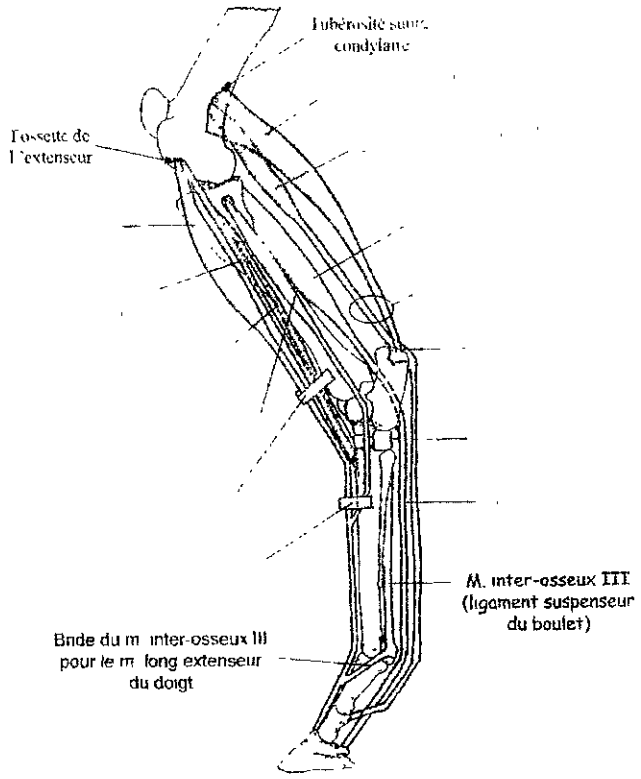
Muscle	Rôles	Innervation
Erector spinae	Extenseur de la colonne thoraco-lombaire Latéroflexion caudale	Branche dorsale des nerfs thoraciques : rameaux médiaux profonds Branche dorsale des nerfs lombaire : rameaux médiaux profonds
Grand dorsal	Soutien : rétraction du membre Appui : tire le tronc crânialement	Nerf thoraco-dorsal
Trapèze	Adducteur de l'épaule Protraction de la scapula	Rameaux dorsaux du nerf accessoire
Deltoïde	Adducteur et rotateur externe du bras Fléchisseur du bras (en synergie avec le grand rond) Stabilisateur latéral de l'épaule	Nerf axillaire (C7-C8)
Supra-épineux	Extenseur, abducteur et rotateur externe de l'épaule Maintien de l'angle articulaire et stabilisateur postéro-antérieur de l'épaule	Nerf suprascapulaire (C6-C8)
Infra-épineux	Abducteur du bras (+rotateur externe et fléchisseur) Maintien de l'angle articulaire et stabilisateur latéral de l'épaule	Nerf suprascapulaire
Triceps brachial	Extenseur du coude (avant bras) Maintien de l'angle articulaire du coude (au repos)	Nerf radial (C7-T1)
Extenseur radial du carpe	Extenseur du carpe Appui : Opposition à la flexion du carpe	Nerf radial
Extenseur dorsal du doigt	Extenseur des rayons osseux sur les précédents Appui : maintien de l'articulation carpienne (+ pendant la phase d'amortissement)	Nerf radial
Ulnaire latéral	Fléchisseur du carpe	Nerf médian (C8-T2)
Extenseur latéral du doigt	Extenseur du doigt et de la main	Nerf radial
Brachiocéphalique	Appui : fléchisseur de la tête et inclinaison Soutien : Protraction du membre	Nerf axillaire

ANNEXE 2 : LES TENDONS DES MUSCLES FLECHISSEURS DU DOIGT DU CHEVAL (Sawaya S. 2004)

SYSTEME MUSCULOTENDINEUX DU MEMBRE THORACIQUE

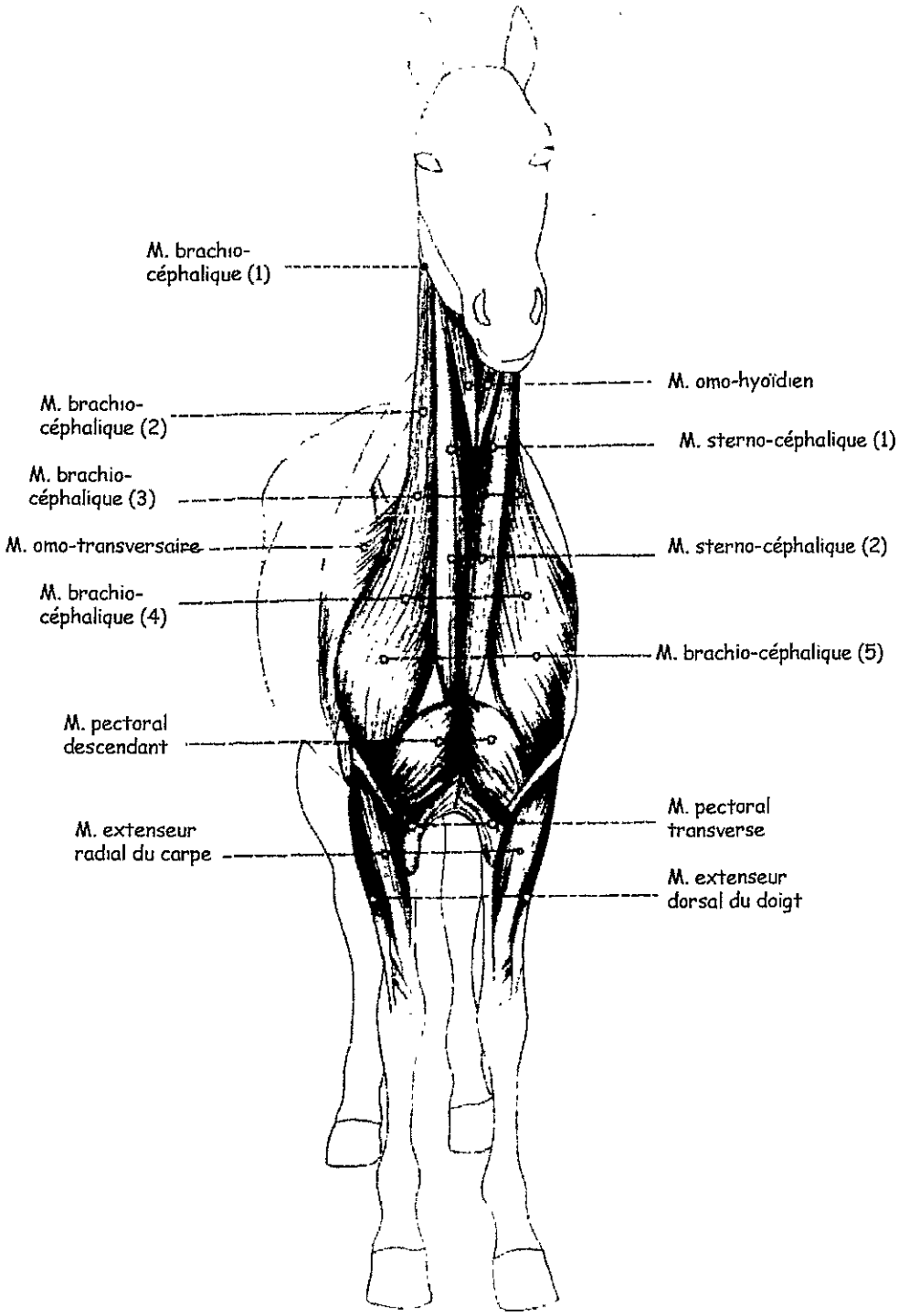


SYSTEME MUSCULOTENDINEUX DU MEMBRE PELVIEN

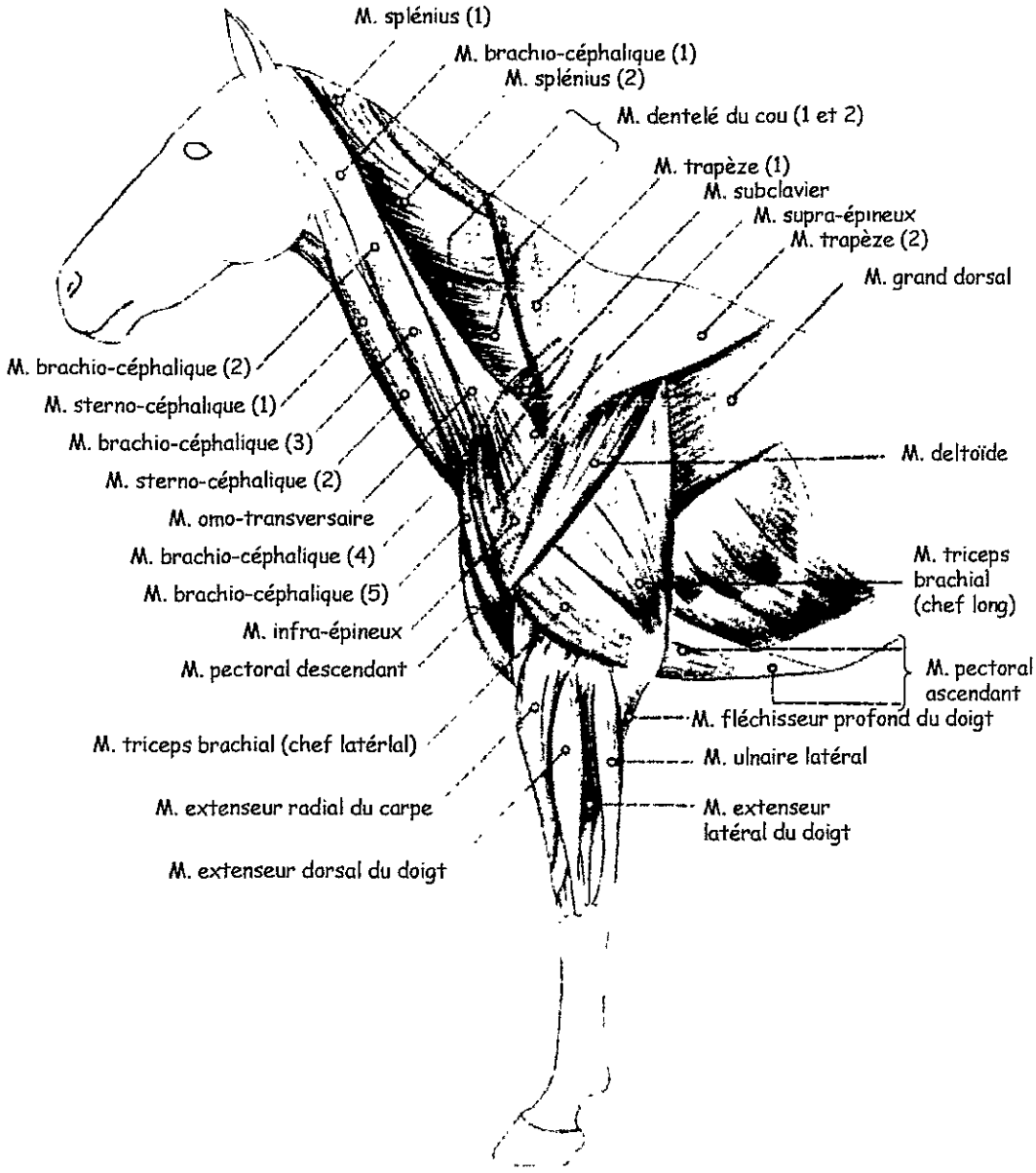


ANNEXE 3 : TOPOGRAPHIE DES POINTS MOTEURS DU CHEVAL (Sawaya 2003)

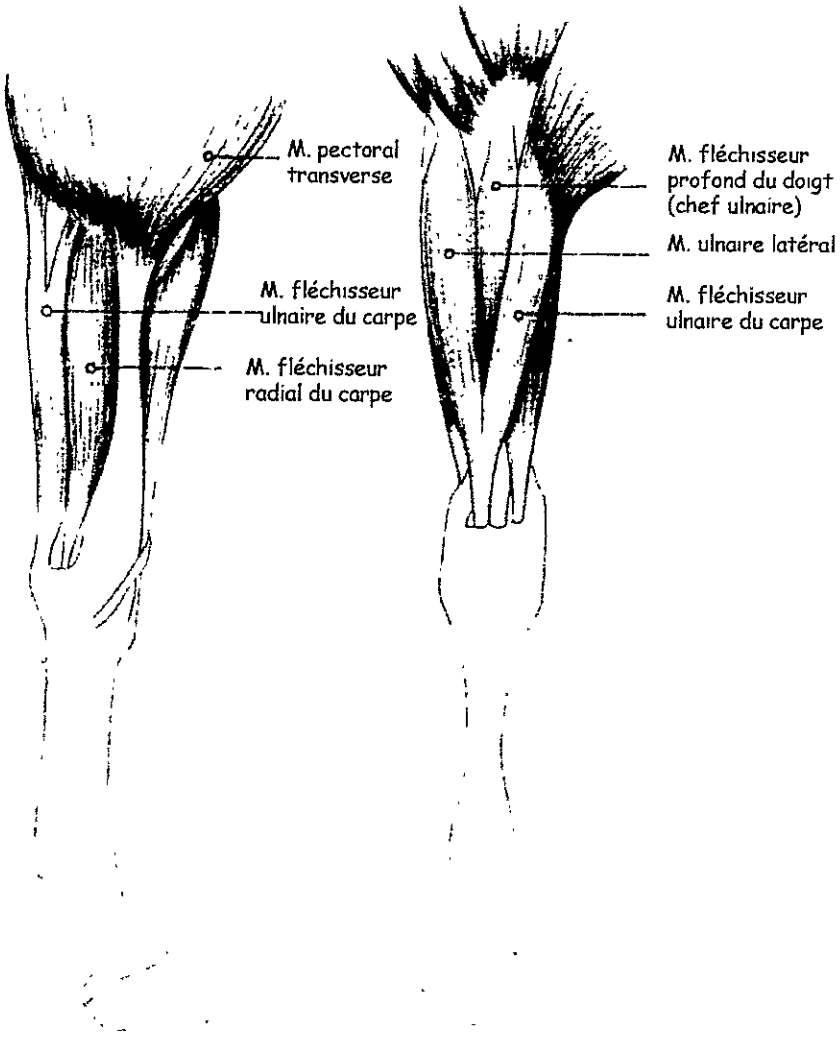
TOPOGRAPHIE DES POINTS MOTEUR DES MUSCLES DE L'AVANT MAIN, VUE CRANIALE



TOPOGRAPHIE DES POINTS MOTEURS DES MUSCLES DE L'AVANT MAIN, VUE LATERALE GAUCHE

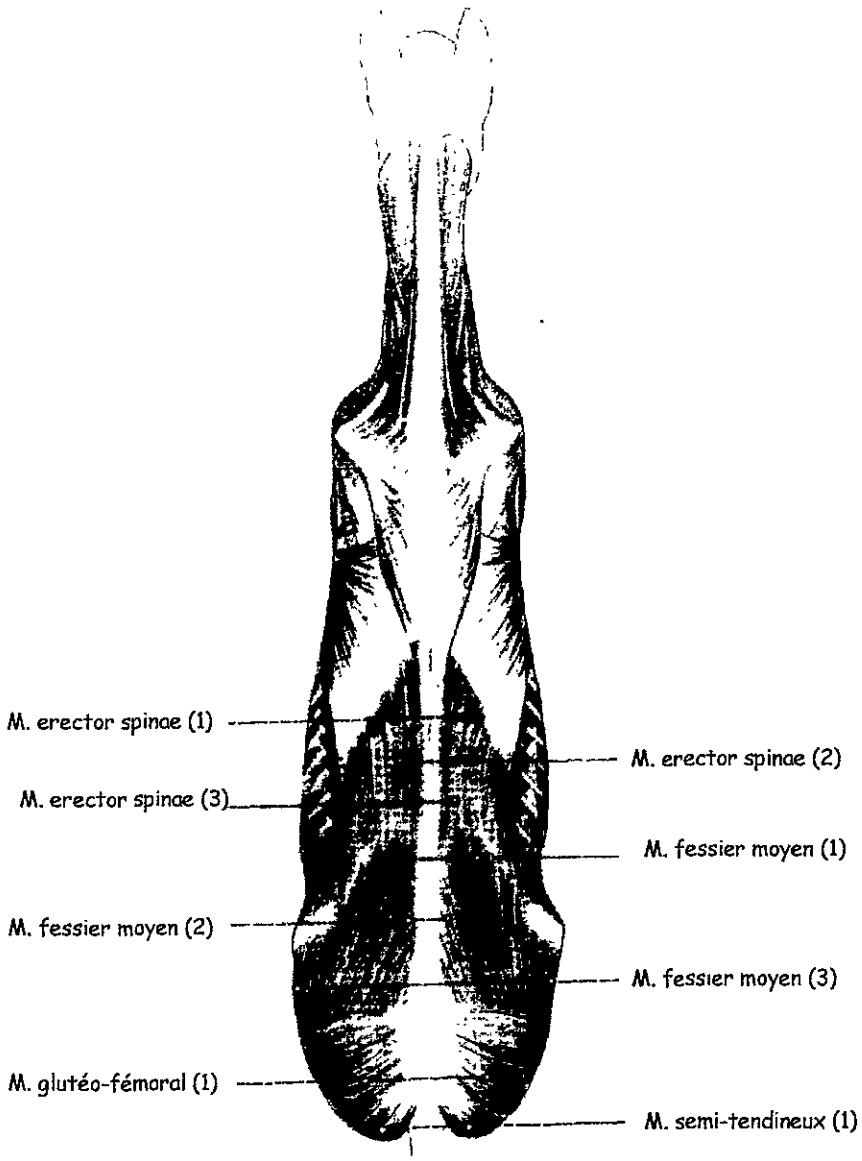


TOPOGRAPHIE DES POINTS MOTEURS DES MUSCLES DU MEMBRE THORACIQUE

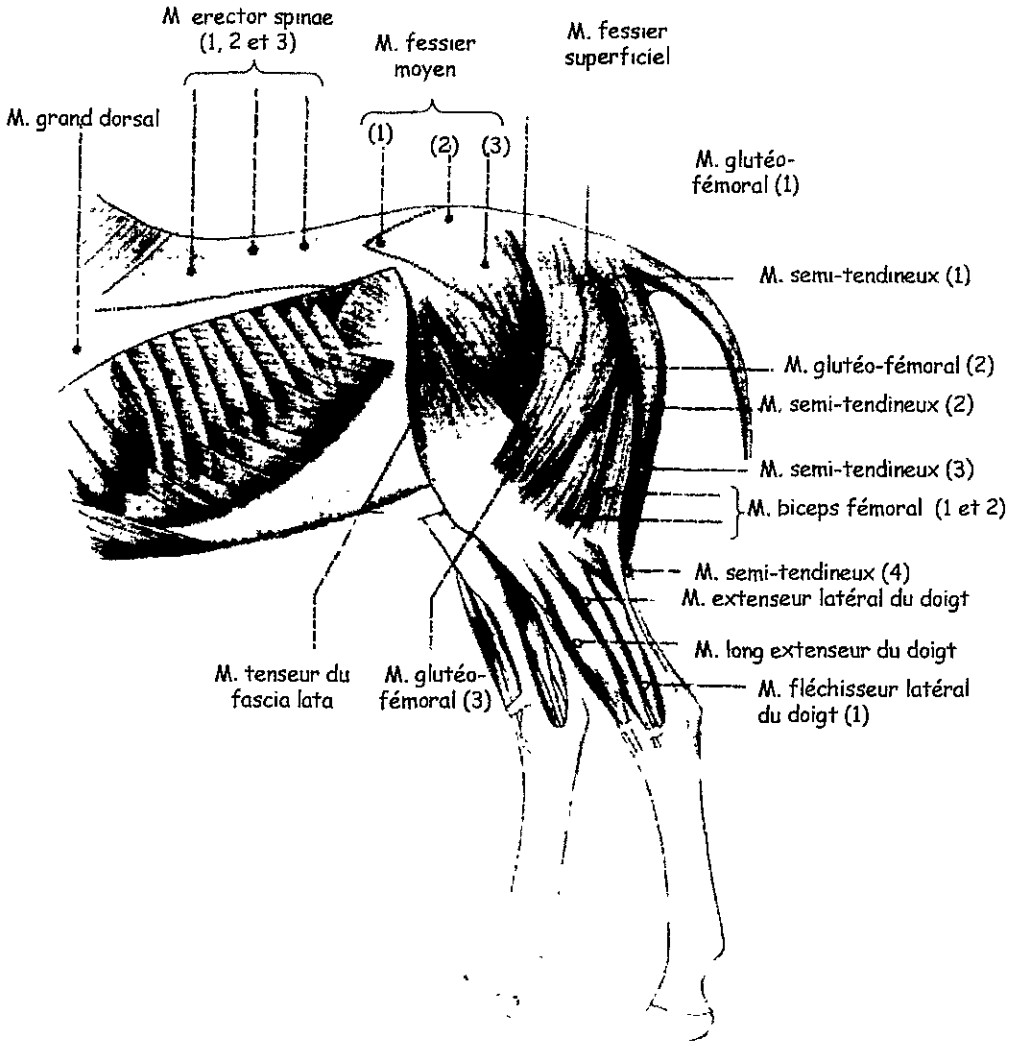


Face médiale Face caudale

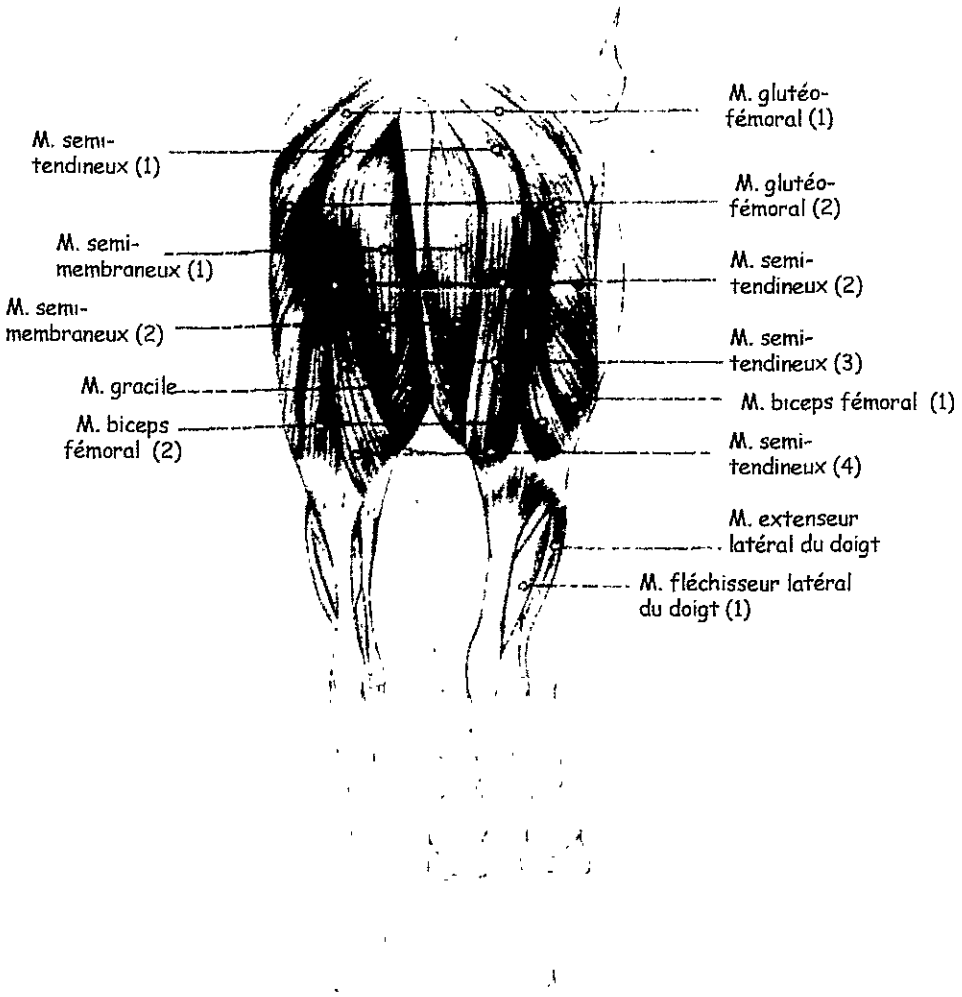
TOPOGRAPHIE DES POINTS MOTEURS DES MUSCLES DU DOS ET DE LA CROUPE, VUE DORSALE



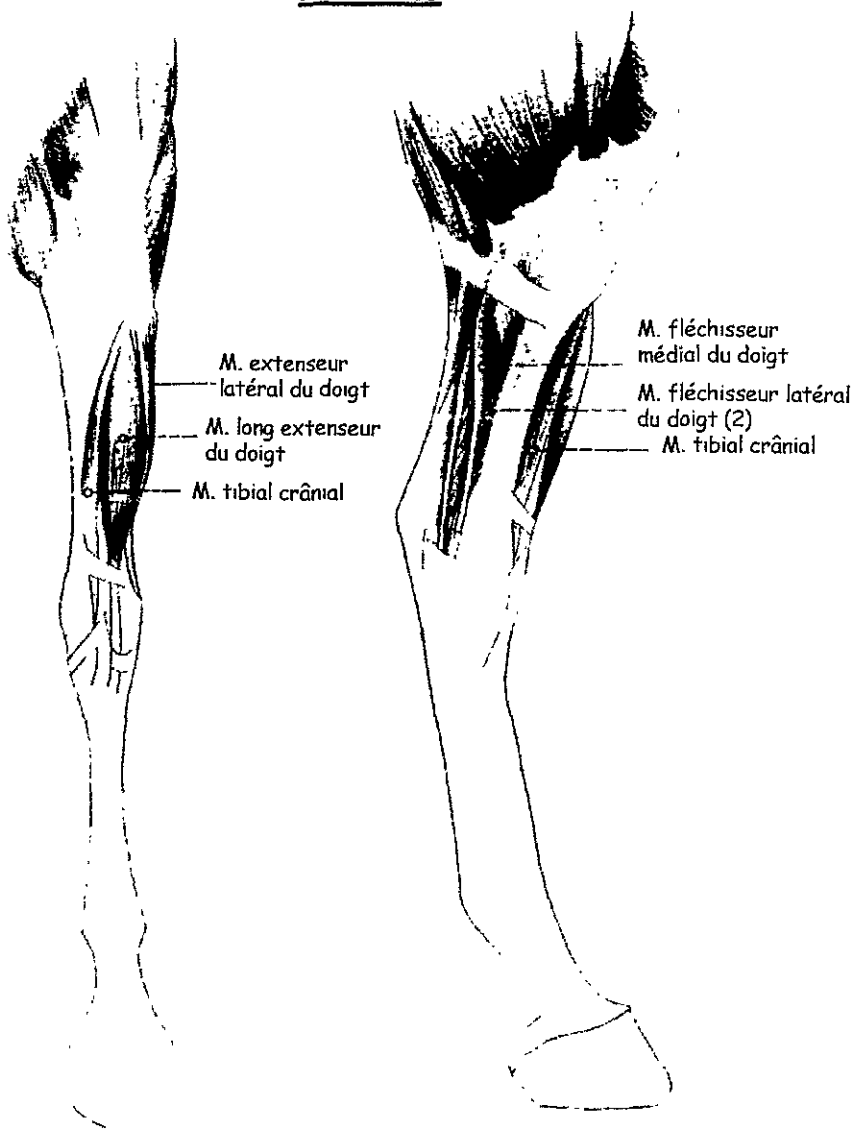
TOPOGRAPHIE DES POINTS MOTEURS DES MUSCLES DE L'ARRIERE MAIN, VUE LATERALE GAUCHE



TOPOGRAPHIE DES POINTS MOTEURS DES MUSCLES DE L'ARRIERE MAIN, VUE CAUDALE



TOPOGRAPHIE DES POINTS MOTEURS DES MUSCLES DES MEMBRES PELVIENS

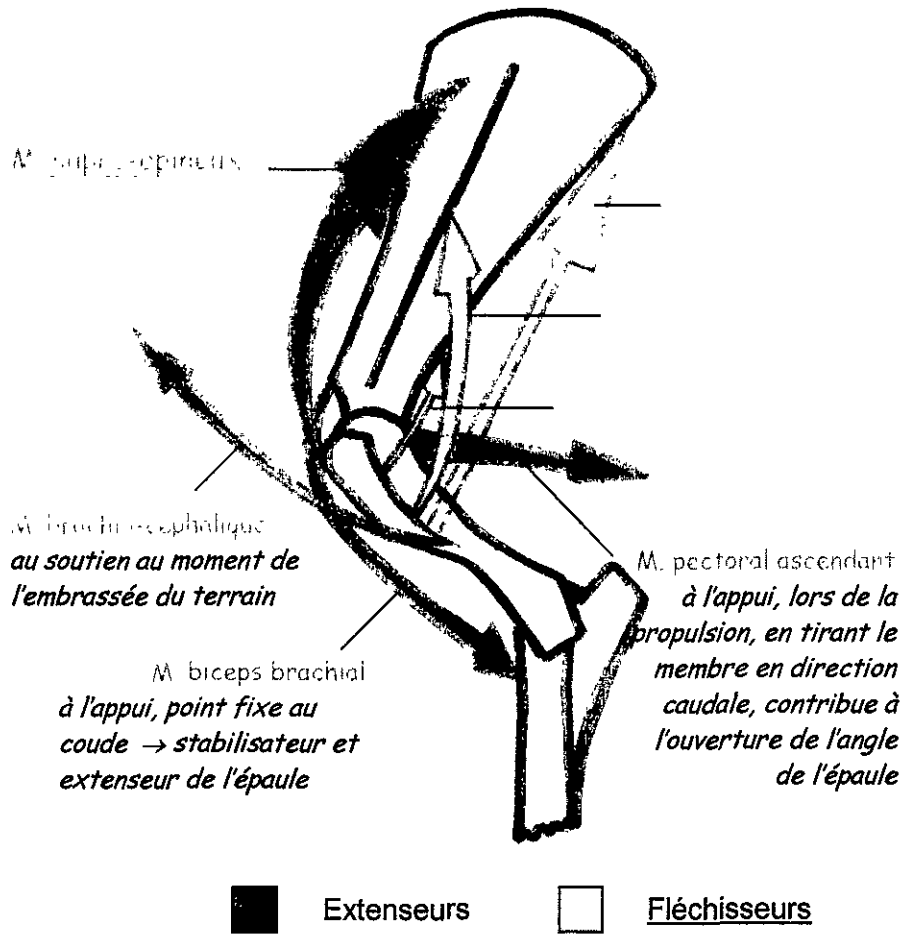


Face crâniale

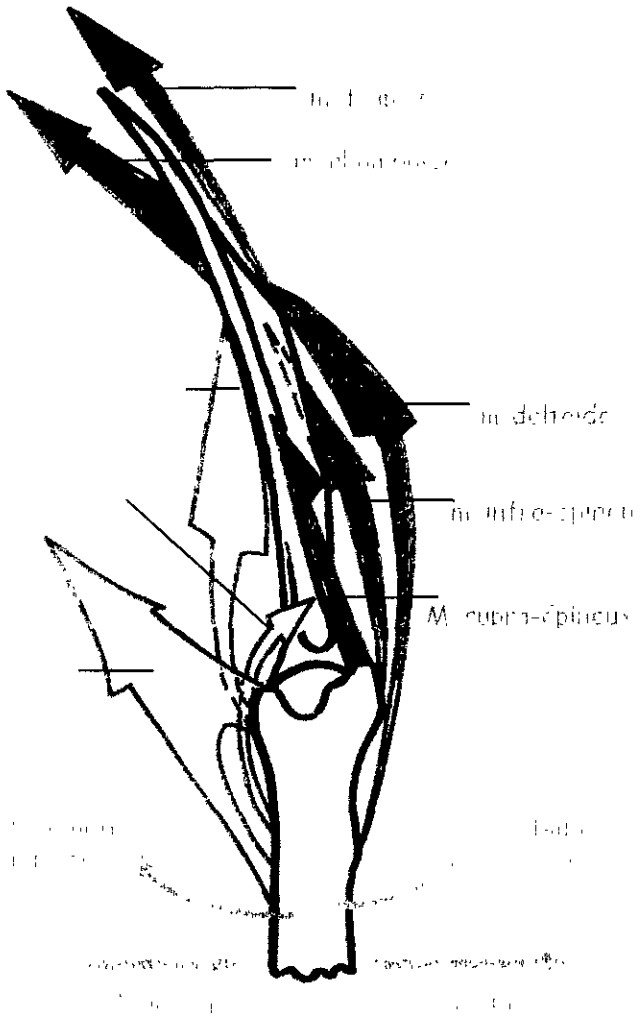
Face médiale

ANNEXE 4 : BIOMECANIQUE

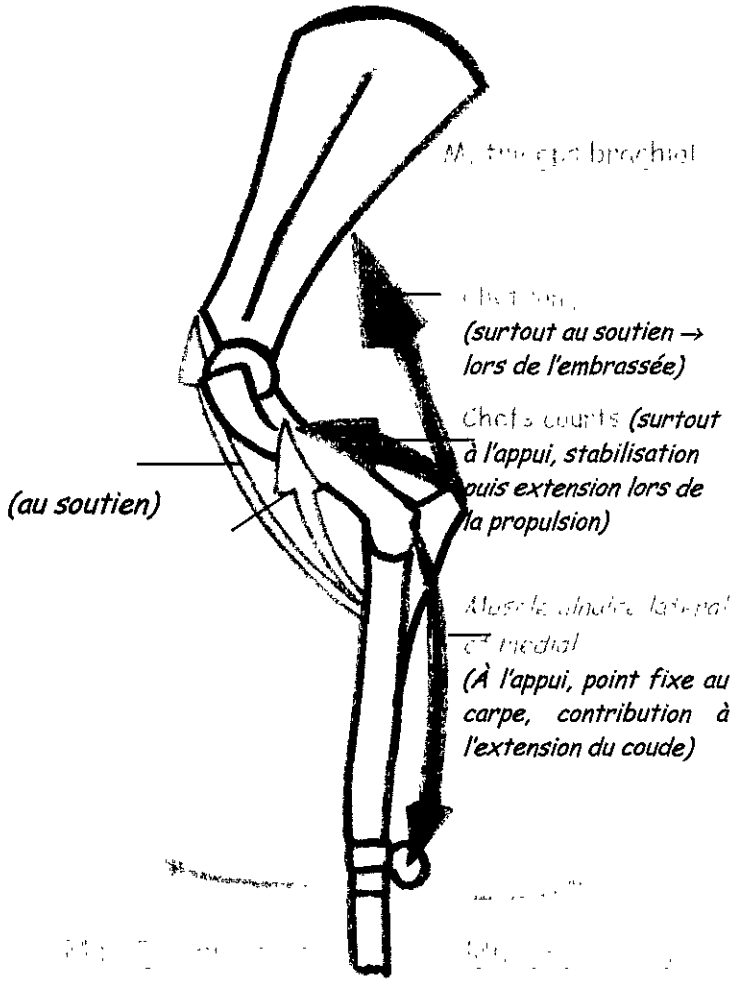
MUSCLES FLECHISSEURS ET EXTENSEURS DE L'ARTICULATION DE L'EPAULE (Sawaya S. modifié d'après Denoix J.M.)



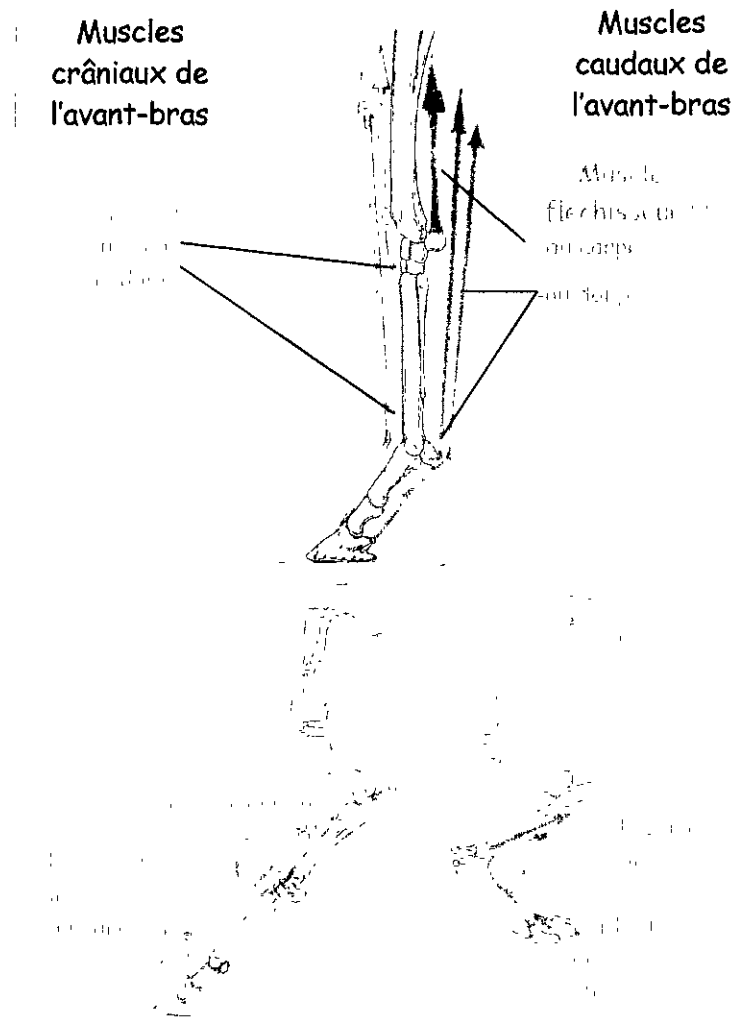
MUSCLES DES MOUVEMENTS LATERAUX ET DE LA ROTATION DE L'EPAULE (Sawaya S. modifié d'après Denoix J.M.)



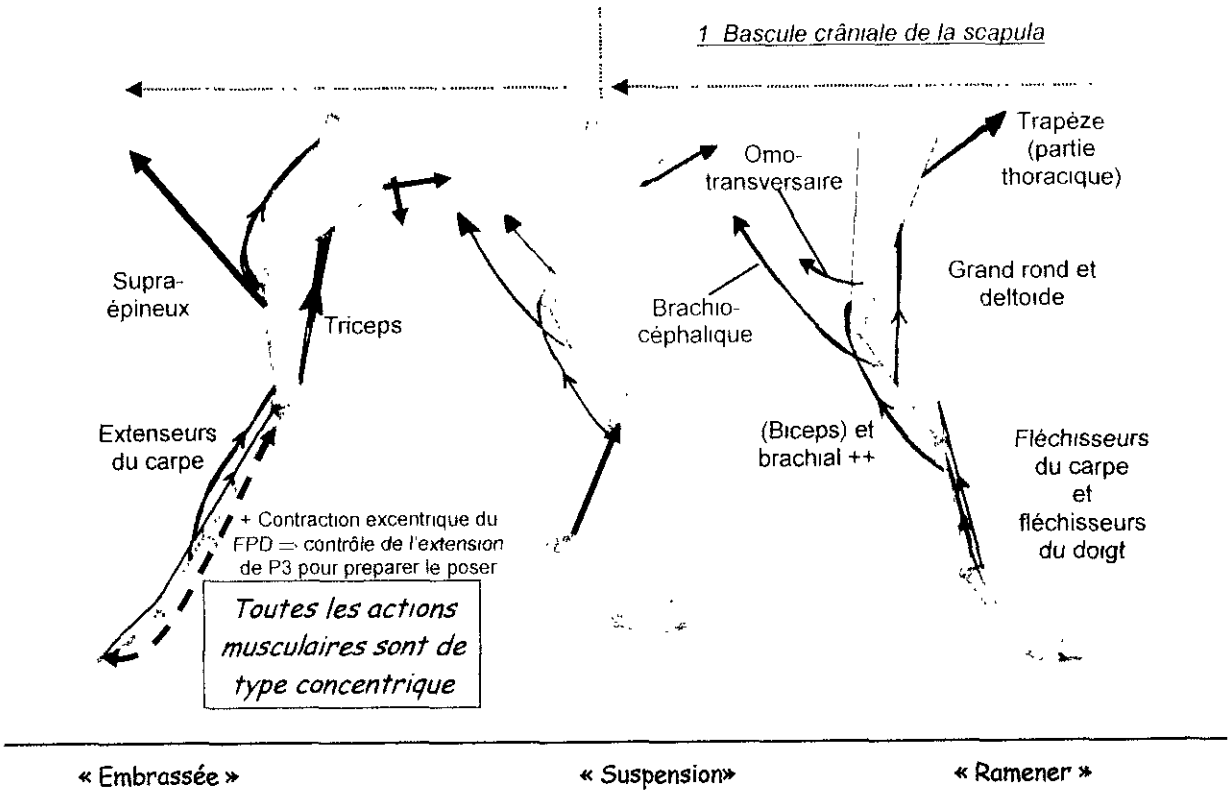
MUSCLES MOBILISATEURS DU COUDE (Sawaya S. modifié d'après Denoix J.M.)

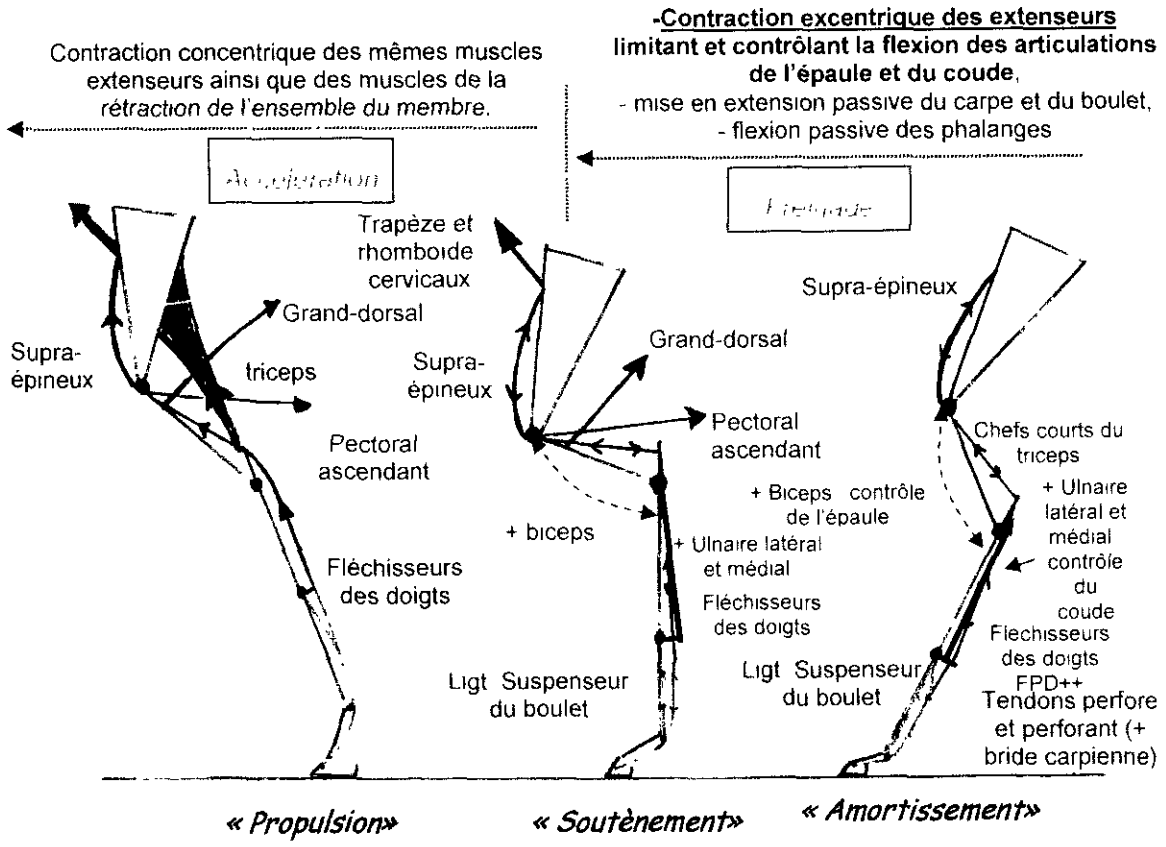


MUSCLES MOBILISATEURS DU CARPE (Sawaya S. 2004)

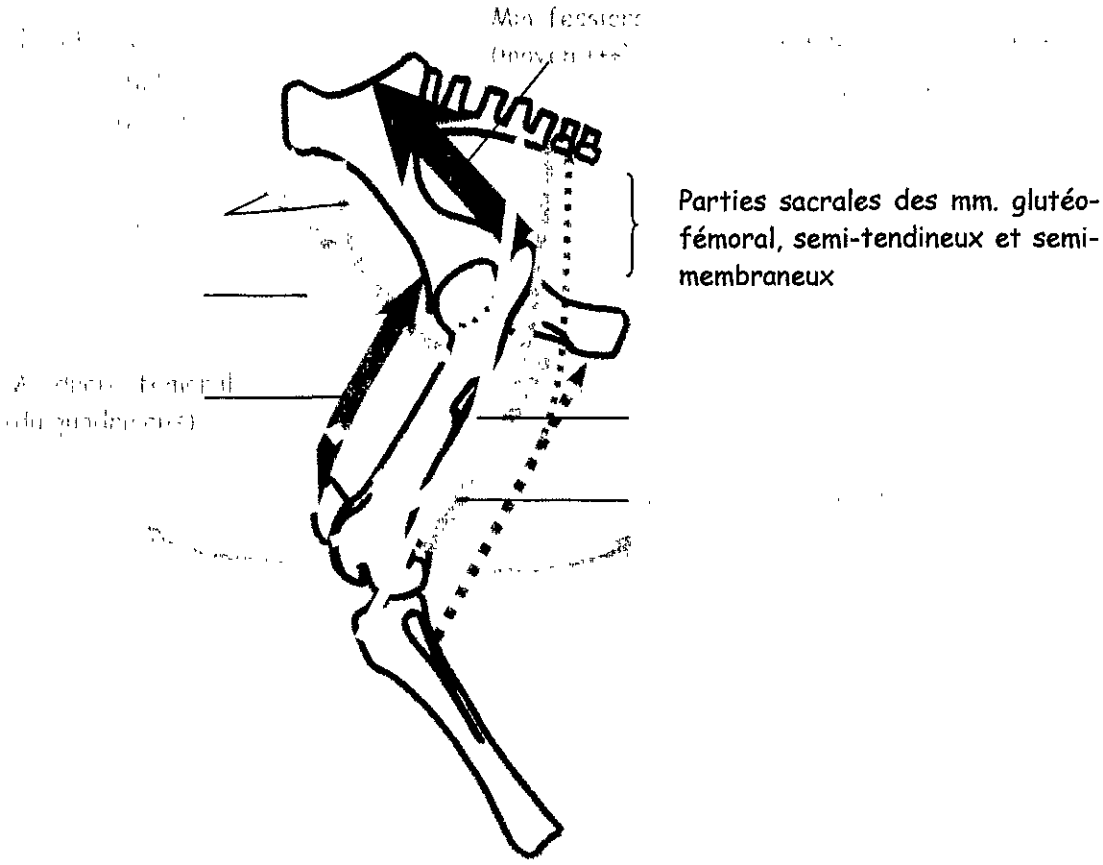


MISE EN JEU DES DIFFERENTS MUSCLES DU MEMBRE THORACIQUE PENDANT LA FOULEE (Sawaya S. d'après études cinématiques et électromyographiques)

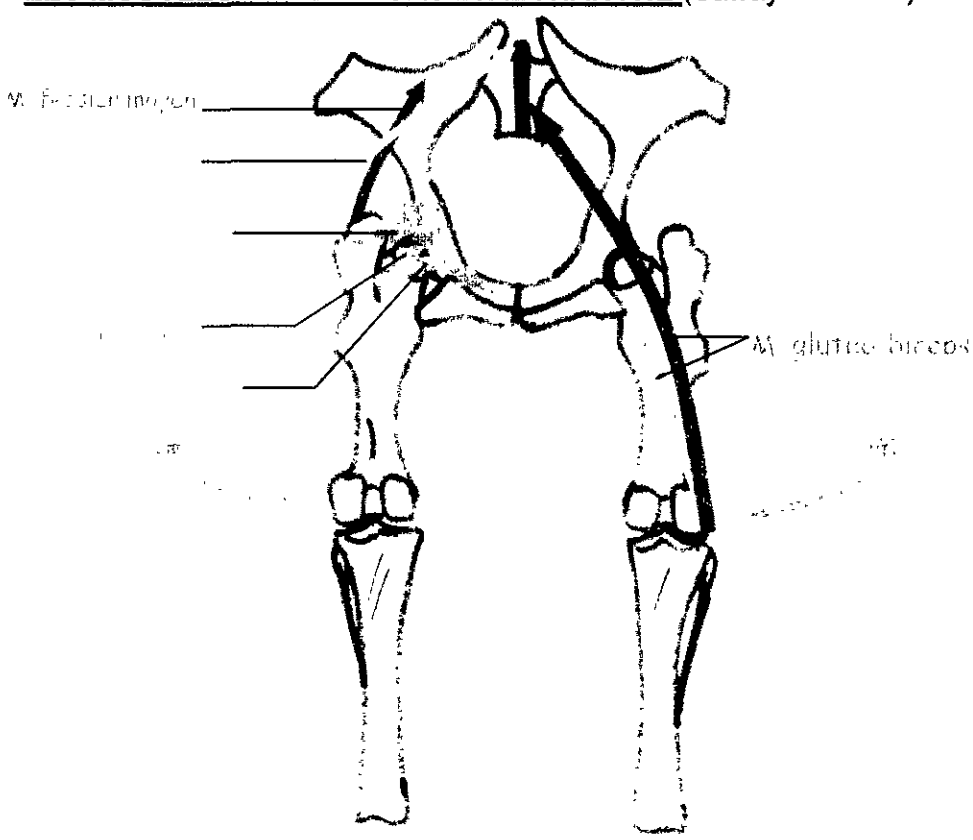




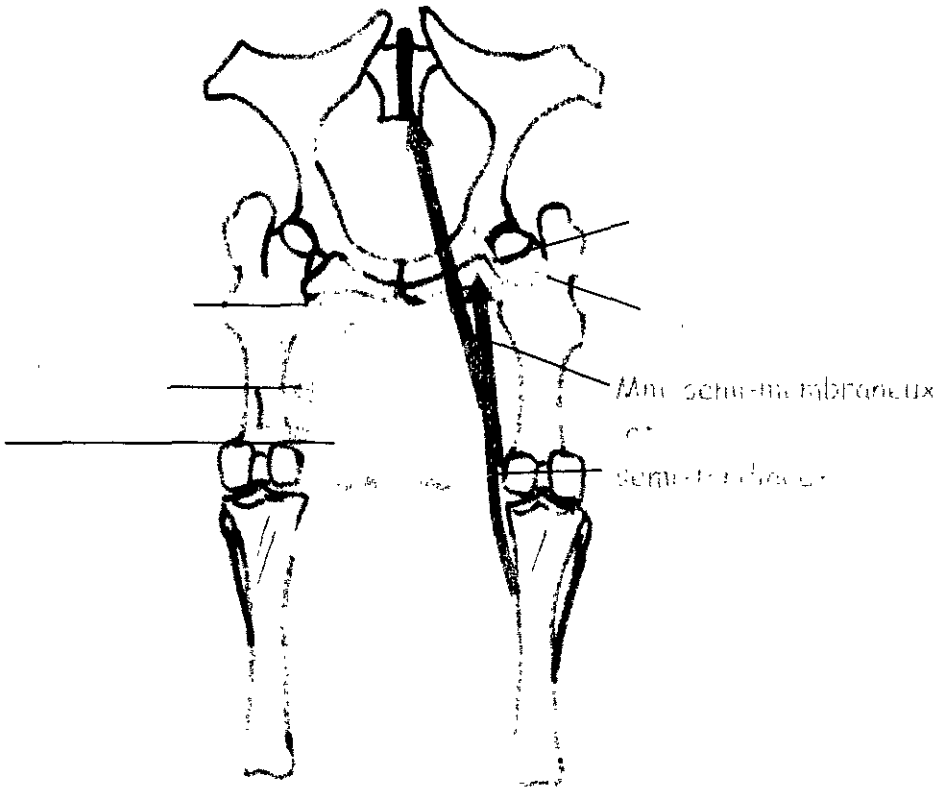
PRINCIPAUX MUSCLES EXTENSEURS ET FLECHISSEURS DE LA HANCHE DU CHEVAL (Sawaya S. modifié d'après Denoix J.M.)



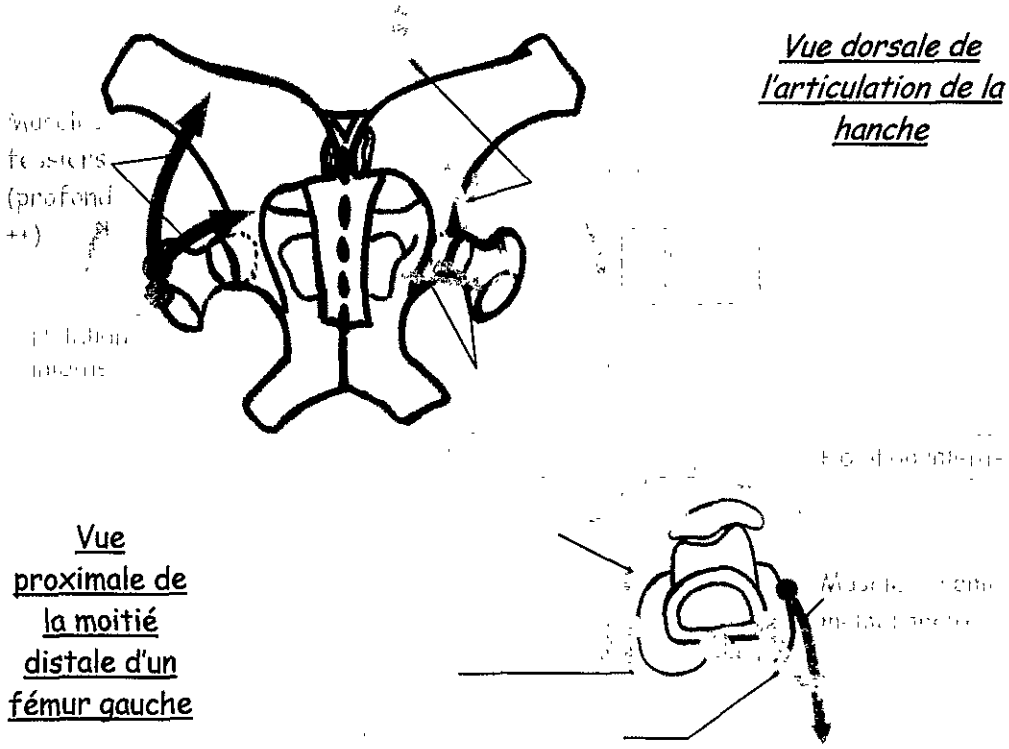
LES MUSCLES ABDUCTEURS DE LA HANCHE (Sawaya S. 2004)



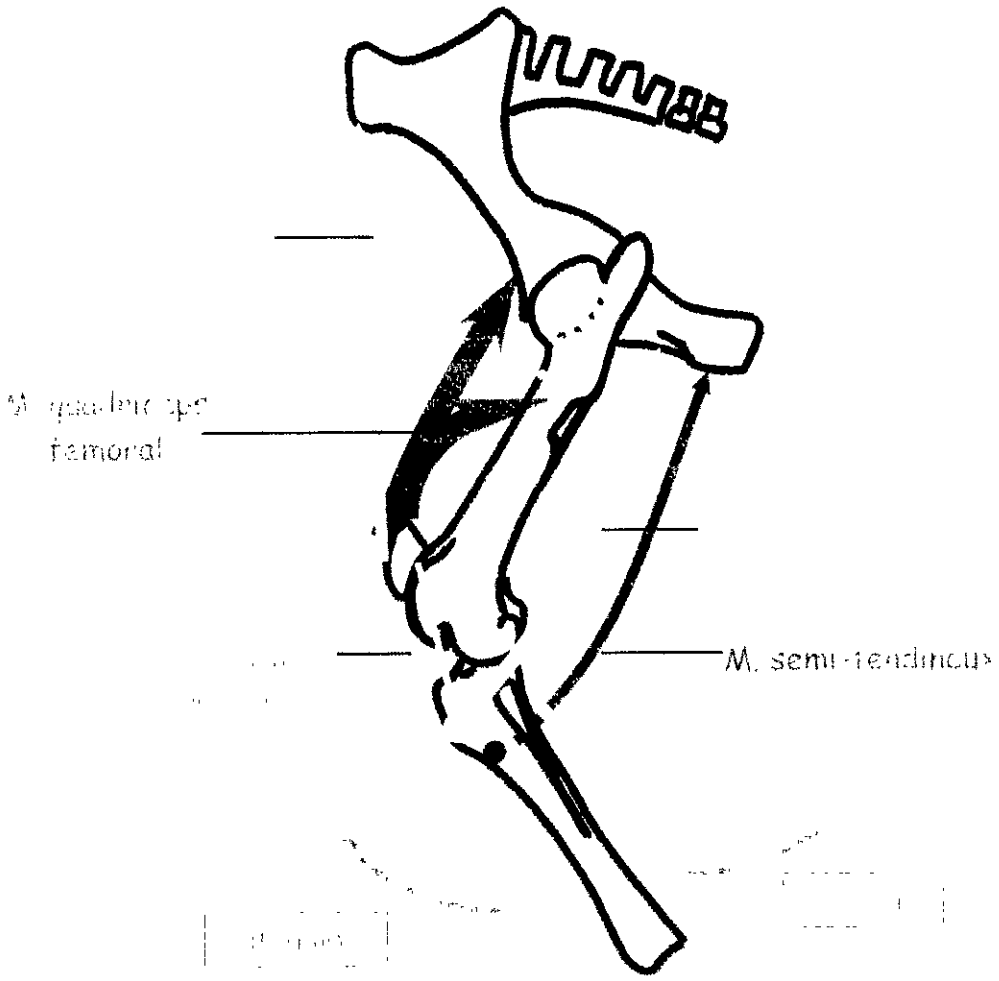
PRINCIPAUX MUSCLES ADDUCTEURS DE LA HANCHE ET DE L'ENSEMBLE DU MEMBRE (Sawaya S. 2004)



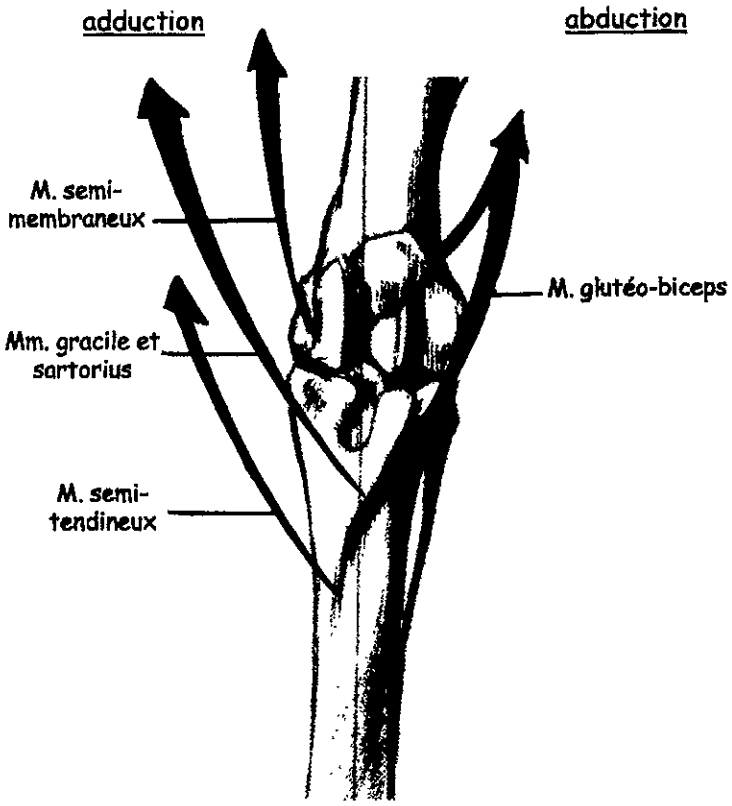
MUSCLES ROTATEURS DE LA HANCHE (Sawaya S. 2004)



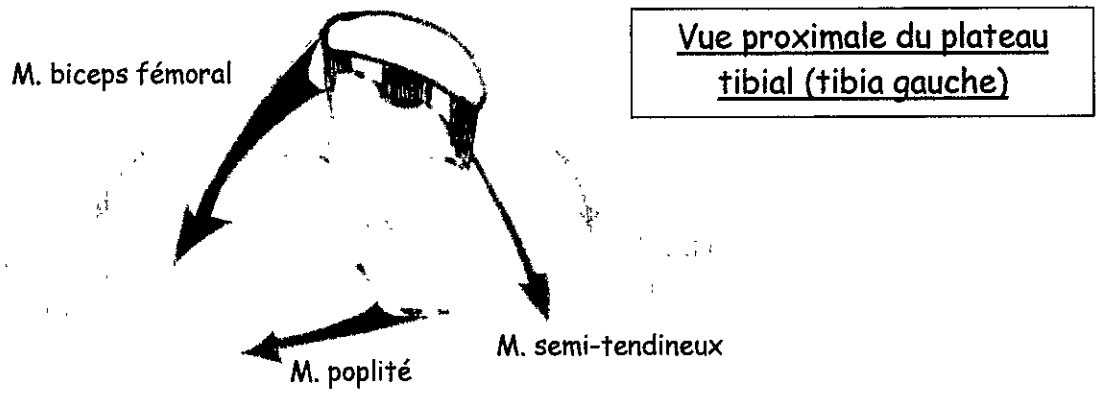
PRINCIPAUX MUSCLES EXTENSEURS ET FLECHISSEURS DU GENOU (Sawaya S. modifié d'après Denoix J.M.)

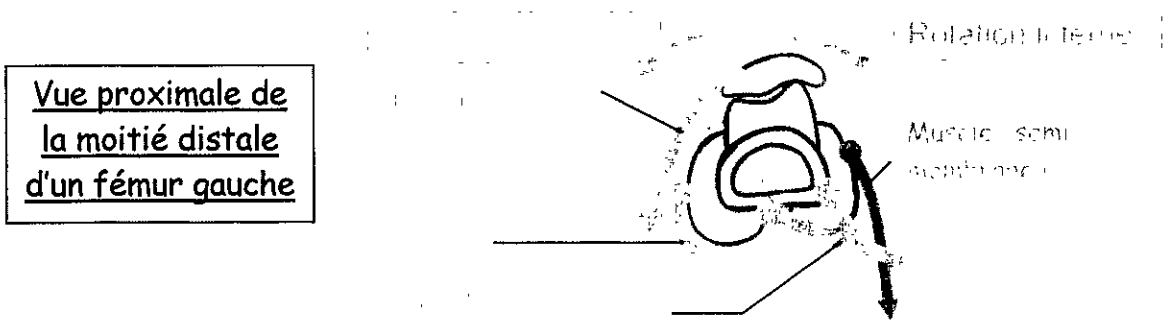


PRINCIPAUX MUSCLES ADDUCTEURS ET ABDUCTEURS DE LA JAMBE DU CHEVAL
(Sawaya S. 2004)

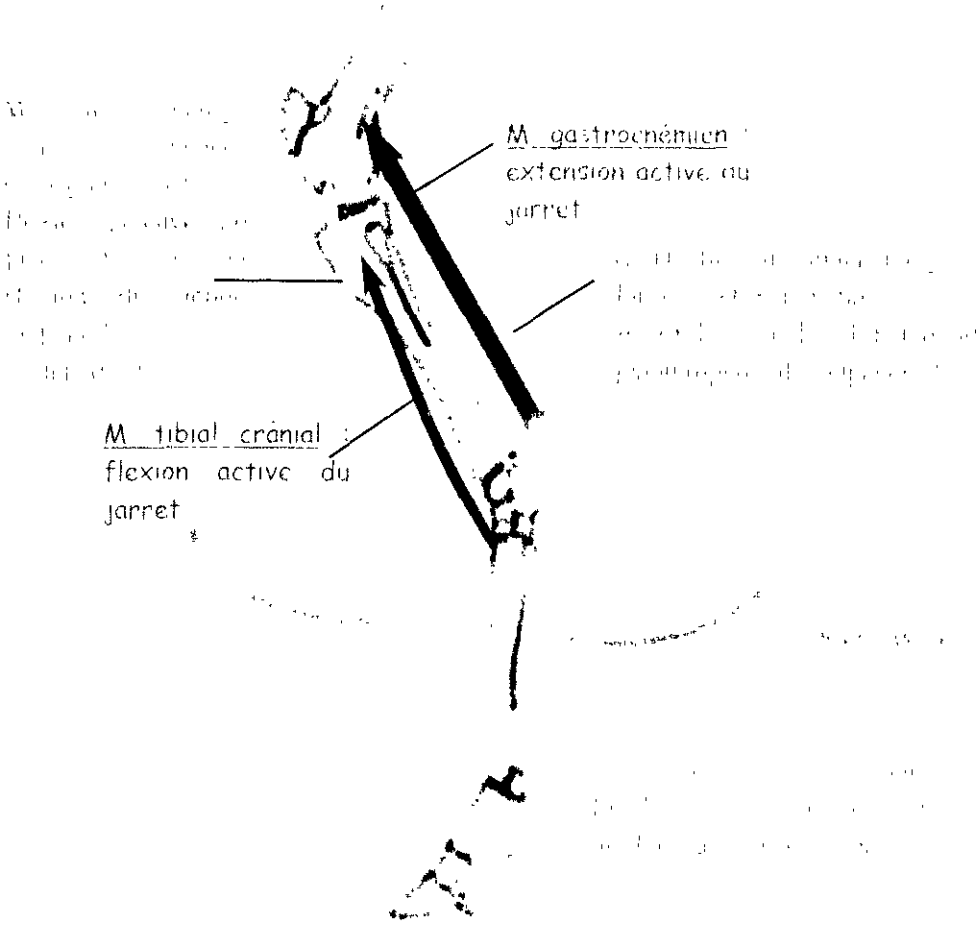


PRINCIPAUX MUSCLES ROTATEURS DU GENOU (Sawaya S. 2004)

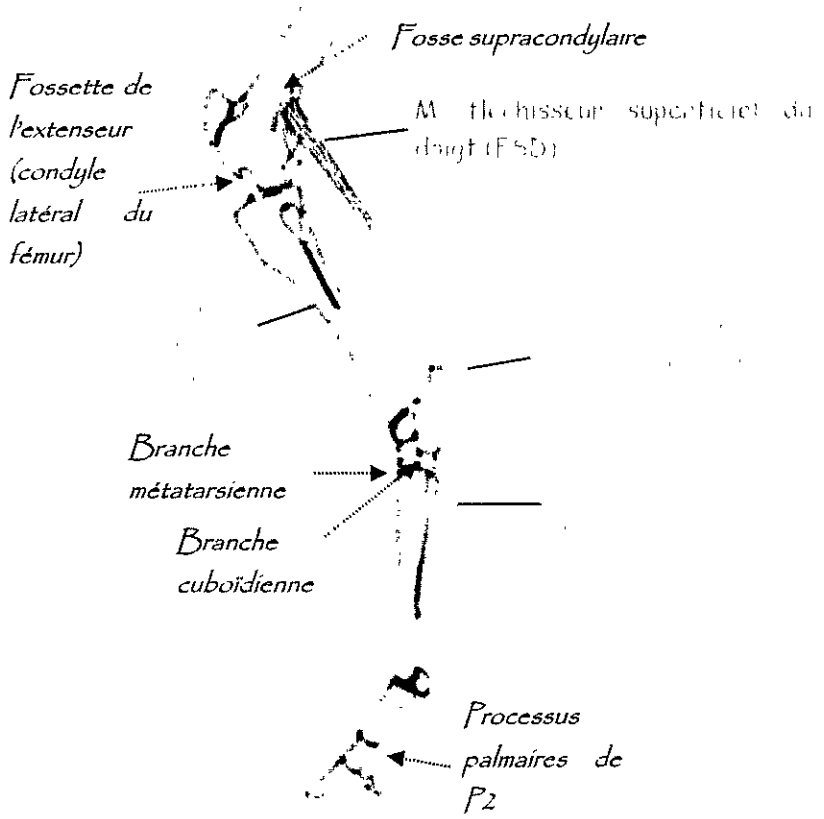




MOUVEMENTS ET MUSCLES MOBILISATEURS DU JARRET CHEZ LE CHEVAL
(Sawaya S. 2004)

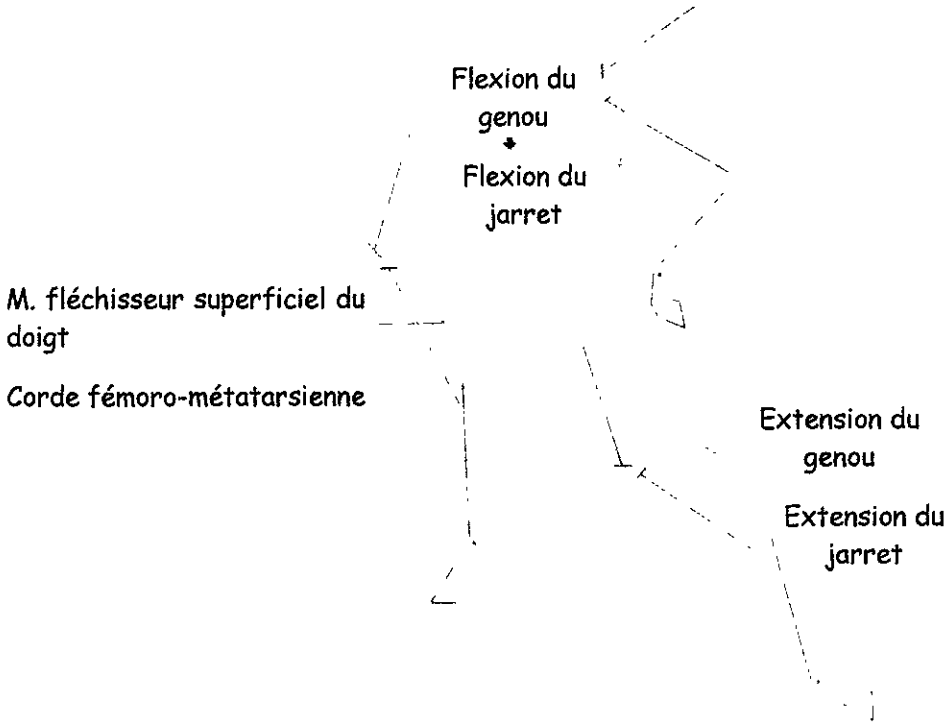


CONSTITUANTS DE L'APPAREIL RECIPROQUE (Sawaya S. 2004)

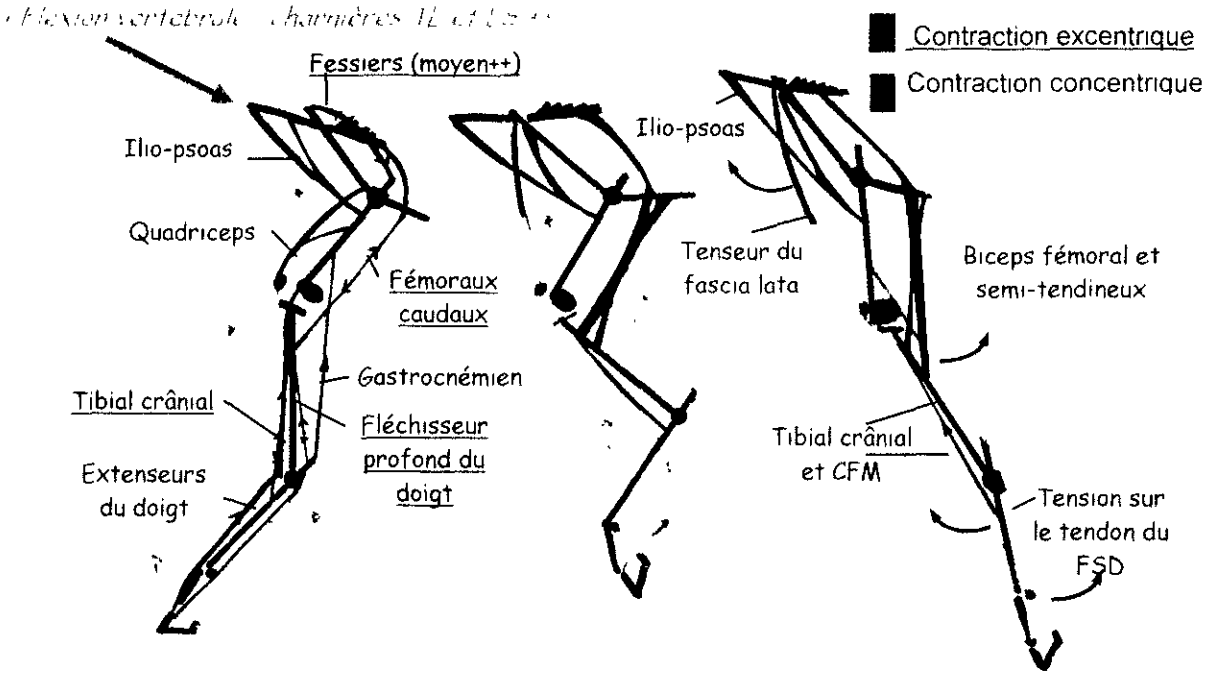


FONCTIONNEMENT DE L'APPAREIL RECIPROQUE

(D'après Denoix J.M.)

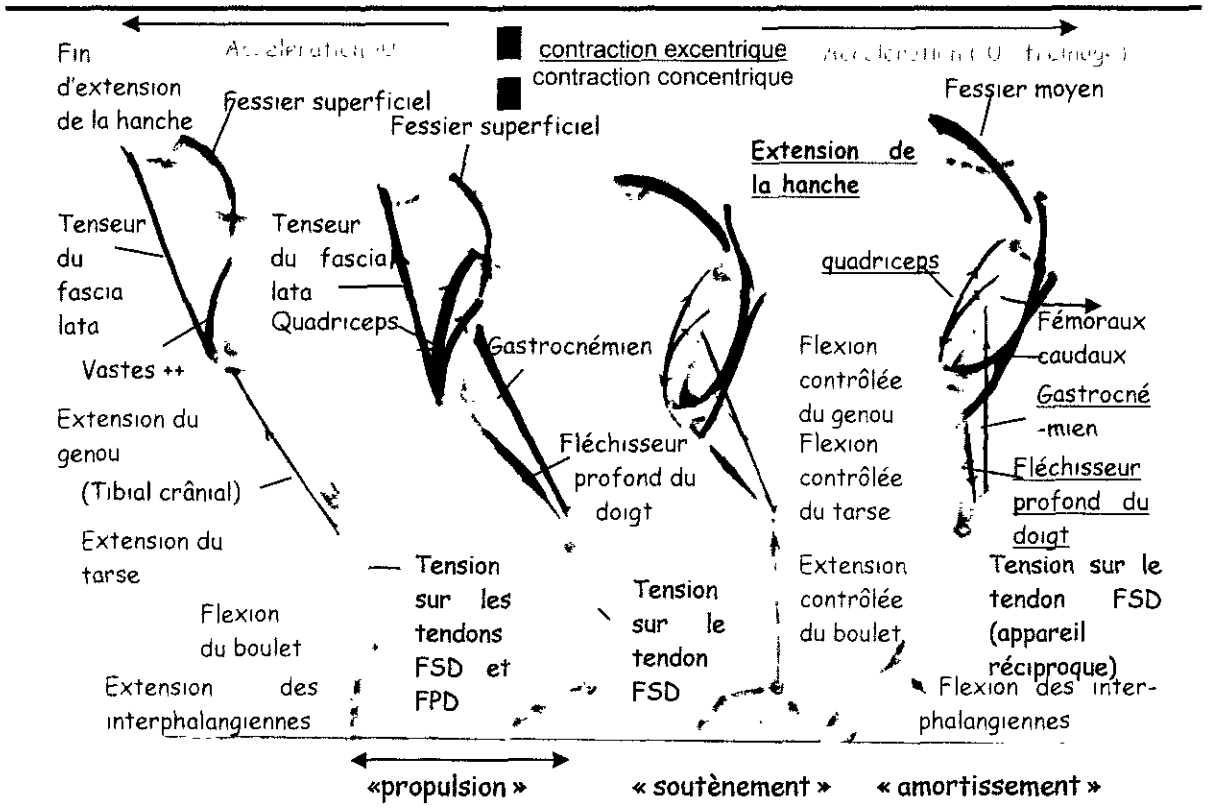


MISE EN JEU DES DIFFERENTS MUSCLES DES MEMBRES PELVIENS PENDANT UNE FOULEE (Sawaya S. d'après études cinématiques et électromyographiques)



« embrassée » **« suspension »** **« ramener »**

PHASE DE SOUTIEN



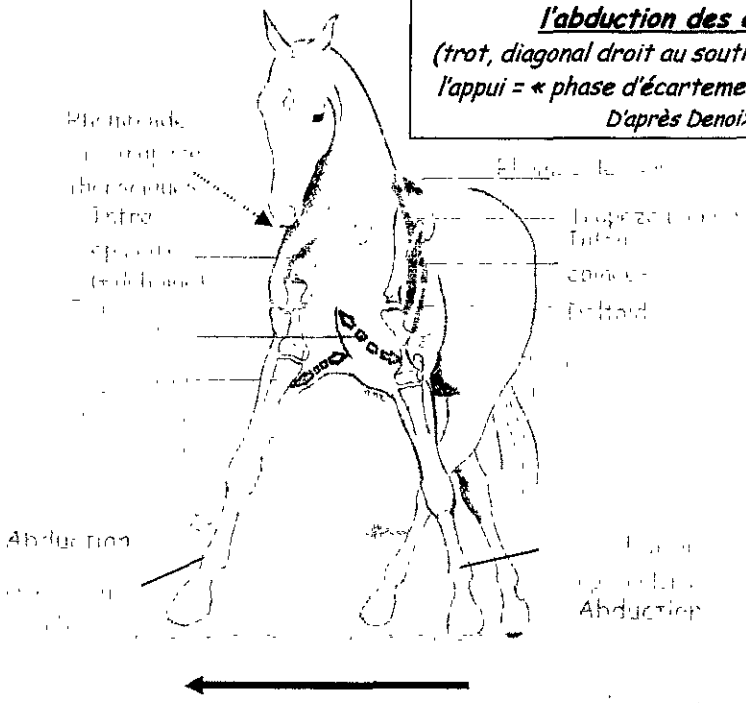
PHASE D'APPUI (d 'après études EMG , Wentink)

MISE EN JEU DES DIFFERENTS MUSCLES LORS DE L'APPUYER

Interventions musculaires, lors de l'abduction des antérieurs

(trot, diagonal droit au soutien, diagonal gauche à l'appui = « phase d'écartement des antérieurs »).

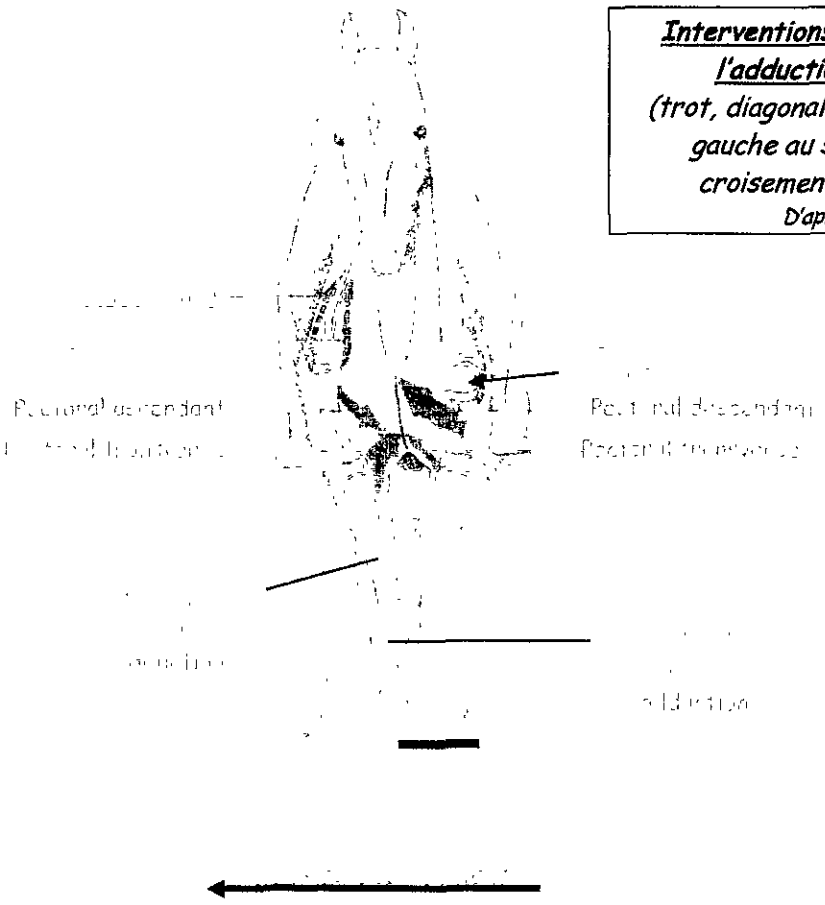
D'après Denoix J.M.



Interventions musculaires, lors de l'adduction des antérieurs

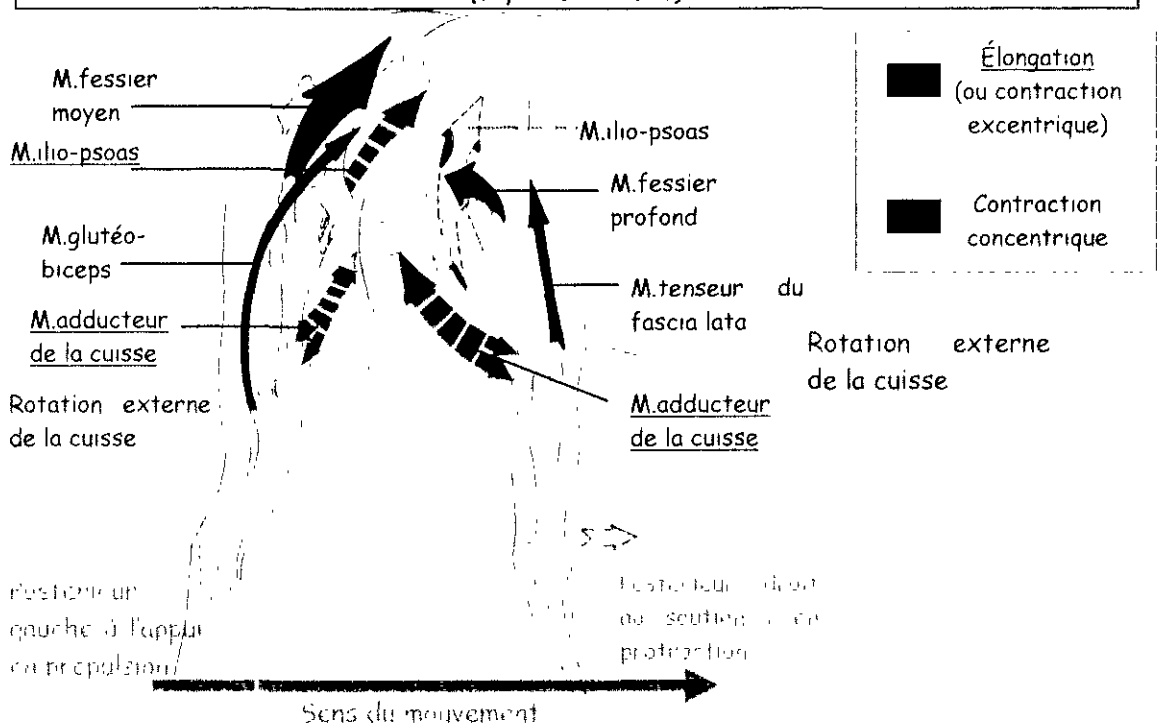
(trot, diagonal droit à l'appui, diagonal gauche au soutien = « phase de croisement des antérieurs »).

D'après Denoix J.M.



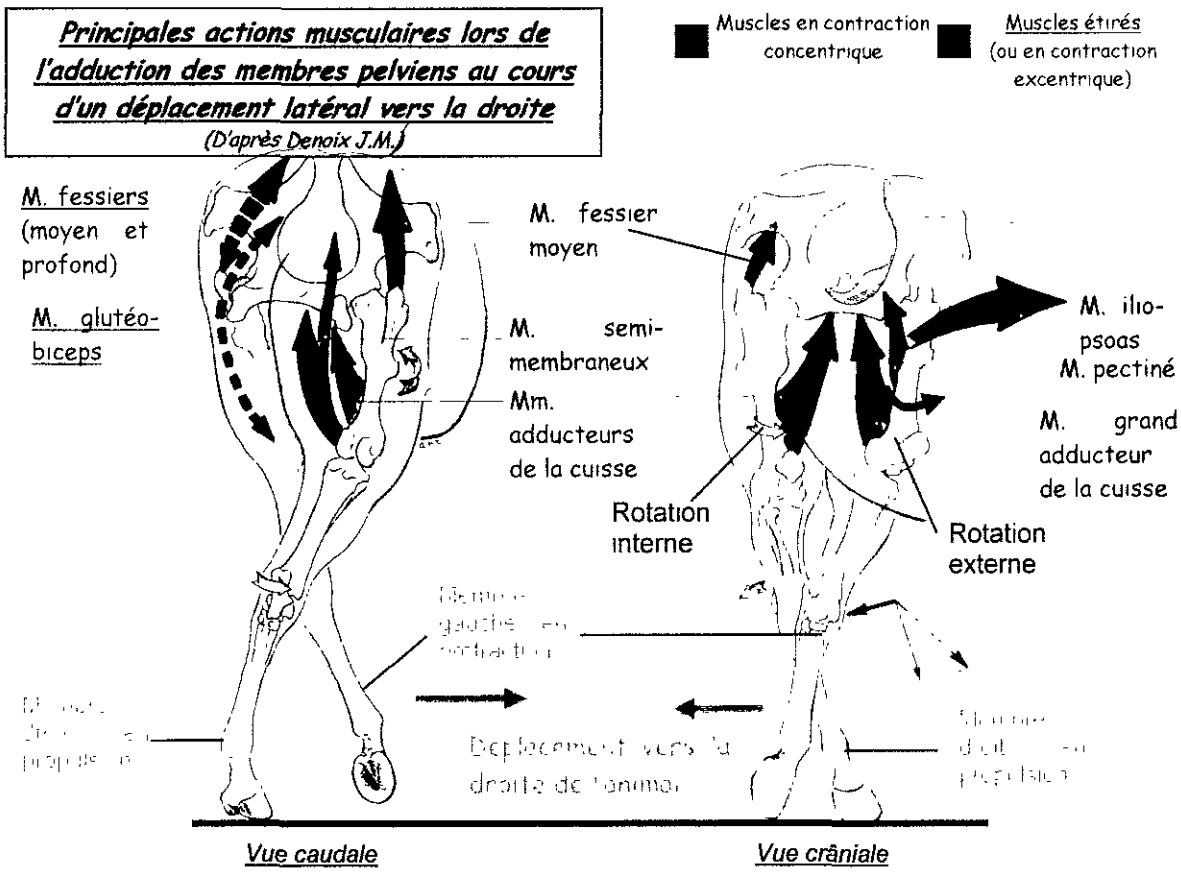
Principales interventions musculaires dans l'abduction des postérieurs, lors d'un déplacement latéral vers la droite

(D'après Denoix J.M.)

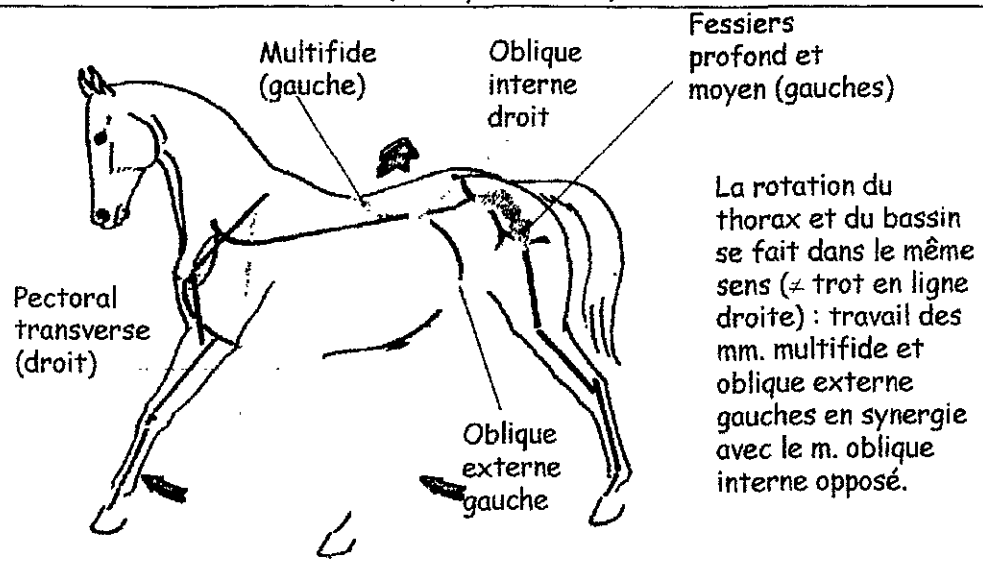


Principales actions musculaires lors de l'adduction des membres pelviens au cours d'un déplacement latéral vers la droite

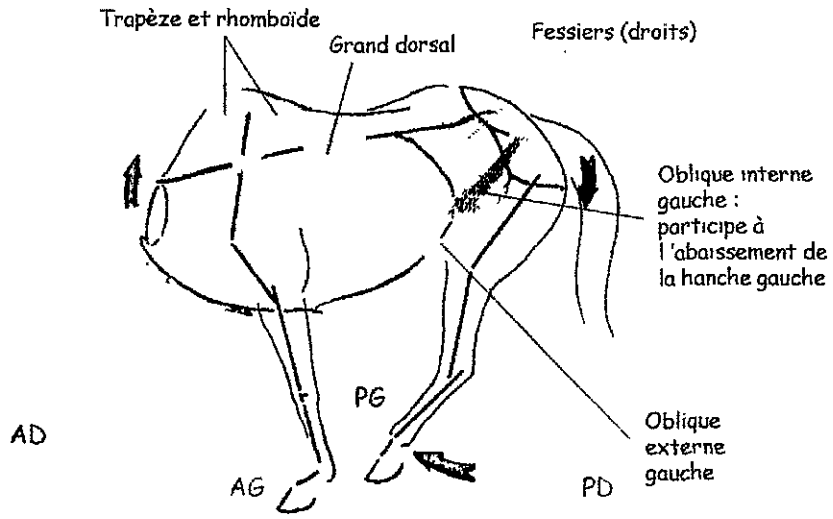
(D'après Denoix J.M.)



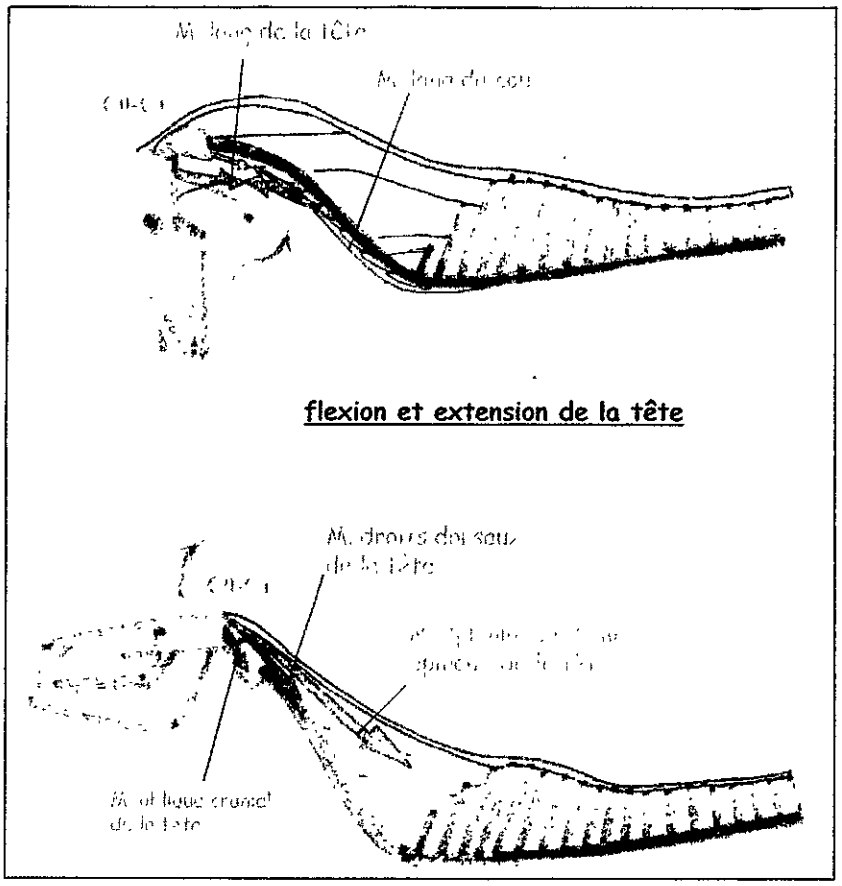
Interventions musculaires lors de la protraction du diagonal gauche
(Diagonal droit à l'appui, déplacement vers la droite)
(Sawaya S. 2004)



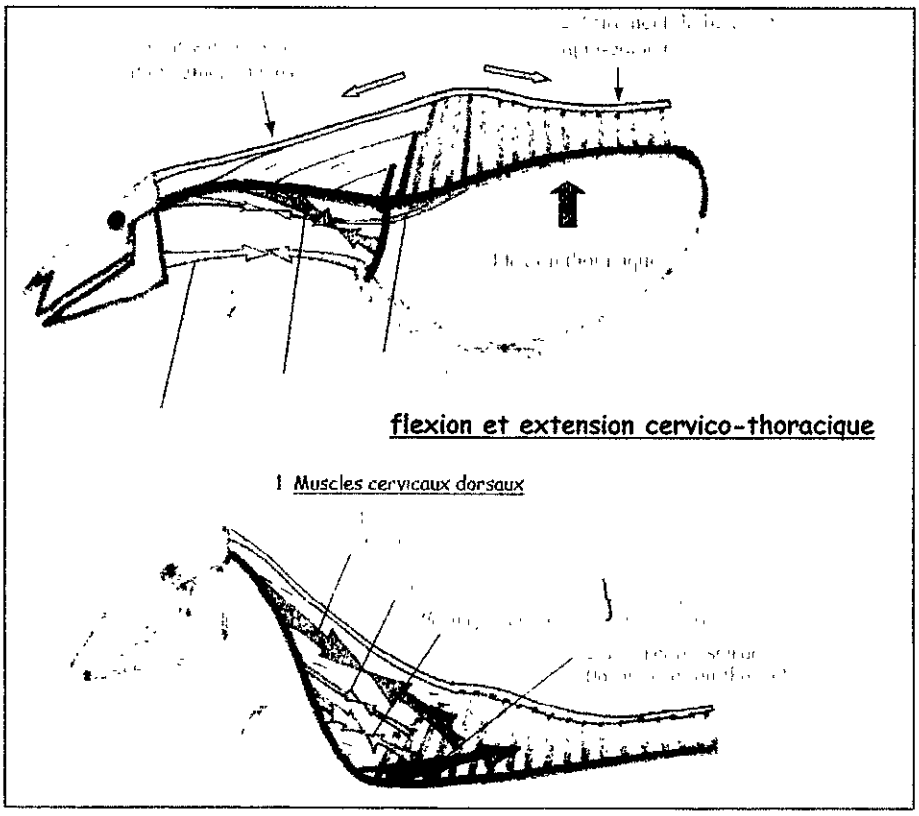
Interventions musculaires lors de la protraction du diagonal droit
(Diagonal gauche à l'appui, déplacement vers la droite)
(Sawaya S. 2004)



BIOMECANIQUE DE L'AXE VERTEBRAL (d'après Denoix J.M.)



flexion et extension de la tête

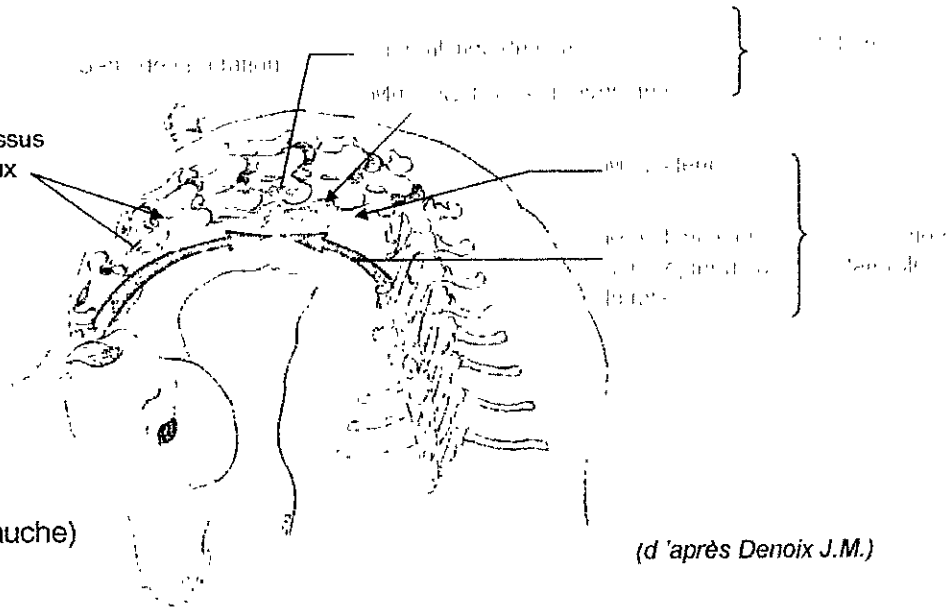


flexion et extension cervico-thoracique

1 Muscles cervicaux dorsaux

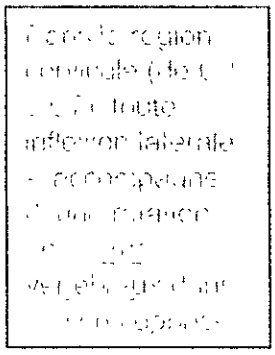
Latéro-flexion et rotation de l'encolure

Amplitude maximale au niveau de la charnière cervico-thoracique (C5-T1)

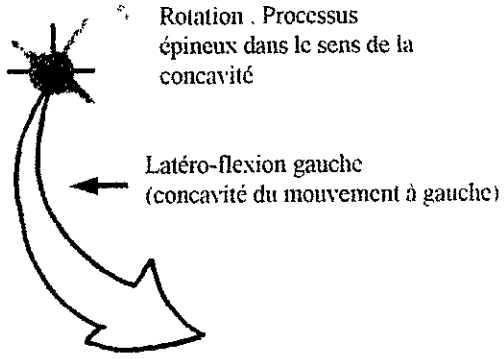


Vue dorsale
(latéro-flexion gauche)

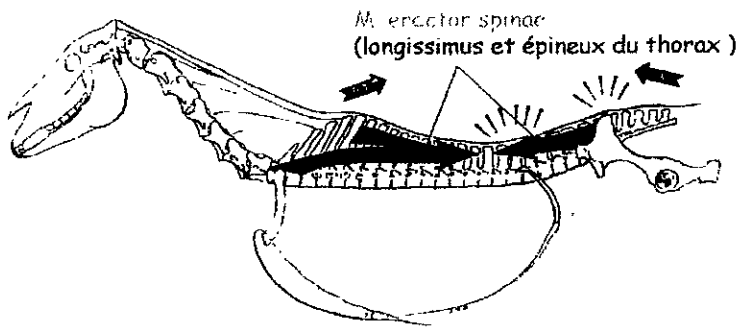
(d 'après Denoix J.M.)



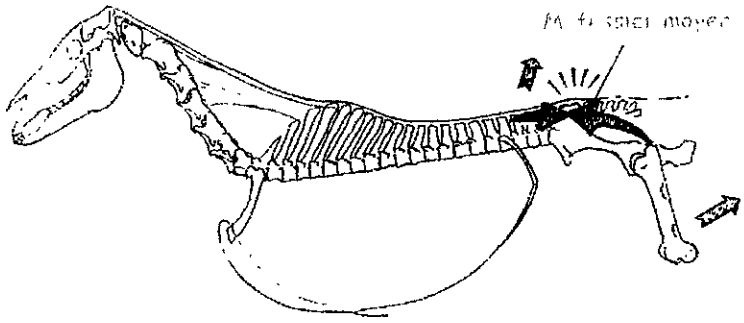
Rotation :bord ventral du corps vertébral dans le sens opposé à celui de l 'inflexion



Vue de face

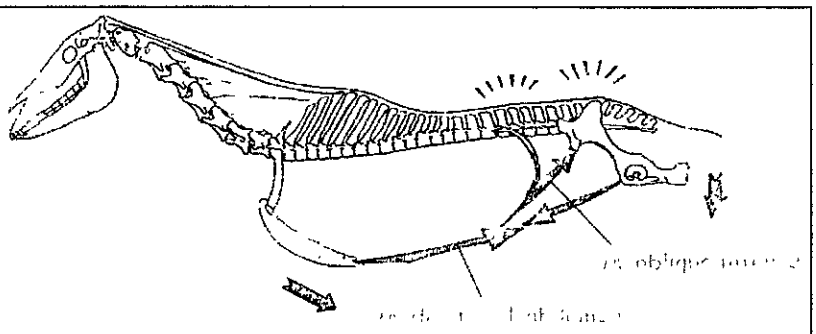


Extension des charnières thoraco-lombaire et lombo-sacrale

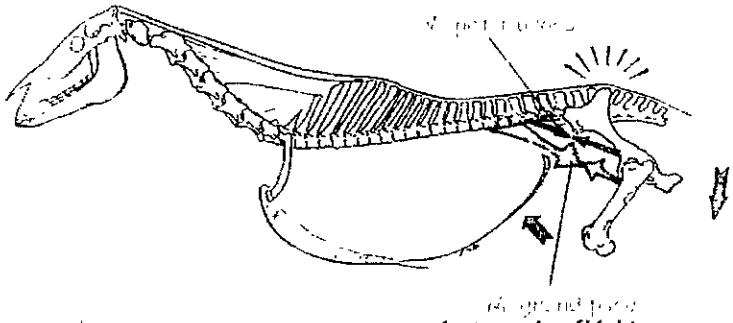


Extension de la charnière lombo-sacrée et de la hanche

(d'après Denoix J.M.)



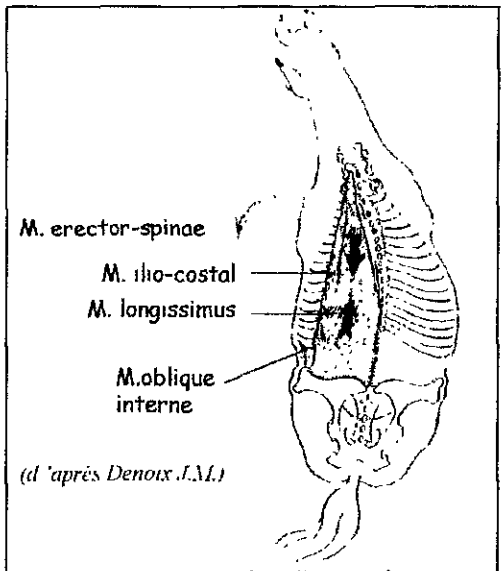
Flexion thoraco-lombaire et lombo-sacrale



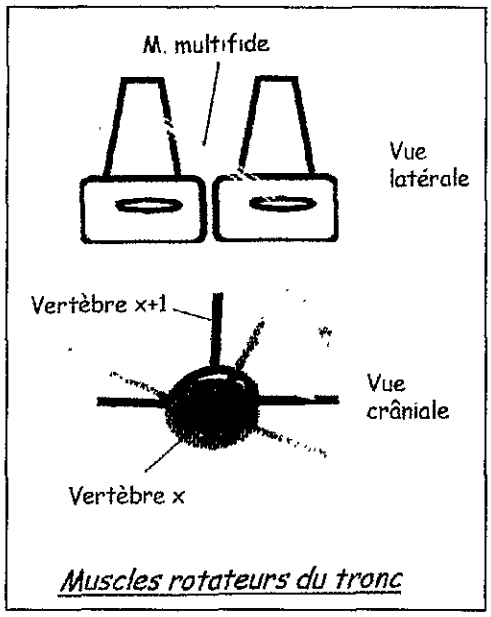
Flexion lombo-sacrale

(D'après Denoix J.M.)

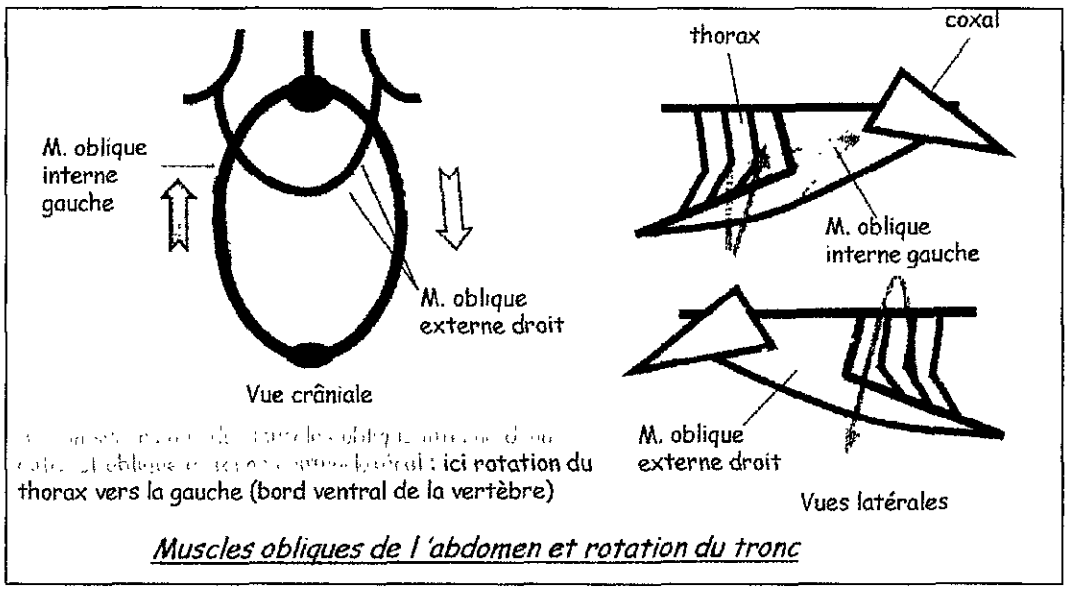
Latéroflexion et rotation du tronc



Muscles de la latéro-flexion du tronc



Muscles rotateurs du tronc



[illegible] : ici rotation du thorax vers la gauche (bord ventral de la vertèbre)

Muscles obliques de l 'abdomen et rotation du tronc

ANNEXE 5 : INDICATIONS DE L'ELECTROMYOSTIMULATION (d'après Broomiley, selon le site de lésion)

SITE DE LESION	BUT DU TRAITEMENT	MUSCLES À STIMULER	AUTRES METHODES ASSOCIEES
COUDE	▪ Maintien de l'amplitude de mouvement ▪ Réduction de l'œdème ▪ Réduction de l'inflammation	Muscles extenseurs du coude Radial du carpe Pectoraux superficiels	▪ Ultrasons ▪ Mobilisations passives, Etirements ▪ Champs magnétiques
GENOU	▪ Maintien de l'amplitude de mouvement ▪ Réduction de l'œdème ▪ Réduction de l'inflammation	Deltoïde Pectoraux Triceps	▪ Mobilisations passives ▪ Laser ▪ Compression ▪ Cryothérapie ▪ Ultrasons (pas si fracture)
BOULET	▪ Maintien de l'amplitude articulaire ▪ Limiter l'inflammation	Deltoïde Pectoraux Triceps	▪ Cryothérapie ▪ Ultrasons ▪ Champs magnétiques ▪ Etirements, massages
COLONNE THORACO-LOMBAIRE ET OS PELVIEN	▪ Rééducation musculaire et fonctionnelle ▪ Réduction de la douleur	Longissimus Fessiers (glutéal)	▪ Ultrasons ▪ Champs magnétiques ▪ Massage transversal profond ▪ Balnéothérapie
BURSITE COXO-FEMORALE	▪ Maintien de la puissance musculaire ▪ Rééducation fonctionnelle (après disparition des phénomènes douloureux) ▪ Réduction de l'inflammation	Glutéaux Semi-membraneux Semi-tendineux Biceps fémoral	▪ Ultrasons ▪ Champs magnétiques ▪ Massage transversal profond
GRASSET	▪ Diminution de l'accrochement de rotule ▪ Maintien de la fonction musculaire ▪ Réduction de l'inflammation	Semi-membraneux Semi-tendineux Biceps fémoral Vaste latéral	▪ Ultrasons ▪ Laser ▪ massage

SITE DE LESION	BUT DU TRAITEMENT	MUSCLES À STIMULER	AUTRES METHODES ASSOCIEES
TENDONS FLECHISSEURS ET LIGAMENT SUSPENSEUR DU BOULET	▪ Maintien des structures atteintes ▪ Réduction de l'œdème et de l'inflammation ▪ Favoriser la cicatrisation ▪ Entretien de la force musculaire (au niveau de l'épaule)	Deltoïde Pectoraux Triceps Supra-épineux Infra-épineux Extenseur ulnaire du carpe	▪ Cryothérapie ▪ Ultrasons ▪ Massage ▪ Laser ▪ Champs magnétiques
BRIDE CARPIENNE	▪ Entretien du fonctionnement des différentes structures ▪ Favoriser la cicatrisation ▪ Réduction de l'inflammation	Deltoïde Pectoraux Triceps Supra-épineux Infra-épineux Extenseur ulnaire du carpe	▪ Cryothérapie ▪ Ultrasons ▪ Massage ▪ Laser ▪ Champs magnétiques

ANNEXE 6 : RESULTATS DE L'ETUDE EXPERIMENTALE

TESTS DE COMPARAISON DROITE/GAUCHE

MUSCLE	CHEVAL	CHRONAXIE A GAUCHE	CHRONAXIE A DROITE
Brachiocéphalique partie cleidobrachial	Diablo	160	170
Brachiocéphalique partie cleidocéphalique	Diablo	110	110
Fessier moyen	Eclipse	180	170
	Java	120	130
	Fidji	180	180
Biceps fémoral	Eclipse	155	160
	Fidji	90	95
Erector spinae partie postérieure	Eclipse	160	160
Erector spinae partie antérieure	Eclipse	150	160
	Java	220	200

RESULTATS, ECARTS TYPES ET INTERVALLE DE CONFIANCE DES TESTS DE CHRONAXIE SUR LES DIFFERENTS MUSCLES

	Fessier moyen	Fessier superficiel
Chronaxie moyenne	137,3	135,8
Ecart type	31,7	32,66
Intervalle de confiance	118,6-156	113,67-156,33

	Semi-tendineux	Semi-tendineux, partie supra-ischiatique	Semi-membraneux
Chronaxie moyenne	102	126,87	135
Ecart type	14,2	26,58	32,95
Intervalle de confiance	93,2-110,8	108,46-145,29	112,27-157,83

	Glutéo-fémoral	Glutéo-fémoral , partie supra-ischiatique	Biceps fémoral	Quadriceps (vaste latéral)	Tenseur du fascia lata
Chronaxie moyenne	103,9	106	125,5	133,5	179
Ecart type	13,6	27,38	31,7	36,8	26,9
Intervalle de confiance	95,4-112,3	88,77-124,55	105,8-145,2	110,7-156,3	163,1-194,9

	Long extenseur du doigt	Extenseur latéral du doigt	Fléchisseur latéral du doigt
Chronaxie moyenne	167,77	196,7	186,25
Ecart type	38,33	42,7	31,14
Intervalle de confiance	142,73-194,5	168,8-224,6	164,68-207,82

	Erector spinae, partie postérieure	Erector spinae, partie antérieure
Chronaxie moyenne	150,9	187,3
Ecart type	19,7	25,7
Intervalle de confiance	139,3-162,6	172,1-202,5

	Grand dorsal	Trapèze
Chronaxie moyenne	191	163
Ecart type	38,7	46,9
Intervalle de confiance	167-215	133,9-192,1

	Deltoïde	Supra-épineux	Infra-épineux	Triceps brachial
Chronaxie moyenne	142	128,88	139,44	153
Ecart type	29	38,14	31,66	31,6
Intervalle de confiance	124-160	104-154	115,76-160,12	133,4-172,6

	Extenseur Radial du carpe	Extenseur dorsal du doigt	Ulnaire latéral	Extenseur latéral du doigt
Chronaxie moyenne	151,25	186,7	194,4	152,5
Ecart type	23,56	34,3	37,5	42,7
Intervalle de confiance	135-168	164,3-209,1	170-218,9	122,9-182,1

	Brachiocéphalique, partie cleidobrachiale	Brachiocéphalique, partie cleidocéphalique
Chronaxie moyenne	153,3	136,7
Ecart type	22,4	24
Intervalle de confiance	138,7-167,9	121-152,3

RESULTATS DE L'EXPERIMENTATION CLASSES PAR CHEVAL

Goliath

muscle	chronaxie (µs), G	rhéobase (mA), G	courant triangulaire (mA), G
fessier moyen	160	5	28
fessier superficiel	320	4,3	17,5
semi-tendineux	110	6,1	
faisceau supra-ischiatique du semi-tendineux	65	6,2	30
glutéo-fémoral	110	7,8	25
faisceau supra-ischiatique du glutéo-fémoral	90	9,8	40
biceps fémoral	150	9	34
quadriceps	130	12	50
tenseur du fascia lata			
erector spinae, partie postérieure	160	6	
erector spinae, partie antérieure	180	4	16
grand dorsal	200	6,1	15
trapèze	170	9,6	35
deltoïde	180	3,8	17
supra-épineux	300	9,7	30
infra-épineux	180	7,8	39
triceps brachial	150	2,5	10,7
extenseur radial du carpe	130	7,1	25
extenseur dorsal du doigt	240	8,8	37
ulnaire latéral	240	3	11,1

Éclipse

muscle	chronaxie (µs), G	rhéobase (mA), G	courant triangulaire (mA), G
fessier moyen	180	10	35
fessier superficiel	170	10,5	45
semi-tendineux	120	9	47
faisceau supra-ischiatique du semi-tendineux	140	10	48
glutéo-fémoral	90	10,4	67
faisceau supra-ischiatique du glutéo-fémoral	80	10,5	44
biceps fémoral	155	9	19
quadriceps	90	12,5	40
tenseur du fascia lata	200	5	21
Long extenseur du doigt	85	12,8	
extenseur latéral du doigt	140	20,5	53
fléchisseur latéral du doigt	160	12,3	
erector spinae, partie postérieure	160	6,3	35
erector spinae, partie antérieure	150	10,4	
grand dorsal	170	9,9	
trapèze	130	8,3	39
deltoïde	120	6,3	25,5
supra-épineux	180	4,1	29,5
infra-épineux	280	5,8	20,5
triceps brachial	150	4,7	
extenseur radial du carpe	140	9,1	52
extenseur dorsal du doigt	190	11	40
ulnaire latéral	170	9	35
extenseur latéral du doigt	120	8,2	
brachiocéphalique, partie cleïdobrachiale	130	9,5	30
brachiocéphalique, partie cleïdocéphalique	140	3,6	13,9

Icare

muscle	chronaxie (µs), G	rhéobase (mA), G	courant triangulaire (mA), G
fessier moyen	110	8,4	36
fessier superficiel	85	9	32
semi-tendineux	120	7,1	51
faisceau supra-ischiatique du semi-tendineux	110	13,7	19
semi-membraneux	180	4,2	12,7
glutéo-fémoral	100	11,6	48
faisceau supra-ischiatique du glutéo-fémoral	110	12,1	
biceps fémoral	90	13	54
quadriceps	180	10	
tenseur du fascia lata	140	5,4	
Long extenseur du doigt	140	7,3	
extenseur latéral du doigt	280	6,6	
fléchisseur latéral du doigt	180	8	
erector spinae, partie postérieure	120	7,5	22
erector spinae, partie antérieure	190	5,6	18
brachiocéphalique, partie cleïdocéphalique			

Java

muscle	chronaxie (µs), G	rhéobase (mA), G	courant triangulaire (mA), G
fessier moyen	120	8,2	35
fessier superficiel	85	17,5	>80
semi-tendineux	85	6,9	36
faisceau supra-ischiatique du semi-tendineux	120	4,1	12,5
semi-membrabeux	300	2,6	
glutéo-fémoral	120	10,1	34
faisceau supra-ischiatique du glutéo-fémoral	100	20	48
biceps fémoral	130	10,8	37
quadriceps	190	8,3	24,5
tenseur du fascia lata	200	5,8	20
Long extenseur du doigt	170	4,6	11,8
extenseur latéral du doigt	200	7,3	
fléchisseur latéral du doigt	240	8,8	26,5
erector spinae, partie postérieure	170	6,2	21
erector spinae, partie antérieure	220	6,6	22
grand dorsal	240	2,4	14,5
trapèze	140	7,8	28
deltoïde	90	3	9,6
supra-épineux	90	10,1	26,5
infra-épineux	140	6,9	27,5
triceps brachial	190	1,7	7
extenseur radial du carpe	320	7,7	25
extenseur dorsal du doigt	220	5,8	14,9
ulnaire latéral	150	8,9	20,5
extenseur latéral du doigt	220	6	20
Fléchisseur ulnaire du carpe	320	5,2	13,5
brachiocéphalique, partie cleïdobrachiale	190	4	9,2
brachiocéphalique, partie cleïdocéphalique	110	2,6	11,3

Diablo

muscle	chronaxie (µs), G	rhéobase (mA), G	courant triangulaire (mA), G
fessier moyen	110	10,8	19
erector spinae, partie postérieure	120	7,7	28
erector spinae, partie antérieure	170	12	37
grand dorsal	150	5,2	13
trapèze	110	11,4	28
deltoïde	150	9,5	39
supra-épineux	95	18,5	49
infra-épineux	95	9,1	25,5
triceps brachial	160	8,2	28
brachiocéphalique, partie cleïdobrachiale	160	5,3	14,5
brachiocéphalique, partie cleïdocéphalique	110	4,2	15,3

Fidji

muscle	chronaxie (µs), G	rhéobase (mA), G	courant triangulaire (mA), G
fessier moyen	180	7,7	32
fessier superficiel	150	8,2	26
semi-tendineux	80	6	23
faisceau supra-ischiatique du semi-tendineux	110	8,4	18
semi-membraneux	110	10,4	40
glutéo-fémoral	90	17,5	70
faisceau supra-ischiatique du glutéo-fémoral	80	7,5	31
biceps fémoral	90	7,4	22,5
quadriceps	100	8,9	44
tenseur du fascia lata	180	4,9	19,5
Long extenseur du doigt	240	9,1	46
extenseur latéral du doigt	170	14,3	20
fléchisseur latéral du doigt	240	14,2	50
erector spinae, partie postérieure	180	8,8	45
erector spinae, partie antérieure	240	3,4	26,5
grand dorsal	240	4,7	14,7
trapèze	220	10,7	61
deltoïde	150	5,2	25
supra-épineux	150	9,9	29,5
infra-épineux	120	7,7	16,5
triceps brachial	100	9,3	27
extenseur radial du carpe	170	6,5	37
extenseur dorsal du doigt	160	10,4	46
ulnaire latéral	240	6,2	24
extenseur latéral du doigt	150	14	37
brachiocéphalique, partie cleïdobrachiale	160	6,9	20
brachiocéphalique, partie cleïdocéphalique	170	9	33

Grenouille

muscle	chronaxie (µs), G	rhéobase (mA), G	courant triangulaire (mA), G
fessier moyen	80	20,5	61
fessier superficiel	110	23	75
semi-tendineux	95	21	
faisceau supra-ischiatique du semi-tendineux	240	19	51
semi-membraneux	110	12,9	41
glutéo-fémoral	120	23,5	65
faisceau supra-ischiatique du glutéo-fémoral	320	10,6	80
biceps fémoral	90	9,9	53
quadriceps	110	13,7	65
tenseur du fascia lata	220	8,3	16,5
Long extenseur du doigt	120	11,7	57
extenseur latéral du doigt	220	7,5	21
fléchisseur latéral du doigt	140	26,5	64
erector spinae, partie postérieure	160	13,3	39
erector spinae, partie antérieure	180	6	40
grand dorsal	120	5,5	11,3
trapèze	240	7,8	32
deltoïde	170	6,3	29
supra-épineux	95	8,1	20
infra-épineux	110	6,6	23,5
triceps brachial	180	6,4	25
extenseur radial du carpe	140	12,9	46
extenseur dorsal du doigt	160	9,7	42
ulnaire latéral	160	11,5	23
extenseur latéral du doigt	90	4,5	
brachiocéphalique, partie cleïdobrachiale	140	9,7	25
brachiocéphalique, partie cleïdocéphalique	140	6,2	

Habile

muscle	chronaxie (µs), G	rhéobase (mA), G	courant triangulaire (mA), G
fessier moyen	150	6,4	32
fessier superficiel	130	11,7	45
semi-tendineux	110	6,2	37
faisceau supra-ischiatique du semi-tendineux	150	3	14,2
semi-membraneux	180	3,2	20,5
glutéo-fémoral	120	12,5	62
faisceau supra-ischiatique du glutéo-fémoral	170	8,7	13,4
biceps fémoral	130	5,4	27,5
quadriceps	150	9,6	28
tenseur du fascia lata	200	6,2	20,5
Long extenseur du doigt	180	9	22
extenseur latéral du doigt	180	7,4	
fléchisseur latéral du doigt	240	3,3	
erector spinae, partie postérieure	150	7,3	25,5
erector spinae, partie antérieure	200	8,2	25,5
grand dorsal	200	5,3	21,5
trapèze	110	15	>80
deltoïde	150	6,5	31
supra-épineux	160	10	26,5
infra-épineux	160	8,8	22
triceps brachial	190	3,6	12,1
extenseur radial du carpe	120	10,8	53
extenseur dorsal du doigt	140	11,4	39
ulnaire latéral	200	13,7	39
extenseur latéral du doigt	170	16,7	
brachiocéphalique, partie cleïdobrachiale	130	7,4	24
brachiocéphalique, partie cleïdocéphalique	130	9,1	26,5

Lauraine Bellemoise

muscle	Chronaxie (µs), G	rhéobase (mA), G	courant triangulaire (mA), G
fessier moyen	130	16,5	55
fessier superficiel	180	10,6	42
semi-tendineux	110	7,3	48
faisceau supra-ischiatique du semi-tendineux	130	5,6	33
semi-membraneux	160	6,2	24,5
glutéo-fémoral	90	10,2	55
faisceau supra-ischiatique du glutéo-fémoral	120	6,5	34
biceps fémoral	155	8,9	29
quadriceps	170	12,5	61
tenseur du fascia lata	180	4,6	
Long extenseur du doigt	190	6,2	32
extenseur latéral du doigt	150	6,5	14,5
fléchisseur latéral du doigt	220	15,2	31
erector spinae, partie postérieure	150	5,9	28
erector spinae, partie antérieure	190	7,9	28,5
grand dorsal	220	7,8	
trapèze	170	12,7	62
deltoïde	170	9	38
supra-épineux	100	9,7	33
infra-épineux	130	11,6	28,5
triceps brachial	170	7,6	27,5
extenseur radial du carpe	190	11,2	57
extenseur dorsal du doigt	220	9,7	42
ulnaire latéral	240	4,5	15,5
extenseur latéral du doigt	200	12,5	39
brachiocéphalique, partie cleïdobrachiale	160	6,7	19,5
brachiocéphalique, partie cleïdocéphalique	150	5,2	17

Kimsit

muscle	chronaxie (µs), G	rhéobase (mA), G	courant triangulaire (mA), G
fessier moyen	160	6,7	31
fessier superficiel	150	15,5	42
semi-tendineux	100	5,7	26,5
faisceau supra-ischiatique du semi-tendineux	85	9,9	46
semi-membraneux	120	4,3	13,3
glutéo-fémoral	95	15	53
faisceau supra-ischiatique du glutéo-fémoral	110	9,7	46
biceps fémoral	95	7,4	31
quadriceps	95	7	29
tenseur du fascia lata	140	6	16,5
Long extenseur du doigt	120	12,5	48
extenseur latéral du doigt	220	8,3	36
fléchisseur latéral du doigt	190	8,5	33
erector spinae, partie postérieure	130	12,3	31
erector spinae, partie antérieure	160	9,5	26,5
grand dorsal	170	3,6	12,9
trapèze	210	10,7	48
deltoïde	110	5,7	
supra-épineux	110	11,3	25,5
infra-épineux	130	10,5	25
triceps brachial	110	5,7	22
extenseur radial du carpe	150	8,1	43
extenseur dorsal du doigt	160	6,5	27,5
ulnaire latéral	160	13,3	29,5
extenseur latéral du doigt	130	9,7	19,5
brachiocéphalique, partie cleïdobrachiale	180	4,5	13,3
brachiocéphalique, partie cleïdocéphalique	170	3,2	10,2

Athos

muscle	Chronaxie (µs), G	rhéobase (mA), G	courant triangulaire (mA), G
fessier moyen	130	14,2	45
fessier superficiel	140	12,3	44
semi-tendineux	90	7,2	35
faisceau supra-ischiatique du semi-tendineux	170	16,5	41
semi-membraneux	100	6,7	18,5
glutéo-fémoral	110	12,7	38
faisceau supra-ischiatique du glutéo-fémoral	100	8,9	42
biceps fémoral			
quadriceps			
tenseur du fascia lata	160	6,8	21
Long extenseur du doigt	160	8,3	
extenseur latéral du doigt	210	11,5	33
fléchisseur latéral du doigt	180	11,8	28,5
erector spinae, partie postérieure	160	9,8	43
erector spinae, partie antérieure	180	10,2	51
grand dorsal	200	4,3	14,8
trapèze	130	8,7	37
deltoïde	130	7,9	35
supra-épineux	180	6,5	13,5
infra-épineux	190	5,5	23
triceps brachial	130	9	28
extenseur radial du carpe	170	7,5	42
extenseur dorsal du doigt	190	8,6	37
ulnaire latéral	190	6,2	22
extenseur latéral du doigt	140	14,5	
brachiocéphalique, partie cleïdobrachiale	130	7,7	18,5
brachiocéphalique, partie cleïdocéphalique	110	5,3	22,5

ANNEXE 7 : BASE DE DONNEES DE CHRONAXIES HUMAINES

PLEXUS BRACHIAL

NERFS	RACINES C5	C6	C7	C8	D1	CHRONAX. ms	REF
Radial							6.
	Long supin.					0.08 à 0.16	7.
		Triceps					
				Vaste interne		0,08 à 0,16	31.
				Vaste externe		0,16 à 0,32	30.
				Lg. portion		0,16 à 0.32	29.
		1er radial				0,20 à 0,36	32.
		2me radial				0,20 à 0,36	34.
		Anconé					33.
		Cubital post.					36.
		Extenseur commun					35.
		Ext. de l'index					37.
		Ext. du V				0,20 à 0.36	39.
		Long abducteur				&	38.
		du pouce				0,44 à 0,72	38.
		Long ext. du pouce					41.
		Crt. ext. du pouce					40.

NERFS	RACINES C5	C6	C7	C8	D1	CHRONAX. ms	REF.
nflexe	Deltoïde					0,08 à 0,16	1. 28.
	Petit Rond					0,08 à 0,16	27.
nlo-cutané							2.
		Coraco -brachial				0,08 à 0,16	3.
	Biceps					0,08 à 0,16	4.
	Brachial ant.					0,08 à 0,16	5.
a							8. 14.
		Rond pron.				0,20 à 0,36	9.
		Grand palm.				0,20 à 0,36	10.
		Petit palm.				0,20 à 0,36	11.
		Fléch. comm. superf.				0,20 à 0,36	12.
		Lg. fléch. du pouce				0,20 à 0,36	13.
		Crt. abd. du pouce				0,20 à 0,36	15.
		Oppos. du pouce				0,20 à 0,36	16.
		Court fléch. du pouce (superf.)				0,20 à 0,36	17.
		Lombricaux ext.				0,20 à 0,36	18
l							45. 24.
		Fléch. comm. prof. (motié int.)				0,20 à 0,36	22.
			Cubital ant.			0,20 à 0,36	23. 44.
			Court fléch. du V.			0,20 à 0,36	25.
			Palmaire cutané			0,20 à 0,36	26.
			Court fléch. du pouce (profond)			0,20 à 0,36	17.
			Adduct. du pouce			0,20 à 0,36	19.
			Crt. adducteur du V			0,20 à 0,36	21. 43.
			Lombricaux intern.			0,20 à 0,36	20.
			Interosseux dorsaux			0,20 à 0,36	42.

PLEXUS LOMBAIRE

NERFS	RACINES								CHRONAX. ms	REF.
	L2	L3	L4	L5	S1	S2	S3	S4		
Obturateur	Droit interne								0,08 à 0,16	2.28
	Moyen adducteur								0,08 à 0,16	1
		Grand add.							0,08 à 0,16	24
Crural										4
	Pectiné								0,08 à 0,16	5
	Couturier								0,08 à 0,16	6
	Droit antérieur								0,08 à 0,16	7
	Vaste externe								0,08 à 0,16	8
	Vaste interne								0,08 à 0,16	9

PLEXUS SACRE

NERFS	RACINES								CHRONAX. ms
	L2	L3	L4	L5	S1	S2	S3	S4	
Fessier			Tens. du f. lata						0.08 à 0.16
			Moyen fessier						0.08 à 0.16
Petit sciatique				Grand fessier					0.08 à 0.16
Sciatique									
			Demi-tendineux						0.44 à 0.72
			Demi-membraneux						0.44 à 0.72
				Long biceps					0.44 à 0.72
				Court biceps					0.44 à 0.72
SPE									
			Jambier antérieur						0.20 à 0.36
			Extenseur com. orteils						0.20 à 0.36
				Long péronier					0.20 à 0.36
				Court péronier					0.20 à 0.36
				Ext. prop. du I					0.20 à 0.36
				Pédieux					0.20 à 0.36
SPI									
					Jumeau externe				0.44 à 0.72
					Jumeau interne				0.44 à 0.72
					Soléaire				0.44 à 0.72
				Nerf Tibial Postérieur					
				Lg. fléch. du I					0.44 à 0.72
					Ct fl. du V				0.44 à 0.72
					Add du I				0.44 à 0.72
					Inteross.				0.44 à 0.72

	NERFS		CHRONAXIE ms
PLEXUS CERVICAL	Spinal (XI)	Trapèze supérieur (C3)	0.08 à 0.16
		Trapèze moyen (C3)	0.08 à 0.16
		Trapèze inférieur (C3)	0.08 à 0.16
		Angulaire de l'omoplate (C3 - C4)	0.08 à 0.16
		Rhomboïde (C5)	0.08 à 0.16
PLEXUS BRACHIAL	Circonflexe	Petit rond (C5 - C6)	0.08 à 0.16
		Deltoïde moyen (C5 - C6)	0.08 à 0.16
		Deltoïde antérieur (C5 - C6)	0.08 à 0.16
		Deltoïde postérieur (C5 - C6)	0.08 à 0.16
		Point d'ERB	
	du grand Pectoral	Grand pectoral (C5-C6-C7-C8-D1)	0.08 à 0.16
	du grand Dentelé	Grand dentelé (C5 - C6)	0.08 à 0.16
	Sus-Scapulaire	Sus-épineux (C5 - C6)	0.08 à 0.16
		Sous-épineux (C5 - C6)	0.08 à 0.16
	du grand Dorsal	Grand dorsal (C6 - C7 - C8)	0.08 à 0.16
NERFS DORSAUX	Spinaux adjacents	Muscles de la masse commune	0.16 à 0.32
	Intercostaux inférieurs	Grand droit D6 - D7 - D8 - D9 - D10 - D11 - D12)	0.08 à 0.16
		Grand oblique D6 - D7 - D8 - D9 - D10 - D11 - D12)	0.08 à 0.16
Plexus lombaire	Crural		
PLEXUS SACRE	Fessier	Tenseur du fascia lata (L4- L5)	0.08 à 0.16
		Moyen fessier (L4 - L5)	0.08 à 0.16
	Petit sciatique	Grand fessier (L5 - S1)	0.08 à 0.16

BIBLIOGRAPHIE

1. Adams O.R. : Les boiteries du cheval. Maloine, 1990.
2. Allen J.R.: physiological responses to exercise; Effects of training. Pp465-469 in Robinson N.E.: Current therapy in equine medicine, vol. 2, W.B. Saunders Company, 1987.
3. Andrews F.M.: Electrodiagnostic aids and selected neurologic diseases. Pp 438-451 in Reed S. M., Bayly W. M.: Equine Internal Medicine. W.B. Saunders company, Philadelphie, 1998.
4. Arnauld des Lions J. : L'électrostimulation musculaire : utilisation chez le cheval et perspectives d'application en médecine équine. Bull. soc. Vet. Prat. de Fr., dec. 1997, T.81, n°10, 421-440.
5. Arnauld des Lions J., Michaux J-M., Denoix J-M. : L'électrostimulation in the horse : effets sur des paramètres morphométriques et sanguins. P.V.E. 1997, vol.29, n°3, 173-178.
6. Arvidsson et al. : Prevention of quadriceps wasting after immobilization : an evaluation of the effecr of electrical stimulation. Electr. Stim. 1986 ; 9 ; 1519-1528
7. Auer J.A.: physical therapy and rehabilitation. Pp 248-252 in Jones W.E.: Equine sport medicine. Lea and Febiger, Philadelphia, 1989.
8. Bacha W.J., Bacha L.M.: chapter 8: muscle. Pp 41-42 in Color atlas of veterinary histology, 2nd ed., Lippincott William and Wilkins, 2000.
9. Barette G. : diagnostic et thérapie du muscle dénervé et des paralysies. Manuel d'utilisation du galva 5 Zimmer. Zimmer electromedizin, Ed. G5Fibel. Wri, 1996.
10. Barette G. : Précis d'électrothérapie appliquée au galva 5 et sinus 5. Manuel d'utilisation du galva 5 Zimmer. Zimmer electromedizin, Ed. G5Fibel. Wri, 1996, 55 pages.
11. Barone R. : Anatomie comparée des mammifères domestiques, Tome 2 : Arthrologie et myologie. 3ème ed., Vigot, 1989.
12. Barrey E. : Propriétés contractiles des fibres musculaires et performances physiques chez le cheval. INRA, Prod. Anim., 1994, 7 (1), 41-53.
13. Barrey E., Valette J.P., Jouglin M. : Analyse de la composition en chaînes lourdes de myosine chez le cheval : application à la sélection du cheval de course. INRA, Prod. Anim., 1998.
14. Barrey E., Valette J.P. : L'analyse de la typologie musculaire peut-elle constituer un critère de sélection ? C.E.R.E.O.P.A, 20ième journée de recherche équine, 1994, 12-18.
15. Bartram D.: Postanesthetic myopathy. Pp 124-127 in Robinson E.N.: Current therapy in equine medicine, vol.4. W.B. Saunders Company, 1987.
16. Bechtel P.J., Lawrence L.M.: the muscle and athletic training. Pp121-136 in Jones W.E.: Equine sport medicine. Lea and Febiger, Philadelphia, 1989.
17. Bergh A., Nordlöf H., Esse'n-Gustavsson B.: Effect of neuromuscular electrical stimulation on horse. Proceedings of the 2nd international symposium on rehabilitation and physical therapy in veterinary medicine, Knoxville, Tennessee, USA, août 2002, 269p.
18. Bigard A. : Effects of surface electrostimulation on the structure and métabolic properties in monkey skeletal muscle. *Med. Sci. Sports Exer. 1993; 25: 355-362.*

19. Bockstahler B., Levine D. et Millis D. Essential facts of physiotherapy in dogs and cats. Rehabilitation and pain management. BE Verlag – Germany 2004. 301 pages.

20. Bowen J.M.: Electromyography. Chapter19, pp 145-168 in Oliver J.E., Mayhew I.G., Hoerlein B.F.: Veterinary neurology. W.B. Saunders Company, 1987.

21. Bramlage L.R.: Medical treatment of tendinitis. Pp 146-149 in Musculoskeletal diseases in Robinson N.E.: Current therapy in equine medicine, vol. 3. W.B. Saunders company, 1987.

22. Bromiley M. Physical therapy for equine back. Vet. Clin. North Am. Eq. 1999 ; 15 ; 223-246.

23. Broomiley M.: Physiotherapy in veterinary medicine. Oxford, Blackwell Scientific Publications, 1991.

24. Burch G.E.: Transcutaneous electrical nerve stimulation. Pp 252-254 in Jones W.E.: Equine sport medicine. Lea and Febiger, Philadelphia, 1989.

25. Campbell N.A.: mécanismes sensoriels et moteurs chez les animaux, chap.45. Pp 1015-1047, septième partie : anatomie et physiologie animales, in Biologie. De Boeck université, 1995.

26. Cauvin E.: Les affections des gaines tendineuses : étiopathologie et sémiologie. PVE 2003, vol. 35, n° 140, pp 19-30.

27. Cavagna G.A., Dusman B. Margaria B.: positive work done by a previously stretched muscle. Journal of applied physiology, vol.24, n°1, janv.1968, USA.

28. Cavagna G.A., Gitterio G.: Effect of stretching on the elastic characteristics and the contractile component of frog striated muscle. J. physiol., 1974, 239, 1-14.

29. Chatelain E. : Organisation du système nerveux central. 1- Texte. Polycopié de cours. Unité Anatomie Comparée ; Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon. 2000 : 84 pages.

30. Chatelain E. : Organisation du système nerveux central. 2- Planches. Polycopié de cours. Unité Anatomie Comparée ; Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon. 2000 : 96 pages.

31. Chen L, Tang J, White PF, Sloninsky A, Wender RH, Naruse R, Kariger R. The effect of location of transcutaneous electrical nerve stimulation on postoperative opioid analgesic requirement: acupoint versus nonacupoint stimulation. Anesth Analg. 1998; 87(5):1129-34.

32. Clem M.F., DeBowes R.M.: Scapular wedge resection for managment of suprascapular nerve injury. Pp 171-180 in White II N., Moore J.N.: Current practice of equine surgery. Lippincott company, Philadelphia, 1990.

33. Clément S.: Peripheral neuropathy. Pp 381-386 in Robinson N. E.: Current therapy in equine medicine. Vol.2, W. B. Saunders company, 1987.

34. Clemente FR, Barron KW.: Transcutaneous neuromuscular electrical stimulation effect on the degree of microvascular perfusion in autonomically denervated rat skeletal muscle. Arch Phys Med Rehabil. 1996 ; 77(2):155-60

35. Clemente FR et Barron KW : The influence of muscle contraction on the degree of microvascular perfusion in rat skeletal muscle following transcutaneous neuromuscular electrical stimulation ; J. Orthop. Sports Phys. Ther. 1883 ; 18 : 177-184.

36. Colville T.: The muscular system. Pp254-264 in Colville T., Bassert J.M.: Clinical anatomy and physiology for veterinary technicians. Mosby, 2002.

37. Combet D.: L'électrostimulation musculaire chez le chien : Aspects pratiques et mesures de chronaxies. Thèse de doctorat vétérinaire, Lyon, 2003.

38. Cosmo P, Svensson H, Bornmyr S, Wikstrom SO. Effects of transcutaneous nerve stimulation on the microcirculation in chronic leg ulcers. Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg. 2000 ; 34(1):61-4

39. Crépon F. : Electrophysiothérapie et rééducation fonctionnelle. 3ième ed., Frison-roche, 2002, 246p.

40. Cunningham J.G.: Neurophysiology. Pp 32-109 in Cunningham J.G.: Textbook of veterinary physiology. 3ème ed., Saunders company, 2002.

41. Daubon J.C.: L'électro-contraction des muscles sains et pathologiques. Formation continue : physiothérapie en médecine vétérinaire : électrothérapies de l'appareil locomoteur, ENVL, 2002.

42. Delauche A.J.: Les myopathies équines. Point vet. 1996, 28 (175), pp 43-49.

43. Delecroix A. : Contribution à l'étude des courants strio-moteurs : topographie des points moteurs chez le cheval. Thèse de doctorat vétérinaire, Créteil, 1974.

44. Denoix J.-M.: l'excitabilité neuromusculaire dans le contrôle médico-sportive du cheval de compétition. Thèse de Doctorat Vétérinaire, Lyon, 1979.

45. Denoix J.-M., Pailloux J.-P.: Approche à la kinésithérapie du cheval. 2ème ed., Maloine, 1997, 291p.

46. Denoix J.-M., Pailloux J.-P: Physical therapy and massage for the horse. Manson publishing, 1996.

47. Desmedi J.E., Godeaux E.: Fast motor units are not preferentially activated in rapid voluntary contractions in man. Nature, 1977, Vol.267, 717-718.

48. De Bisschop G., et coll.: Electrodiagnostic. [en ligne], page consultée en décembre 2004. Adresse URL : [illegible]

49. De Bisschop G., Dumoulin J.: Neurostimulation électrique transcutanée antalgique et excito-motrice. Masson, 1991,130p.

50. De Bisschop G., Gouget J-L.: Mythe de la stimulation des muscles dénervés dans la sphère périnéale. [en ligne], page consultée en décembre 2004. Adresse URL : [illegible]

51. De Bisschop G., Gouget J-L.: Traiter une dénervation. [enligne], page consultée en décembre 2004. Adresse URL : [illegible]

52. De Lahunta A.: Neuroanatomy and clinical neurology, W.B. Saunders Company, 1983.

53. Dumoulin J., De Bisschop G. et coll. : Electrothérapie. 5ième ed., Maloine, 1987, 675p.

54. Dyson S.: Problems associated with the neck: Neck pain and stiffness, abnormal posture, and forelimb gait abnormalities. Pp 1-14 in Robinson N.E.: Current therapy in equine medicine, vol.4. W.B. Saunders Company, 1987.

55. Ersak RA : Low back pain : prompt relief with transcutaneous neurostimulation, a report of 35 consecutive patients.Ortho Rev;1976; 5:p27-31

56. Ferber-Viart C. : contrôle central du mouvement. Cours en ligne de PCEM2, Lyon, 2003.

57. Forst T, Nguyen M, Forst S, Disselhoff B, Pohlmann T, Pfutzner A : Impact of low frequency transcutaneous electrical nerve stimulation on symptomatic diabetic neuropathy using the new Salutaris device. Diabetes Nutr Metab.; .2004 ; 17:163-8.

58. Frick A.:Pain management without the pill. In : proceedings of the 2nd International symposium on Rehabilitation and Physical Therapy in veterinary medicine, ; Knoxville – Tenenessee ;2002 ; 10-14août, p129

59. Fuhrer L. : Les myopathies et le syndrome de fatigabilité/intolérance à l'effort. Importance en médecine vétérinaire et démarche diagnostique. Point vet., 1995, 27 (172), 819-822.

60. Fuhrer L. : Examens complémentaires dans les syndromes neuromusculaires. Electrodiagnostic et biopsies nerveuse et musculaire. Point vet., 1995, 27 (172), 823-832.

61. Gardner SE, Frantz RA et Schmidt FL : Effect of electrical stimulation on chronic wound healing : a meta-analysis. Wound Repair Regen. 1999 ; 7(6) : 495-503

62. Gauthier JM et al. : Electrical stimulation-induced changes in skeletal muscle enzymes of men and women. Med. Sci. Sports Exer. 1992 ; 24 ; 1252-1256

63. Godeaux E., Cheron G. : Le mouvement. Medsi/Mcgraw-hill.

64. Gogny M., Souilem O. : Eléments de physiologie de l'effort chez le chien et le cheval. Le point vétérinaire oct-nov 1995, vol. 27, n°171, 597-605.

65. Gouget J-L. : petite histoire de l'électrothérapie. [en ligne], page consultée en décembre 2004. Adresse URL : http://www.santé.u-bordeaux2.fr/electrodocuments/electrosoftv/electrosiecy00.htm

66. Granier P.: Relations entre la musculation du dos du cheval et l'équitation. P.V.E., XV, n°3, 1983.

67. Grant B.: rest and rehabilitation. Pp 788-790 in Dyson S.J., Ross M.W.: Diagnosis and management of lameness in the horse, Saunders, 2003.

68. Gross Saunders D.: Electrical stimulation. Proceedings of the 2nd international symposium on rehabilitation and physical therapy in veterinary medicine, Knoxville, Tennessee, USA, août 2002, 269p.

69. Gunn H.M.: Relative increase in areas of muscle fibre types in horses during growth. Equine vet. J., suppl. 18, 1995, 209-213.

70. Hamza MA, White PF, Ahmed HE, Ghoname EA. Effect of the frequency of transcutaneous electrical nerve stimulation on the postoperative opioid analgesic requirement and recovery profile. Anesthesiology. 1999 ; 91(5):1232-8.

71. Hamza MA, Ghoname EA, White PF, Craig WF, Ahmed HE, Gajraj NM, Vakharia AS, Noe CE.Effect of the duration of electrical stimulation on the analgesic response in patients with low back pain. Anesthesiology. 1999 ; 91(6):1622-7.

72. Hargreaves A, Lander J.:Use of transcutaneous electrical nerve stimulation for post-operative pain. Nursing Research; 1989; 38: p159-161.

73. Harman J.C.: Complementary (alternative) therapies for poor performance, back problems, and lameness. Pp 131-137 in musculoskeletal system in Robinson N.E.: Current therapy in equine medicine, vol. 4. W.B. Saunders company, 1987.

74. Harris D.B., Harris R.C.: ATP content of single muscle fibres of gluteus médius sampled at rest. Equine vet. J., suppl. 18, 1995, 223-227.

75. Harris P. A., Mayhew I. G.: musculoskeletal Disease. Pp371-426 in Reed S. M., Bayly W. M.: Equine Internal Medicine. W.B. Saunders company, Philadelphie, 1998.

76. Henry R.W. Diesem C.D.: Proximal equine radial and median motor nerve conduction velocity. Am J Vet Res, 1981, 42 (10), 1819-1822.

77. Hortobagyi T., Lambert N.J., Tracy C., Shinebarger M.: Voluntary and electromyostimulation forces in trained and untrained men. Med. Sci. Sports Exerc., 24 (6), jun.1992, 702-707.

78. Hou CR, Tsai LC, Cheng KF, Chung KC, Hong CZ. .Immediate effects of various physical therapeutic modalities on cervical myofascial pain and trigger-point sensitivity. Arch Phys Med Rehabil 2002 ; ;83:1406-14.

79. Howson DC : Peripheral neural excitability. Implications for transcutaneous electrical nerve stimulation. Phys Ther. 1978 : 58(12):1467-73.

80. HSUEH TC, CHENG PT, KUAN TS, HONG CZ. : The immediate effectiveness of electrical nerve stimulation and electrical muscle stimulation on myofascial trigger points. Am J Phys Med Rehabil.1997 ; 76 :471-6.

81. Hulland T.J.: muscles and tendons. Pp 183-266 in Jubb K.V.F., Kennedy P.C., Palmer N.: Pathology of domestic animal, vol.1, 4ème ed. Academic press, inc., San Diego, 1992.

82. Irnich w.: The chronaxie time and its practical importance. Pacing Clin. Electrophysiol., 1980, 3(3), 292-301.

83. Jeffcott L.B.: Back problems in the horse, a look at past, present and future progress. Equine vet. J., 1979, 11 (3), 129-136.

84. Johnson J., Levine D. Electrical stimulation. In : Millis D., Levine D. et Taylor R.A. : Canine rehabilitation and physical therapy. Saunders, USA 2004 ; pp289-302

85. Jubb K.V.F., Huxtable C.R.: nervous system. Pp 267-440 in Jubb K.V.F., Kennedy P.C., Palmer N.: Pathology of domestic animal, vol.1, 4ème ed.. Academic press, inc., San Diego, 1992.

86. Kararmaz A, Kaya S, Karaman H, Turhanoglu S.: Effect of the frequency of transcutaneous electrical nerve stimulation on analgesia during extracorporeal shock wave lithotripsy. Urol Res.: 2004 ; 9 p.

87. Knaflitz M., Merletti R., De Luca CJ. : Inference of motor unit recruitment order in voluntary and electrically elicited contractions. J Appl Physiol. 1990, 68(4):1657-67.

88. LAMY A. : Approche de la physiothérapie des tendinites chez le cheval. Comparaison entre médecine humaine et médecine vétérinaire. Thèse de médecine Vétérinaire. ENVLyon, 2004, N°121 ; 160.

89. Lapique L. : Définition expérimentale de l'excitabilité. Soc.Biologie, 1909. 77, 280-283,

90. Lapique L. : La chronaxie et ses applications physiologiques ; Hermann & Cie, Paris, 1938.

91. Le Flohic J.C. : Electrostimulation : le muscle dénervé. Ann. Kinésither., t. 28, n°5, 2001, 233-240.

92. Loving N.S., Johnston A.M.: Improving muscle performance. Pp 38-66 in Veterinary manual for the performance horse. Blackwell science, 1995.

93. Marieb E.N. : Muscles et tissu musculaire. Pp260-299 in Biologie humaine : anatomie et physiologie. DeBoeck Université, 2000.

94. Mayhew I.G.: Paresis or paralysis of one limb. Chapter 15: pp 335-347 in large animal neurology. Lea and Febiger, Philadelphia, 1989.

95. Mayhew I.G.: Urinary bladder distension, dilated anus, and atonic tail: The cauda equina syndrome. Chapter 16: pp 349-356 in large animal neurology. Lea and Febiger, Philadelphia, 1989.

96. Mayhew I.G. : L'examen neurologique du cheval. P.V.E.1992, vol.24, n°2, 95-101.

97. McComas A.J., Galea V., De Bruin H.: Motor unit populations in healthy and diseased muscles. Phys. Ther., 1993, 73(12), 868-877.

98. Medicompex : Principes fondamentaux de l'électrostimulation. Manuel d'utilisation du compex 1990.

99. Millis DL et al : A preliminary study of early physical therapy following surgery for cranial cruciate ligament rupture in dogs Vet. Surg. 1997 ; 26 : p434.

100. Milner-Brown H.S., Stein R.B., Yemm R.: The contractile properties of human motor units during voluntary isometric contractions. J. physiol., 1973, 228, 285-306.

101. Milner-Brown H.S., Stein R.B., Yemm R.: The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. J. physiol., 1973, 230, 359-370.

102. Monod H., Flandrois R. : Physiologie du sport. 2ème ed., Masson, Paris, 1989.

103. Moore B. R.: hard tissue I: lameness or neurologic disease? Proceeding of the North American vet., Orlando, 1997.

104. Moore SR, Shurman J.: Combined neuromuscular electrical stimulation and transcutaneous electrical nerve stimulation for treatment of chronic back pain: a double-blind, repeated measures comparison. Arch Phys Med Rehabil. 1997; 78(1) : 55-60.

105. Morin-Garic C.: L'électrodiagnostic : un outil d'aide au diagnostic des affections neuromusculaires des carnivores domestiques ; illustration des applications à travers différents cas cliniques. Thèse de doctorat vétérinaire, Nantes, 2002.

106. Morrisey M.C.: Electromyostimulation from a clinical perspective: A review. Sport med., 6(1), jul. 1988, 29-41.

107. Nathan PW , Wall PD. : Treatment of post-herpetic neuralgia by prolonged electrical stimulation. Br. Med. J. 1974 ; 3 : 645-647.

108. Navarro Nunez C, Pacheco Carrasco M : Transcutaneous electric stimulation (TENS) to reduce pain after cesarean section. Ginecol Obstet Mex. 2000 ; 68:60-3.

109. Ng MM, Leung MC, Poon DM The effects of electro-acupuncture and transcutaneous electrical nerve stimulation on patients with painful osteoarthritic knees: a randomized controlled trial with follow-up evaluation. J Altern Complement Med. 2003 ; 9:641-9.

110. Noble JG, Henderson G, Cramp AF, Walsh DM, Lowe AS : The effect of interferential therapy upon cutaneous blood flow in humans. Clin Physiol. 2000 ; 20(1) : 2-7.

111. Ortigas P., Verson T. : Traitement des contractures en électrothérapie, [en ligne] : page consultée en décembre 2004. Adresse URL : [illegible]

112. Ozcan J, Ward AR, Robertson VJ. : A comparison of true and premodulated interferential currents. . Arch Phys Med Rehabil. 2004, 85(3):409-15.

113. Pascoe P.J.: Postanesthetic lameness. Pp 115-120 in White II N., Moore J.N.: Current practice of equine surgery. Lippincott company, Philadelphia, 1990.

114. Paternostro-Sluga T, Schuhfried O., Vacariu G., Lang T., Fialka-Moser V.: Chronaxie and accommodation index in the diagnosis of muscle denervation. Am. J. Phys. Med. Rehabil., avril 2002, 81 (4), pp 253-260.

115. Pélissier J., Roques C.F.: Electrostimulation des nerfs et des muscles. Masson, 1992, 203p.

116. Piccot-Crezollet C., Les dorsalgies du cheval de sport : gestion pratique et approche thérapeutique. Thèse de Doctorat en Médecine Vétérinaire ; ENV. 2002 Lyon, 154pp.

117. Pierrot-deseilligny E., Mazières L.: Circuits réflexes de la mœlle épinière chez l'homme, contrôle au cours du mouvement et rôle fonctionnel. Revue Neurol., Paris, 1984, 140, 11(605-614) & 12 (681-694).

118. Pinato M.: Réhabilitation du cheval convalescent. Thèse de doctorat vétérinaire, Lyon, 2003, 217p.

119. Plazanet D.J.: les méthodes de kinésithérapie : leurs apports dans le traitement des tendinites du cheval. Thèse de doctorat vétérinaire, Toulouse, 1998.

120. Pocholle M.: Colloque muscle et rééducation, texte de clôture, 30-09-2000, Vichy.

121. Pollez T., Thevenon : comment pratiquer l'électrothérapie excitomotrice? Annales de kinésithérapie, 1986, t12, n°13, pp 481-489.

122. Pool R.R.: Pathology of tendons and ligaments. Journal of equine veterinary science, vol. 12, n°3, 1992, 145-148.

123. Porter M.:Electrical stimulation for pain relief in the horse. In : proceedings of the 3nd International symposium on Rehabilitation and Physical Therapy in veterinary medicine, ; North Carolina State College of Veterinary Medicine ;2004 ; 7-11août, p181-183

124. Porter M.:Physical Therapy. In : Shoen A.M. et Wynn S.G. Complementary and alternative veterinary medicine. Principles and Practice. Ed. Mosby Inc. USA,1998 ; p201-212.

125. Pshenisnov K.P., Pulin A.G.: Use of preoperative muscle denervation and postoperative electrostimulation to maximise functional results in microneurovascular muscle transplantation. J. reconstr. Microsurg., 1994, 10(2), 65-75.

126. Randall D., Burggren W., French K.: Muscles and animal movement (chapter 10, part 2). Pp 351-404 in Randall D., Burggren W., French K.: Eckert animal physiology mechanisms and adaptations, 4ème ed., Freeman and company, 1997.

127. Reed S.M., Andrews F.M.: Nervous system control of muscular activity. Pp137-148 in Jones W.E.: Equine sport medicine. Lea and Febiger, Philadelphia, 1989.

128. Ridgway K., Harman J.: Equine back rehabilitation. Vet Clin North Am Equine Pract, 1999, 15 (1), 263- 280.

129. Rode G., Volckmann P. : Handicap de médecine physique et réadaptation, guide pratique. Xavier Montauban ed., 2003, 240p.

130. Ronne J.C. : kinésithérapie équine. Profession kiné plus, 1998, 70, 22-24.

131. Roques C.F. : Pratique de l'électrothérapie : Electrophysiothérapie pratique appliquée à la médecine physique et à la masso-kinésithérapie. Springer, 1997, 281p.

132. Sagnet P. : Douleurs et lésions musculaires. [en ligne], page consultée en décembre 2004. Adresse URL : [illegible]

133. Saunders D.B.: Electrical stimulation. In : proceedings of the 2nd International symposium on Rehabilitation. and Physical Therapy in veterinary medicine, ; Knoxville – Tenenessee ;2002 ; 10-14août, p55-58

134. Saville W.J.: Polyneuritis equi. Pp 499-501 in Reed S. M., Bayly W. M.: Equine Internal Medicine. W.B. Saunders Company, Philadelphie, 1998.

135. Sawaya S. : Anatomie et biomécanique des membres thoraciques et pelviens du cheval. Cours de l'IFKA, 2003.

136. Sawaya S. : Communications personnelles, 2005. Unité « Physiothérapie-rééducation –Ostéopathie » Ecole Nationale Vétériaire de Lyon.

137. Sawaya S. : Notions de cinésiologie et de biomécanique de l'axe vertébral du cheval. Cours de l'IFKA, 2003.

138. Sawaya S. : Notions de physiologie musculaire appliquée à la physiothérapie. Formation Professionnelle en Santé Animale. Physiothérapie en Médecine vétérinaire : Electrothérapies de l'appareil locomoteur, décembre 2003, ENVL; 34 pages.

139. Sawaya S. : Physiothérapie, rééducation, réhabilitation du cheval. Polycopié Conférence pour les T1proEquine, octobre 2004, ENVL; 51pages.

140. Sawaya S. : Topographie des points moteurs du cheval et du chien. Formation Professionnelle en Santé Animale. Physiothérapie en Médecine vétérinaire : Electrothérapies de l'appareil locomoteur, décembre 2003, ENVL; 19 pages.

141. Sawaya S., Coutant J.C., Daubon J.C. : Eléments de physiothérapie ; Approche de son utilisation en médecine vétérinaire équine et canine. Formation Professionnelle en Santé Animale. Physiothérapie en Médecine vétérinaire : Electrothérapies de l'appareil locomoteur, décembre 2003, ENVL; 52 pages.

142. Seichert N.: What is true in physiothérapy? Proceeding of 10th ESVOT congress, Munich, 2000.

143. Seiko Y. et coll.: Effect of growth and training on muscle adaptation in thoroughbred horses. American journal of veterinary research, 2002, 1408-1412.

144. Sinacore DR et al. : Type II fiber activation with electrical stimulation : a preliminary report. Phys Ther. 1990 ; 73A : 1025-1036.

145. Smith R.K.W.: Pathophysiology of tendon injury. Pp 616-627 in Dyson S.J., Ross H.W.: Diagnosis and management of lameness in the horse. Saunders, 2003.

146. Smith R.K.W.: Management and prevention of superficial digital flexor tendinitis. 10th ESVOT Congress, Munich, mars 2000.

147. Snyder-Mackler L., Ladin Z., Schepsis AA., Young JC : Electrical stimulation of the thigh muscles after reconstruction of the anterior cruciate ligament. J. Bone Joint Surg. 1991, 73A :1025-1036.

148. Snow D.H., Guy P.S.: Muscle fiber type composition of a number of limb muscles in different types of horse. Research in veterinary science 1980, 28, 137-144.

149. Snow D.H., Valberg S.J.: Muscle anatomy, physiology, and adaptations to exercise and training. Pp 145-175, in Hodgson D.R., Rose R.J.: Principles and practice of equine sports medicine. The athletic horse. WB Saunders company, Philadelphia, 1994.

150. Speirs V.C.: Lameness: approaches to therapy and rehabilitation. Pp 343-369 in Hodgson D.R., Rose R.J.: Principles and practice of equine sports medicine. The athletic horse. WB Saunders Company, Philadelphia, 1994.

151. Steiss J.E.: Canine rehabilitation. Clinical neurology in small animals localization, diagnosis and treatment, 2001, 12(2), 4-7.

152. Strachan P.; Rehabilitation of equine back injuries In : Proceedings of the 2nd International Sympsoium on Rehabilitation and Physical Therapy in Veterinary Medicine. Knoxville-Tennessee, USA; 10-14 Août 2002 ; p149-153.

153. Strachan P.: Rehabilitation of muscle and tendon injuries. Proceedings of the 2nd international symposium on rehabilitation and physical therapy in veterinary medicine, Knoxville, Tennessee, USA, août 2002, 269p.

154. Swaim S.F.: Peripheral nerve surgery. Pp 493-511 in Oliver J.E., Mayhew I.G., Hoerlein B.F.: Veterinary neurology. W.B. Saunders Company, 1987.

155. Thepaut-Mathieu C. : Electrostimulation et recrutement différentiel des unités motrices. La connaissance actualisée, parution de l'INSEP-Laboratoire de Biomécanique et Physiologie, 1998.

156. Trotter G.W.: Diagnosis and management of cruciate ligament injuries in the horse. 10th ESVOT Congress, Munich, mars 2000.

157. Tsang GM, Green MA, Crow AJ, Smith FC, Beck S, Hudlicka O, Shearman CP : Chronic muscle stimulation improves ischaemic muscle performance in patients with peripheral vascular disease. Eur J Vasc Surg. 1994 ; 8(4):419-22.

158. Valberg S.J., Dyson S.J.: Skeletal muscle and lameness. Pp 723-735 in Dyson S.J., Ross H.W.: Diagnosis and management of lameness in the horse. Saunders, 2003.

159. Vasko K, Spauchus A et Lowery ZA : laminitis treatment with electrotherapy. Equine Pract : 1986 ; 8 ; 28.

160. Veret F., Schmit D.: syndrome rotulien et isocinetisme. Anmsr.asso.fr.

161. Verson T. : Electrothérapie. [en ligne], page consultée en décembre 2004. Adresse URL : [illegible]

162. Verson T. : Electrothérapie en sport. [en ligne], page consultée en décembre 2004. Adresse URL : [illegible]

163. Verson T. : Les bases physiologiques de l'électrothérapie. [en ligne], page consultée en décembre 2004. Adresse URL : [illegible]

164. Walmsley J.P.: Diagnosis and management of meniscal injuries in the horse. 10th ESVOT Congress, Munich, mars 2000.

165. Weiss G. : Sur la possibilité de rendre comparable entre eux les appareils servant à l'excitation électrique. Arch. Itali. Biol. 1901: 35: 413-446.

166. Wheeler S.J.: Influence of limb temperature on sensory nerve conduction velocity in horses. Am J Vet Res, 1989, 50 (11), 1817-1819.

167. White N.A.: Postanesthesia myopathy-neuropathy. Pp 370-374 in Robinson E.N.: Current therapy in equine medicine. W.B. Saunders Company, 1983.

168. Wigerstad-lossing I. et al. : Effects of electrical stimulation muscle stimulation combined with voluntary contractions after knee ligament surgery. Med. Sci. Sports Exer. 1988 ; 93-98 ; 93-98

169. Wintzer H.J. : maladies du cheval. Maloine, 1989.

170. Zorko B., Rozman J., Seliskar A.: Influence of electrical stimulation on regeneration of the radial nerve in dogs. Acta Vet Jung, 2000, 48(1), 99-105.

NOM PRENOM : MEALLIER Estelle

TITRE :

DETERMINATION EXPERIMENTALE DES CHRONAXIES DES PRINCIPAUX MUSCLES SUPERFICIELS DU CHEVAL APPLICATION A L'ELECTROMYOSTIMULATION EN PHYSIOTHERAPIE ET REEDUCATION EQUINE

Thèse vétérinaire : Lyon, le 21 Février 2005

RESUME :

En médecine vétérinaire, l'électromyostimulation tend à se développer. Cette thèse a pour but de donner à tout praticien souhaitant pratiquer cette technique une base de travail. On commence par des rappels de physiologie neuromusculaire en ciblant l'espèce équine. Une comparaison entre les contractions musculaires volontaires et électriquement provoquées est établie permettant de comprendre les intérêts et les limites de l'électromyostimulation. Les courants électriques, le matériel utilisé et la préparation du patient sont décrits puis le champ d'application de l'électromyostimulation chez le cheval. Une place importante est réservée à la définition, au diagnostic et au traitement des dénervations. L'étude expérimentale permet d'établir une base de données de chronaxie des principaux muscles superficiels du cheval. Des cas cliniques sont décrits pour illustrer l'efficacité et les limites de l'électromyostimulation et donner des exemples de protocole de traitements physiothérapiques.

MOTS CLES :

- Physiothérapie
- Electromyostimulation
- chronaxie
- Equidés

JURY :

Président : Monsieur le professeur MORIN André
1er assesseur : Monsieur SAWAYA Serge
2ième assesseur : Monsieur CAUVIN Eddy

DATE DE SOUTENANCE :

21 Février 2005

ADRESSE DE L'AUTEUR :

Bourleyre

43300 CHANTEUGES