VETAGRO SUP

CAMPUS VETERINAIRE DE LYON

Année 2011 - Thèse n°22

Evaluation des courants antalgiques TENS par mesure du seuil de sensibilité à la pression au moyen d'un algomètre chez le cheval

THESE

Présentée à VETAGRO SUP CAMPUS VETERINAIRE DE LYON

et soutenue publiquement le 8 juillet 2011

pour obtenir le grade de Docteur Vétérinaire

par

GUERIN Caroline

Née le 15 août 1987

à Poitiers (86)

VetAgro Sup

UNIVERSITÉ DE LYON

VETAGRO SUP

CAMPUS VETERINAIRE DE LYON

Année 2011 - Thèse n°22

Evaluation des courants antalgiques TENS par mesure du seuil de sensibilité à la pression au moyen d'un algomètre chez le cheval

THESE

Présentée à VETAGRO SUP CAMPUS VETERINAIRE DE LYON

et soutenue publiquement le 8 juillet 2011

pour obtenir le grade de Docteur Vétérinaire

par

GUERIN Caroline

Née le 15 août 1987

à Poitiers (86)

VetAgro Sup

UNIVERSITÉ DE LYON

ENVL DEPARTEMENT ET CORPS ENSEIGNANT DE L'ENVL

Directeur : Stéphane Martinot

NOM	Prénom	Grade	Unité Pédagogique
ALOGNINOUWA	Théodore	Professeur 1ere cl	Pathologie du bétail
ALVES-DE-OLIVEIRA	Laurent	Maître de conférences hors cl	Gestion des élevages
ARCANGIOLI	Marie-Anne	Maître de conférences cl normale	Pathologie du bétail
ARTOIS	Marc	Professeur 1ere cl	Santé Publique et Vétérinaire
BECKER	Claire	Maître de conférences cl normale	Pathologie du bétail
BELLI	Patrick	Maître de conférences associé	Pathologie morphologique et clinique
BELLUCO	Sara	Maître de conférences cl normale	Pathologie morphologique et clinique
BENAMOU-SMITH	Agnès	Maître de conférences cl normale	Equine
BENOIT	Etienne	Professeur 1ere cl	Biologie fonctionnelle
BERNY	Philippe	Professeur 1ere cl	Biologie fonctionnelle
BONNET-GARIN	Jeanne-Marie	Professeur 2eme cl	Biologie fonctionnelle
BOULOCHER	Caroline	Maître de conférences cl normale	Anatomie Chirurgie (ACSAI)
BOURDOISEAU	Gilles	Professeur 1ere cl	Santé Publique et Vétérinaire
BOURGOIN	Gilles	Maître de conférences cl normale	Santé Publique et Vétérinaire
BRUYERE	Pierre	Maître de conférences Contractuel	Biotechnologies et pathologie de la reproduction
BUFF	Samuel	Maître de conférences cl normale	Biotechnologies et pathologie de la reproduction
BURONFOSSE	Thierry	Maître de conférences hors cl	Biologie fonctionnelle
CACHON	Thibaut	Maître de conférences Contractuel	Anatomie Chirurgie (ACSAI)
CADORE	Jean-Luc	Professeur 1ere cl	Pathologie médicale des animaux de compagnie
CALLAIT-CARDINAL	Marie-Pierre	Maître de conférences cl normale	Santé Publique et Vétérinaire
CAROZZO	Claude	Maître de conférences cl normale	Anatomie Chirurgie (ACSAI)
CHABANNE	Luc	Professeur 1ere cl	Pathologie médicale des animaux de compagnie
CHALVET-MONFRAY	Karine	Maître de conférences hors cl	Biologie fonctionnelle
COMMUN	Loic	Maître de conférences cl normale	Gestion des élevages
DELIGNETTE-MULLER	Marie-Laure	Professeur 2eme cl	Biologie fonctionnelle
DEMONT	Pierre	Professeur 2eme cl	Santé Publique et Vétérinaire
DESJARDINS PESSON	Isabelle	Maître de conférences Contractuel	Equine
DJELOUADJI	Zorée	Maître de conférences stagiaire	Santé Publique et Vétérinaire
ESCRIOU	Catherine	Maître de conférences cl normale	Pathologie médicale des animaux de compagnie
FAU	Didier	Professeur 1ere cl	Anatomie Chirurgie (ACSAI)
FOURNEL	Corinne	Professeur 1ere cl	Pathologie morphologique et clinique
FRANCK	Michel	Professeur 1ere cl	Gestion des élevages
FRIKHA	Mohamed-Ridha	Maître de conférences cl normale	Pathologie du bétail
GANGL	Monika	Maître de conférences Contractuel	Equine
GARNIER	François	Professeur 1ere cl	Biologie fonctionnelle
GENEVOIS	Jean-Pierre	Professeur cl ex	Anatomie Chirurgie (ACSAI)
GILOT-FROMONT	Emmanuelle	Professeur 2eme cl	Biologie Fonctionnelle
GONTHIER	Alain	Maître de conférences cl normale	Santé Publique et Vétérinaire
GRAIN	Françoise	Professeur 2eme cl	Gestion des élevages
GRANCHER	Denis	Maître de conférences hors cl	Gestion des élevages
GREZEL	Delphine	Maître de conférences cl normale	Santé Publique et Vétérinaire
GUERIN	Pierre	Professeur 2eme cl	Biotechnologies et pathologie de la reproduction
GUERIN-FAUBLEE	Véronique	Maître de conférences hors cl	Biologie fonctionnelle
HUGONNARD	Marine	Maître de conférences cl normale	Pathologie médicale des animaux de compagnie

ENVL DEPARTEMENT ET CORPS ENSEIGNANT DE L'ENVL

Directeur : Stéphane Martinot

NOM	Prénom	Grade	Unité Pédagogique
JUNOT	Stéphane	Maître de conférences cl normale	Anatomie Chirurgie (ACSAI)
KECK	Gérard	Professeur 1ere cl	Biologie fonctionnelle
KODJO	Angéli	Professeur 2eme cl	Santé Publique et Vétérinaire
LACHERETZ	Antoine	Professeur 1ere cl	Santé Publique et Vétérinaire
LAMBERT	Véronique	Maître de conférences cl normale	Gestion des élevages
LE-GRAND	Dominique	Maître de conférences hors cl	Pathologie du bétail
LEBLOND	Agnes	Professeur 2eme cl	Santé Publique et Vétérinaire
LEFRANC-POHL	Anne-Cécile	Maître de conférences cl normale	Biotechnologies et pathologie de la reproduction
LEPAGE	Olivier	Professeur 1ere cl	Equine
LOUZIER	Vanessa	Maître de conférences cl normale	Biologie Fonctionnelle
MARCHAL	Thierry	Maître de conférences hors cl	Pathologie morphologique et clinique
MIALET	Sylvie	Inspecteur de la santé publique vétérinaire (ISPV) faisant fonction de MC	Santé Publique et Vétérinaire
MOUNIER	Luc	Maître de conférences cl normale	Gestion des élevages
PEPIN	Michel	Professeur 1ere cl	Santé Publique et Vétérinaire
PIN	Didier	Maître de conférences cl normale	Pathologie morphologique et clinique
PONCE	Frédérique	Maître de conférences cl normale	Pathologie médicale des animaux de compagnie
PORTIER	Karine	Maître de conférences cl normale	Anatomie Chirurgie (ACSAI)
PROUILLAC	Caroline	Maître de conférences cl normale	Biologie fonctionnelle
REMY	Denise	Professeur 2eme cl	Anatomie Chirurgie (ACSAI)
ROGER	Thierry	Professeur 1ere cl	Anatomie Chirurgie (ACSAI)
SABATIER	Philippe	Professeur 2eme cl	Biologie fonctionnelle
SAWAYA	Serge	Maître de conférences cl normale	Anatomie Chirurgie (ACSAI)
SERGENTET	Delphine	Maître de conférences cl normale	Santé Publique et Vétérinaire
THIEBAULT	Jean-Jacques	Maître de conférences hors cl	Biologie fonctionnelle
VIGUIER	Eric	Professeur 1ere cl	Anatomie Chirurgie (ACSAI)
VIRIEUX-WATRELOT	Dorothée	Maître de conférences Contractuel	Pathologie morphologique et clinique
ZENNER	Lionel	Professeur 2eme cl	Santé Publique et Vétérinaire

REMERCIEMENTS

A Monsieur le Professeur Claude Gharib,

De la faculté de Médecine Claude Bernard de Lyon,

Qui m'a fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury de thèse avec gentillesse et une grande disponibilité,

Hommages respectueux,

A Monsieur le Docteur Serge Sawaya,

De Vetagrosup, campus de l' Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon,

Pour son implication, son encadrement, son soutien et sa disponibilité tout au long de ce travail,

Avec respect et gratitude,

A Monsieur le Docteur Jean-Jacques Thiébault,

De Vetagrosup, campus de l' Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon,

Qui nous a fait l'honneur de juger ce travail, en témoignage de mon respect,

Sincères remerciements

A Christophe Sire, François Delorme, et aux cavaliers qui m'ont prêté leurs montures pour la réalisation de ce travail,

Sans vous, rien de tout ça n'aurait été possible ; merci de votre aide et de votre patience !

TABLE DES MATIERES

REMERCIEMENTS **5**

TABLE DES MATIERES **6**

INDEX DES FIGURES **9**

INDEX DES TABLEAUX **13**

LISTE DES ABREVIATIONS **15**

INTRODUCTION **17**

I LES COURANTS TENS **19**

A. L'électrostimulation neuro-musculaire (ESNM) 19
1. L'électrostimulation en physiothérapie 19
2. Principes de bases en électrophysiologie et paramètres fondamentaux en électrothérapie 20
a. Base physiologique de l'électrostimulation : le déclenchement d'un potentiel d'action 20
b. L'impulsion électrique et ses différentes formes 21
c. Courant uni- ou bi-directionnels – Polarité du courant 21
d. Courant continu et courant périodique 22
e. La fréquence du courant 22
f. Intensité et durée de l'impulsion 24
g. Modulation de la fréquence et de la durée d'impulsion 27
3. Le courant optimal d' ESNM 27
a. Début d'impulsion brusque (« front raide ») 28
b. Direction : une moyenne nulle pour l' innocuité 28
c. Durée d'impulsion : brève et adaptée pour confort et efficacité 29
d. Fréquence : courants de basses fréquences 29
4. Bref aperçu de l'électromyostimulation 30
a. Fréquence de stimulation 31
b. Intensité de stimulation 32
c. Autres paramètres : durée- rampes 32
B. L'électrostimulation à visée antalgique - Les courants TENS 34
1. Rappels sur la physiologie de la douleur 34
a. Définition 34
b. Voies de conduction du stimulus douloureux 36
i.Perception 36
ii. Transmission 37
iii. Intégration 40
c. Réaction du système nerveux au stimulus nociceptif 41
i. Réaction au niveau spinal 42
ii. Réaction au niveau supra-spinal 43
iii. Modulation de la réponse au niveau des voies ascendantes 44
iv. Inhibition post synaptique ou inhibition descendante de la moelle épinière 46
d. Théorie du gate control 47
2. Aperçu sur les courants antalgiques autres que les « TENS » 50
a. Les courants antalgiques unidirectionnels 50
i. Le courant continu 50
ii. Courants d'impulsions unidirectionnels variables 51
b. Courants de Moyenne Fréquence (MF) interférentiels et modulés 52
3. Les TENS 55
a. Propriétés générales des courants TENS 55
b. Principales modalités d'action des courants TENS 56
i. Antalgie par inhibition sensitive segmentaire ou « TENS gate control » 56
ii. Antalgie par libération d'endorphines : TENS « très basse fréquence » ou « TENS endorphiniques » 58

iii. Antalgie par hyperstimulation nociceptive 61
iv. Variantes et combinaison des différentes modalités de TENS 62
c. Indications et contre-indications des TENS 63

II APPROCHE CLINIQUE ET PRATIQUE DES TENS CHEZ LE CHEVAL 64

A. ..... Choix du matériel 64
1. Le stimulateur (Sawaya 2011) 64
2. Les électrodes 66
a. Types d'électrodes utilisables chez le cheval 66
b. Influence du type d'électrodes 69
B. Réalisation pratique des TENS chez le cheval 70
2. Réglage des paramètres 72
a. La fréquence 72
b. La durée de l'impulsion 73
c. L'intensité 75
i. Dans le cas des TENS gate control 75
ii. Dans le cas des TENS endorphiniques 76
C. Efficacité clinique 79
1. Chez l'Homme 79
2. Chez les animaux 79
a. Chez l'animal de laboratoire 79
b. Chez le chien 80

III EVALUATION DES COURANTS TENS DE TRES BASSE FREQUENCE (2Hz) PAR ALGOMETRIE ET MESURE DU SEUIL DE REPONSE MUSCULAIRE CHEZ LE CHEVAL 81

A . Objectifs 81
B. Matériel et méthode 81
1. Les chevaux 81
2. Matériel d'électrostimulation 83
a. Stimulateur 83
b. Electrodes 85
3. Matériel de mesure 86
a. Mesure du seuil de sensibilité à la pression : algomètre 86
i. Présentation 86
ii. Usinage 86
iii. Calibrage 87
b. Mesure du seuil de réponse musculaire à la stimulation électrique: méthodologie 87
- Phases de l'étude 87
- Déroulement des séances et rythme des évaluations 89
i. Déroulement des séances 89
ii. Rythme des évaluations 90
- Traitement des témoins/placebo 90
- Application des courants TENS 90
i. Disposition des électrodes 90
ii. Paramètres du courant 92
c. Evaluation 93
i. Examen clinique 93
ii. Mesure du seuil de sensibilité à la pression (SSP) par algométrie 94
iii. Corrélation examen palpatoire – évaluation du SSP par algométrie 96
d. Protocole de prise de mesure 96
e. Mesure du seuil de réponse musculaire à la stimulation électrique 98
4. Instructions aux cavaliers 99
a. Travail du cheval pendant l'étude 99
b. Evaluation par les cavaliers 99
5. Traitement statistique des données 100
a. Distribution des données et comparaison des moyennes 100
b. Modèle mixte 100

6. Hypothèses 101
C. Résultats 103
1. Algométrie et seuil de sensibilité à la pression (SSP) 103
a. Examen clinique et SSP 103
i. SSP avant traitement : profil de sensibilité moyenne le long du pont vertébral 104
ii. Variations individuelles du profil de SSP initial 107
b. Evolution des SSP avant et après traitement TENS 110
i.Allure moyenne du seuil de réaction en fonction du temps selon le traitement 110
ii. Influence des variables explicatives du modèle mixte appliqué 111
iii. Comparaison des différents traitements entre eux à l'aide du modèle mixte 111
c. Evolution du profil des SSP des différents groupes 113
i Comparaison de l'ensemble des groupes à J15 113
ii. Quelques exemples d'évolution du SSP chez des chevaux sensibles du dos 115
d. Efficacité maximale d'une séance de TENS 119
e. Illustration de l'effet comparé à long terme des deux protocoles TENS 120
2. Seuil de réponse musculaire à la stimulation électrique (SRM) 122
a. Valeur moyenne du SRM avant placebo ou avant traitement TENS 122
b. SRM du groupe témoin : avant et après TENS placebo 123
c. SRM avant et après une séance de TENS 125
d. Comparaison : groupe TENS 1 séance - groupe témoin 128
e. SRM au cours d'un traitement de 5 séances de TENS 132
i. Comparaison avec le groupe témoin 132
ii. Comparaison avec le Groupe TENS 1 séance (Tableaux 18 et 19, Figures 70 et 71) 133
3. Evaluation des cavaliers 136
D. Discussion 138
1. Concernant les résultats 139
a. Seuil de sensibilité à la pression et algométrie 139
b. Seuil de réponse musculaire à la stimulation électrique (SRM) 141
c. Effet antalgique des TENS 142
d. Durée de l'effet d'une séance de TENS 142
2. Limites de l'étude 143
a. Recrutement des chevaux 143
b. Nombre de chevaux 143
c. Mesures au moyen de l'algomètre 144
d. Autres marqueurs de l'effet antalgique : mesure des endorphines 144
e. Saisonnalité des expériences 145
f. Travail des chevaux après les séances 145
CONCLUSION **147**
BIBLIOGRAPHIE **150**
ANNEXES **159**

INDEX DES FIGURES

Figure 1 : Différentes formes d'impulsions électriques (S. Sawaya – Campus Vétérinaire de Lyon) 21

Figure 2 : Les différents types de courant (S. Sawaya – Campus Vétérinaire de Lyon). 23

Figure 3 : Courbe i=f(t) schématique d'une fibre nerveuse avec la situation de la rhéobase et de la chronaxie (S. Sawaya – Campus Vétérinaire de Lyon) 25

Figure 4 : Diagramme de Howson 1978 : Ordre de recrutement des différents types de fibres nerveuses –(S. Sawaya – Campus Vétérinaire de Lyon) 26

Figure 5 : Réponse musculaire selon le début du courant(S Sawaya Campus vétérinaire de Lyon). 28

Figure 6 : Courant alternatif à impulsions rectangulaires, bidirectionnelles et à moyenne nulle (S. Sawaya –Campus vétérinaire de Lyon) 29

Figure 7 : Electromyostimulation : trains d'impulsions avec phases de repos et phases de travail (S. Sawaya – Campus Vétérinaire de Lyon) 31

Figure 8 : Rampe d'établissement du courant (S. Sawaya - Campus vétérinaire de Lyon). 33

Figure 9 : Les nocicepteurs superficiels (Bonnie Wright) 36

Figure 10 : Réaction chimique de l'organisme à une lésion cutanée (Bonnie Wright) 37

Figure 11 : Conversion du message nerveux en message chimique au niveau de la fente synaptique (Bonnie Wright) 38

Figure 12 : Diffusion du neurotransmetteur dans la fente synaptique (B Wrigth 2010) 38

Figure 13 : transmission de l'influx nociceptif au sein de la corne dorsale de la moelle épinière (Bonnie Wright) 39

Figure 14 : Transmission du stimulus nociceptif par la voie spino-thalamique (JP Mauriès, modifié d'après Bossy J, Anatomie clinique 1990) 39

Figure 15 : Fonctions des zones du cerveau (Bonnie Wright) 41

Figure 16 : Mécanisme de la douleur exagérée (C Guerin, modifié d'après B Wright 2010) 41

Figure 17 : Schéma anatomique représentant le CIDN 44

Figure 18 : Modulation de la réponse au niveau pré/post synaptique (d'après Melzack et Wall, The text book of pain 1999) 45

Figure 19 : Inhibition ou amplification du signal au niveau synaptique (d'après Melzack et Wall : The textbook of pain, 1999) 45

Figure 20 : Action inhibitrice de la RVM médiée par les opioïdes : adrénaline et sérotonine (Elsevier 2002) 47

Figure 21 : Comparaison des voies de conduction des fibres nociceptives et somesthésiques (JN Delapsychologie) 48

Figure 22 : Théorie du portillon (gate control) au niveau de la corne postérieure de la moelle épinière (d'après Crépon 2007) 49

Figure 23 : Courants antalgiques monophasés (S Sawaya- Campus vétérinaire de Lyon) 51

Figure 24 : Interférence entre deux courants de MF (S Sawaya modifié d'après Crépon 2007) 53

Figure 25 : Courant de moyenne fréquence modulé en basse fréquence (S Sawaya 2007 modifié d'après Crépon) 53

Figure 26 : Courants rectangulaires bidirectionnels à moyenne nulle (S Sawaya- Campus vétérinaire de Lyon) 55

Figure 27 : Mécanisme d'action des TENS selon la théorie du Gate control de Melzack et Wall (1965) d'après S Sawaya 2010 57

Figure 28 : Inhibition de la transmission du signal douloureux par les TENS (S Sawaya 2010) 59

Figure 29 : Quelques appareils de TENS (cliché C Guerin) 65

Figure 30 : Electrodes autocolantes en polymère (S Sawaya - Campus vétérinaire de Lyon) 67

Figure 31: Electrodes en élastomère vendues au mètre (S Sawaya - Campus vétérinaire de Lyon) 68

Figure 32 : Fixation des électrodes sur le cheval (cliché C Guerin) 68

Figure 33 : Valeurs d'impulsions proposées pour des TENS gate control chez le cheval (Sawaya 2008) 74

Figure 34 : Valeurs d'impulsions proposées pour les TENS endorphiniques chez le cheval (Sawaya 2011) 74

Figure 35 : Disposition longitudinale des électrodes (S. Sawaya – Campus Vétérinaire de Lyon). 77

Figure 36 : Disposition transversale, de part et d'autre des tendons (S. Sawaya – Campus Vétérinaire de Lyon). 77

Figure 37 : Exemple de stimulation des points d'acupuncture pour des douleurs ou affections de la hanche (S Sawaya – Campus vétérinaire de Lyon) 78

Figure 38 : Exemple de points traités lors de douleurs thoraco-lombaires associées à des dysfonctionnements ovariens (S Sawaya – Campus vétérinaire de Lyon). 78

Figure 39 : Appareil Cefar Rehab 2 à gauche modèle utilisé pour l'étude ; à droite nouveau modèle (S Sawaya) 84

Figure 40 : Placement des électrodes (clichés S Sawaya) 91

Figure 41 : Disposition schématique du méridien Vessie (S Sawaya – Anatomie Comparée – Campus Vétérinaire de Lyon). 95

Figure 42 : Situation des points paravértébraux testés (S Sawaya modifié d'après Molinier F 2003) 95

Figure 43 : Prise de mesures algométriques (clichés C Guerin) 97

Figure 44 : Box plot de la moyenne des SSP 105

Figure 45 : SSP moyens des PE et des espaces paravertébraux gauches et droits 106

Figure 46 : Comparaison du profil de SSP des PE de Verdi et Feu Follet avec la moyenne 107

Figure 47 : Comparaison avec la moyenne des profils moyens des SSP paravertébraux de Feu-Follet et de Outlaw 108

Figure 48 : Comparaison des profils de SSP au niveau des espaces paravertébraux gauches de Quiz et Jivaro avec la moyenne 109

Figure 49 : Comparaison des profils de SSP au niveau des espaces paravertébraux gauches de Quiz et Kirlyss avec la moyenne 109

Figure 50 : Graphique représentant l'allure moyenne du seuil de réaction en fonction du temps (en heures), selon le traitement appliqué 110

Figure 51 : Profil moyen du SSP des processus épineux à J15 pour les 3 groupes. 113

Figure 52 : profil moyen du SSP des points paravertébraux gauches (en haut) et droits (en bas) à J15 pour les 3 groupes 114

Figure 53 : Profil de SSP des PE de Feu Follet et Kirlyss à J0 115

Figure 54 : Comparaison des profils de SSP des PE de Kirlyss à J0 et J15 après traitement placebo 116

Figure 55 : Comparaison des profils de SSP des PE de Feu Follet à J0 et J15 après 5 séances de TENS 116

Figure 56 : Profil SSP des points paravertébraux gauches de Harmonie avant et à J15 d'une séance placebo 117

Figure 57 : Profil des SSP des points paravertébraux gauches avant et après 5 séances de traitement TENS 117

Figure 58 : Profils SSP paravertébraux droits de Séréna avant et 15 jours après séance placebo 118

Figure 59 : Profils SSP paravertébraux droits de Feu Follet avant et 15 jours après 5 séances de Tens. 118

Figure 60 : Profils SSP paravertébrale gauche pour Verdi à J0 , à 15 jours après 1 séance de TENS, et à 15 jours après 5 séances de TENS 120

Figure 61 : Evolution des profils du SSP paravertébral gauche pour Verdi à J0 , J2, J7 et J15 après 1 séance de TENS 121

Figure 62 : Box plot montrant la répartition normale des résultats du SRM (à gauche avant, à droite après TENS placebo) 123

Figure 63 : Moyenne des SRM avant/après TENS placebo 124

Figure 64 : Histogramme des SRM des chevaux avant/après TENS placebo 125

Figure 65 : Box plot des SRM avant/après une séance de TENS 126

Figure 66 : Histogramme des moyennes des SRM avant/après une séance de TENS 127

Figure 67 : Histogramme des SRM des chevaux avant/après une séance de TENS 127

Figure 68 : Boxplot des différences de moyennes selon le groupe 130

Figure 69 : Comparaison de moyenne des SRM placebo/TENS 1 séance 131

Figure 70 : Valeur moyenne du Seuil de Réponse Musculaire avant et après séance du Gr témoin/placebo, du Gr TENS 1 et du Gr TENS 5 135

Figure 71 : Evolution de la moyenne des SRM selon le groupe 135

INDEX DES TABLEAUX

Tableau 1 : Action des courants polarisés à moyenne nulle (De Vahl 1992) 56

Tableau 2 : Caractéristiques des chevaux recrutés dans l'étude 83

Tableau 3 : Dates de réalisation des différents protocoles pour chaque cheval 89

Tableau 4 : Score d'efficacité d'après le cavalier 99

Tableau 5 : Correspondance examen clinique/algométrie 104

Tableau 6 : SSP moyens selon les zones du rachis 105

Tableau 7 : Tests de Fischer sur les variables explicatives traitement, point testé, temps. 111

Tableau 8 : Comparaison des différents traitements entre eux. 112

Tableau 9 : Maximum d'amélioration après TENS 1 119

Tableau 10 : SRM avant traitements 122

Tableau 11 : SRM du groupe témoin avant et après TENS placebo 123

Tableau 12 : Comparaison des moyennes de SRM du groupe témoin 124

Tableau 13 : SRM avant/aprè une séance de TENS 125

Tableau 14 : Tests de différence de moyennes de SRM avant/après une séance TENS 126

Tableau 15 : SRM comparés groupe témoin/ groupe TENS 1 séance 128

Tableau 16 : Résultats des comparaisons des moyennes du groupe témoin/placebo et du groupe TENS 1 séance (test de Student) 129

Tableau 17 : Différences de moyennes des SRM avant et après séance TENS 130

Tableau 18 :Valeurs moyennes des seuils de réponses musculaires (SRM) en mA, avant et après séance pour les groupes placebo, TENS 1 séance et TENS 5 séances 134

Tableau 19 :Valeurs des différences moyennes des seuils de réponses musculaires en mA, avant et après séance pour les groupes placebo, TENS 1 séance et TENS 5 séances 134

Tableau 20 : Evaluation de l'amélioration par les cavaliers pour le groupe TENS 1 136

Tableau 21 : Evaluation de l'amélioration par les cavaliers pour le groupe TENS 5 137

Tableau 22 : Les mécanorécepteurs 140

LISTE DES ABREVIATIONS

AMP : Adénosine Mono Phosphate

BF : Basse Fréquence

BI : Basse Intensité

C1 : première vertèbre Caudale

CCE : Concours Complet d' Equitation

Ch : Chronaxie

CPSII : Syndrome de Douleur Chronique de type II

CSO : Concours de Saut d' Obstacle

COX : Cyclo Oxygénase

Dress : Dressage

EIV D : Espace Inter Vertébral Droit

EIV G : Espace Inter Vertébral Gauche

ESNM : Electro Stimulation Neuro Musculaire

ENVL : Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon

Hz : Hertz

IASP :International Association for Study of Pain

IE : Intensité Elevée

IFT : Thérapie InterFérentielle

IT : Intensité suffisante pour Tétaniser

L : vertèbre Lombaire

L5HT : L 5 Hydroxy Triptophane

mA : milliampère

ms : milliseconde

mv : millivolt

NK : NeuroKinine

NMDA :N Méthyl D Aspartate

NOS : NO (monoxyde d'azote) Synthétase

PA : Potentiel d'Action

PE : Processus Epineux

PG : ProstaGlandines

PKC : Protéine Kinase C

PPSE : Potentiel Post Synaptique Excitateur

Rh : Rhéobase

RVM : Moelle Rostrale Ventrale

S : vertèbre Sacrale

SRM : Seuil de Réponse Musculaire

SSP : Seuil de Sensibilité à la Pression

T : vertèbre Thoracique

TBF : Très Basse Fréquence

TENS : Stimulation Nerveuse Electrique Transcutanée

TT : Temps de Travail

TR : Temps de Repos

UM : Unité Motrice

INTRODUCTION

La neurostimulation électrique transcutanée, souvent désignée par son acronyme TENS (de l'anglais *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation*) est une technique d'électrothérapie non invasive et non traumatique destinée au traitement symptomatique des douleurs aigües ou chroniques. Transmis par des électrodes placées sur la peau, un courant aux paramètres spécifiques permet de stimuler différents types de fibres nerveuses et d'activer les différents mécanismes de contrôle du message nociceptif.

Décrits pour la première fois en 1967 par Patrick D Wall (associé à Sweet WH), l'un des pères de la théorie du Gate Control, les courants antalgiques TENS ont fait depuis l'objet de nombreuses recherches pour mieux comprendre leurs mécanismes d'action, adapter les différents paramètres du courant aux différents types de douleurs et lutter contre le phénomène d'accommodation dans les douleurs chroniques.

En physiothérapie humaine, on a recours aux TENS pour soulager principalement les douleurs chroniques du dos, les douleurs associées aux troubles musculo-squelettiques et à l'arthrose, les névralgies diverses, les douleurs post-opératoires etc. Il est ainsi commun de rencontrer des patients souffrant de rachialgies, de sciatalgies ou d'algodystrophies, qui utilisent leur petit stimulateur de poche quotidiennement, dans le cadre de leur traitement.

Bien que de nombreuses études expérimentales ont eu recours au modèle animal pour valider leur mode d'action, les études visant à objectiver leur effet antalgique chez les animaux domestiques sont extrêmement rares et l'utilisation des TENS en physiothérapie vétérinaire, bien qu'assez fréquente, reste très empirique et basée sur une transposition des méthodes utilisées chez l'homme.

Une des indications principales des TENS est représentée par les douleurs thoraco-lombaires. Or, hypersensibilités dorsales et dorsalgies au sens large comptent parmi les problèmes majeurs rencontrés chez le cheval de sport et de loisir, étant susceptibles d'entraîner baisse de performance, inaptitude au travail et modification du caractère. L'approche thérapeutique de ces douleurs dorsales reste assez difficile et souvent décevante, car de nombreux facteurs déclencheurs et d'entretien tels que la compression par une selle inadaptée ou la mauvaise conduite du travail entrent en ligne de compte.

Notre étude réalisée sur des chevaux de sport et loisir, a pour objectif d'évaluer de façon quantitative l'effet antalgique des TENS sur les zones sensibles du dos des chevaux au moyen de deux méthodes : la mesure du seuil de réaction à la pression par algométrie d'une part, et la mesure du seuil de réponse musculaire à la stimulation électrique d'autre part.

Après une mise à jour des connaissances actuelles sur les TENS, puis une présentation de leur réalisation pratique en physiothérapie équine, la troisième partie de ce mémoire sera consacrée à cet essai clinique évaluant l'efficacité des TENS sur le dos des chevaux et réalisé entre mars et décembre 2010 sur des chevaux de propriétaires.

I LES COURANTS TENS

A. L'électrostimulation neuro-musculaire (ESNM)

1. L'électrostimulation en physiothérapie

La **physiothérapie** regroupe l'ensemble des agents physiques naturels ou artificiels utilisés dans un but thérapeutique ou préventif : le massage et le mouvement (« kinésithérapie ») l'eau (hydro et balnéothérapie), le froid et la chaleur (cryo et thermothérapie), la lumière (laser), les ondes sonores (ultrasons, infrasons, ondes de chocs extracorporelles...), l'électricité (électrostimulation neuro-musculaire, ionisation), les champs et ondes magnétiques…

Plus spécifiquement, **l'électrophysiothérapie** (Décret N° 96-879 du 8 octobre 1996 relatif aux actes professionnels et à la profession de masseur-kinésithérapeute) désigne les applications des courants électriques proprement dits et les applications des agents physiques produits par l'électricité tels que les ondes sonores, ondes mécaniques et ondes et champs électromagnétiques.

Une des applications majeures et fondamentales de l'électrophysiothérapie est l'électrostimulation, qui consiste en l'application d'un courant, en général au moyen d'électrodes cutanées. Par ses propriétés antalgiques, trophiques et excitomotrices, l'électrostimulation présente un intérêt majeur en rééducation fonctionnelle puisqu'elle participe à la sédation de la douleur et à la facilitation du mouvement (Bruxelle 1988).

2. Principes de bases en électrophysiologie et paramètres fondamentaux en électrothérapie

a. Base physiologique de l'électrostimulation : le déclenchement d'un potentiel d'action

Du point de vue physiologique l'électrostimulation consiste à générer un potentiel d'action au niveau des cellules nerveuses ou musculaires au moyen d'un courant électrique.

Le potentiel de repos étant en général équivalent à -70 mV, pour déclencher l'apparition d'un potentiel d'action, il suffit d'élever ce potentiel de membrane jusqu'à une valeur seuil qui est d'environ -50 mV. Quand le potentiel d'action est né, il va se propager tout le long de la fibre nerveuse formant l'influx nerveux.

Lors d'une électrostimulation diverses fibres nerveuses peuvent être stimulées :

- s'il s'agit de motoneurones, l'influx nerveux va se transmettre aux fibres musculaires et déclencher une contraction musculaire.

- s'il s'agit de fibres sensitives, le message sera transmis aux centres nerveux et selon le cas, la stimulation sera perçue comme une information tactile, proprioceptive ou douloureuse.

Le seuil d'excitabilité des axones étant vingt fois plus bas que celui des fibres musculaires (Hultman 1983), lorqu'on réalise une stimulation d'un muscle normalement innervé, les fibres musculaires ne seront pas recrutées directement, mais toujours par l'intermédiaire des terminaisons nerveuses des nerfs moteurs, quelle que soit la position des électrodes en regard du muscle.

Il s'agit donc **d'électrostimulation neuro-musculaire** (ESNM) avec des électrodes de surface : donc **transcutanée.**

En physiothérapie, l'ESNM se présente sous deux principales modalités :

- l'électromyostimulation (EMS) ou électrostimulation musculaire

- l'électrostimulation des nerfs sensitifs qui est à la base du principe des courants à visée antalgique

Dans les deux cas, il y a aussi stimulation des filets du système nerveux autonome accompagnant les réseaux capillaires sous-cutanés ou musculaires d'où un effet trophique important de l'électrostiomulation en général.

b. L'impulsion électrique et ses différentes formes

Chaque courant d'ESNM est composé d'une suite **d'impulsions électriques** survenant à une certaine **fréquence**. Chaque impulsion électrique se caractérise par sa forme, sa durée et son intensité (Figure 1).

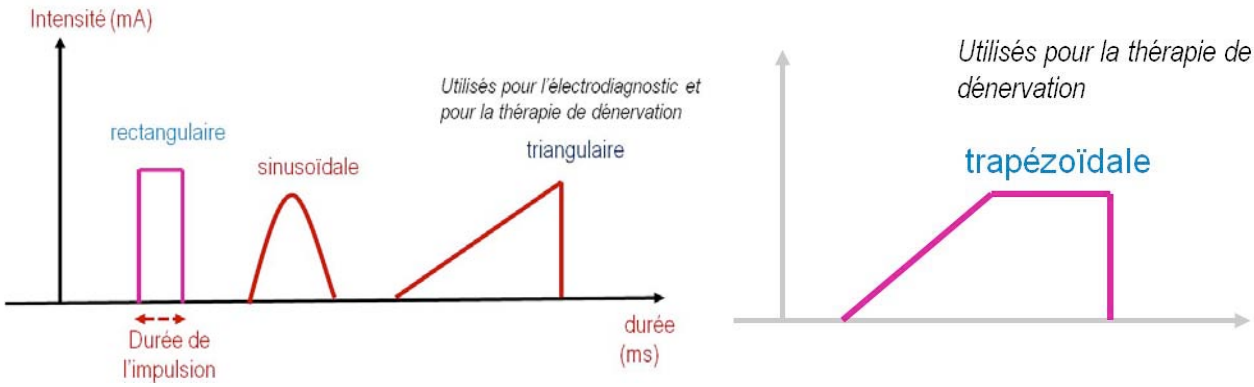


Figure 1 : Différentes formes d'impulsions électriques (S. Sawaya – Campus Vétérinaire de Lyon)

Les impulsions à pente longue et progressive sont utilisées pour l'électrodiagnostic de dénervation (triangulaire) ou pour la stimulation des muscles partiellement dénervés. Les impulsions sinusoïdales entrent surtout dans la formation des courants de moyenne fréquence et courants interférentiels. Les impulsions rectangulaires sont les plus utilisées pour l'électrostimulation antalgique (TENS), musculaire (durées d'impulsions courtes < 1ms) ou des muscles dénervés (durées d'impulsions très longues >> 1ms)

c. Courant uni- ou bi-directionnels – Polarité du courant

L'impulsion électrique peut être (Figure 2) :

- unidirectionnelle (monopasique), positive ou négative. Les courants formés d'impulsions unidirectionnelles sont donc polarisés et doués de propriétés électrolytiques. C'est le cas du courant galvanique, et de certains courants antalgiques et trophiques.

- bidirectionnelle (biphasique) : chaque impulsion présente une phase positive **<u>et</u>** une phase négative. Elle est dite à moyenne nulle (ou à polarité nulle) lorsqu'elle est symétrique, c'est-à-dire que les quantités d'électricité sont égales de chaque côté de la ligne isoélectrique. Dans ce cas, elle ne présente pas de propriétés électrolytiques. **La plupart des courants d'ESNM à visée antalgique ou motrice sont des courants bidirectionnels à polarité nulle.**

Une impulsion bidirectionnelle asymétrique peut tout aussi bien être polarisée (si les quantités d'électricité ne sont pas égales de part et d'autre de la ligne isoélectrique) ou à moyenne nulle pour ne pas provoquer d'électrolyse.

d. Courant continu et courant périodique

Si le courant est formé d'impulsions de très longue durée, au-delà de 100 ms, on parle de courant continu ou galvanique (Figure 2) ; 100 ms est appelé le seuil galvanique.

S'il est constitué d'impulsions de courte durée et bien définies qui se répetent de façon périodiques il est appelé courant périodique. On parle de **courant d'impulsions** quand, entre chaque impulsion, on observe un retour durable à la ligne isoélectrique du courant.

A l'opposé, quand les impulsions se répètent sans interruption, avec croisement de la ligne iso-électrique sans maintien durable de l'intensité nulle on parle de **courant alternatif.**

Le courant alternatif peut être unidirectionnel monophasique (positif ou négatif) ou bidirectionnel biphasique, symétrique ou asymétrique. Ce sont ces derniers qui sont utilisés pour réaliser l'ESNM.

Cette notion de courant périodique introduit la notion de **fréquence**, paramètre primordial en ESNM, en particulier dans le choix du type stimulation antalgique à réaliser.

e. La fréquence du courant

C'est le nombre d'impulsions par seconde. Elle s'exprime en Hertz (Hz). On décrit :

- Les courants de <u>basse fréquence</u> (BF) : F = 1 à 900 Hz. Ils fournissent la très grande majorité des courants d'ESNM actuels : courants antalgiques, trophiques, décontracturants, excito-moteurs. La gamme de fréquence utilisée s'étend de 1 à 200 Hz.

- Les courants de <u>moyenne fréquence (MF)</u> : sont de l'ordre du Kilohertz (KHz). En ESNM ils sont utilisés en courants interférentiels ou modulés en basse fréquence pour de l'électrothérapie antalgique ou excitomotrice en profondeur. Les fréquences utilisées s'étendent de 1000 à 10000 Hz.

- Les courants de h<u>aute fréquence</u> (HF) : sont de l'ordre du Mégahertz (MHz). La haute fréquence est utilisée pour produire des ultra-sons, des ondes électromagnétiques.

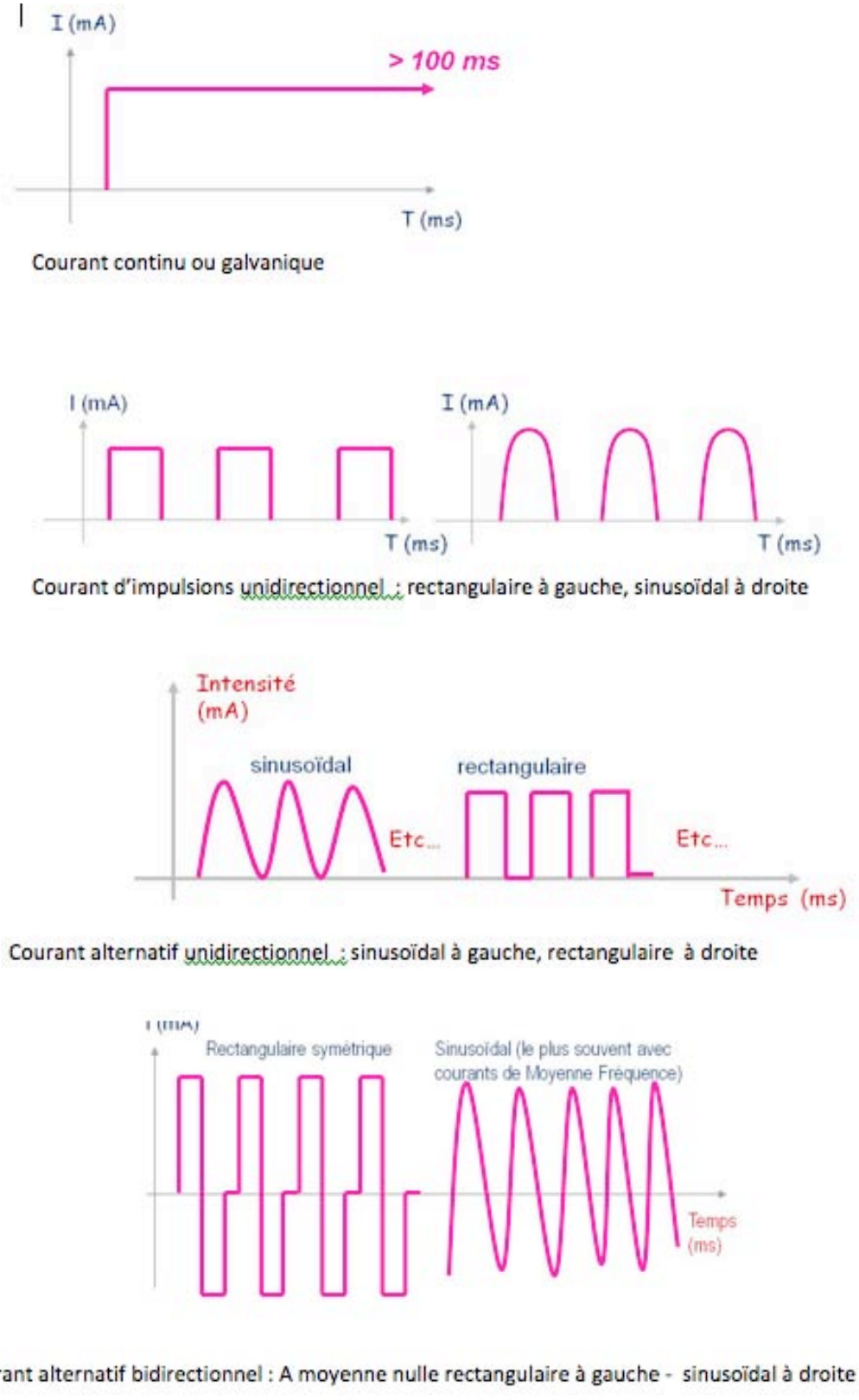


Figure 2 : Les différents types de courant (S. Sawaya – Campus Vétérinaire de Lyon)

La fréquence détermine le recrutement temporel des fibres nerveuses et donc la vitesse de « décharge » des neurones :

→ **Pour les courants antalgiques** :

- On sature les informations tactiles pour stimuler les mécanismes du gate control avec des fréquences de 80 à 120 Hz.

- On stimule la libération d'endorphines avec des fréquences très basses : 2 à 10 Hz.

→ **Pour les courants excito-moteurs**

- On peut travailler avec des courants non tétanisants avec des fréquences variant entre 1 et 15 à 20 Hz pour un effet décontracturant, trophique, ou de réveil moteur.

- Pour réaliser des contractions tétaniques on aura recours à des fréquences supérieures à 25 Hz (en général entre 25 à 80 Hz) pour lutter contre l'amyotrophie, réaliser un travail de tonification ou de renforcement musculaire.

⇨ **L'ESNM** a recours essentiellement aux courants de **basse fréquence**, généralement en dessous de 100 Hz. Ceci est en rapport avec les cycles physiologiques des neurones sensitifs ou moteurs dont les décharges sont à basse fréquence.

f. Intensité et durée de l'impulsion

Le type de stimulation et la perception par le patient sont directement liés à la durée de l'impulsion et à l'intensité de celle-ci.

Pour obtenir une réponse d'un nerf stimulé électriquement, il faut fournir un minimum d'énergie correspondant à la quantité d'électricité (quantité de charge électrique, c'est à dire d'électrons) nécessaire pour engendrer une réponse en un laps de temps donné. Cette quantité d'énergie correspond à l'aire délimitée par la forme et la durée de l'impulsion.

Depuis la loi fondamentale de l'électrostimulation selon Weiss (1901), les travaux de Lapique (1938) et de Bourguigon (1933) on sait aujourd'hui :

- que l'intensité et la durée d'impulsion sont reliées par une fonction hyperbolique de type :

$I = Rh ((Ch/t) + 1)$ où Rh et Ch sont respectivement une constante d'intensité (rhéobase) et une constante de temps (chronaxie). La rhéobase correspond au seuil d'intensité nécessaire

pour obtenir la dépolarisation de la fibre nerveuse pour une durée d'impulsion infinie. La chronaxie est la durée d'impulsion nécessaire pour obtenir la dépolarisation de la fibre nerveuse pour une intensité égale à 2Rh (Figure 3).

- que la durée d'impulsion optimale pour stimuler un nerf sensitif ou moteur doit être équivalente à sa chronaxie.

La chronaxie caractérise l'excitabilité d'un neurone sensitif ou moteur (« constante d'excitabilité »).

Il existe des chronaxies sensitives et des chronaxies motrices.

Les chronaxies motrices des muscles sains (normalement innervés) sont inférieures à 1 ms. Chez l'homme elles varient entre 0,15 et 0,7 ms selon le groupe musculaire, sa fonction et sa disposition.

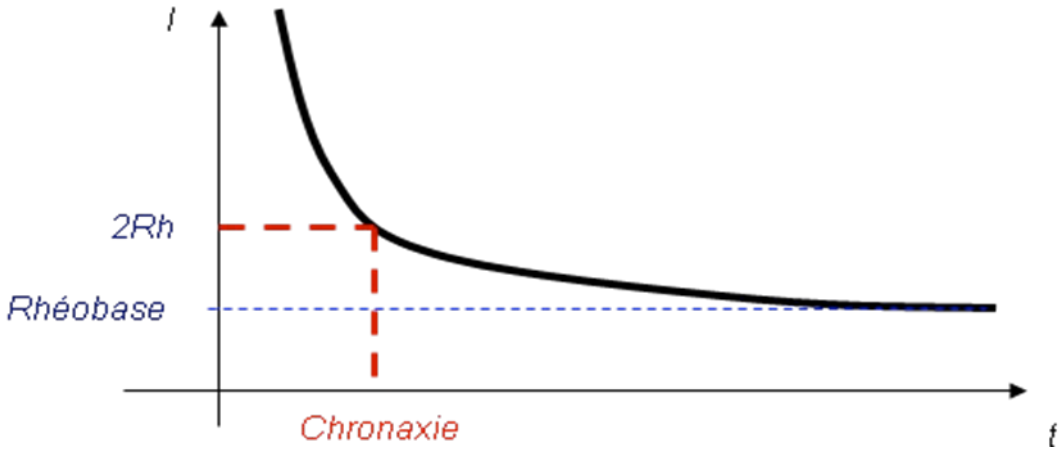


Figure 3 : Courbe i=f(t) schématique d'une fibre nerveuse avec la situation de la rhéobase et de la chronaxie (S. Sawaya – Campus Vétérinaire de Lyon)

Les différents types de fibres nerveuses n'ont pas les mêmes chronaxies. Le diagramme de Howson (1978) montre les courbes i = f(t) pour les différents types de nerfs. Pour une valeur d'intensité moyenne située dans l'intervalle des intensités classiquement utilisées en ESNM chez l'homme et les animaux (entre 1 et 40 mA), on voit que selon la valeur de la durée d'impulsion (Figure 4) :

① Les premiers neurones à être stimulés sont les fibres sensitives tactiles de type Aß de gros diamètre et de vitesse de conduction rapide : ceci se traduit par une sensation de « fourmillement » à de « très légers picotements »

② Puis, pour des durées d'impulsions légèrement supérieures, ce sont les motoneurones α qui seront recrutés, ce qui va se traduire par l'apparition des contractions musculaires.

③ Enfin pour des durées d'impulsions plus élevées, ce sont les fibres de la douleur A∂ et C qui seront stimulées, ce qui se traduira par une sensation douloureuse.

Ainsi le seuil de stimulation des fibres tactiles est le plus bas, et celui des fibres de la douleur est le plus élevé.

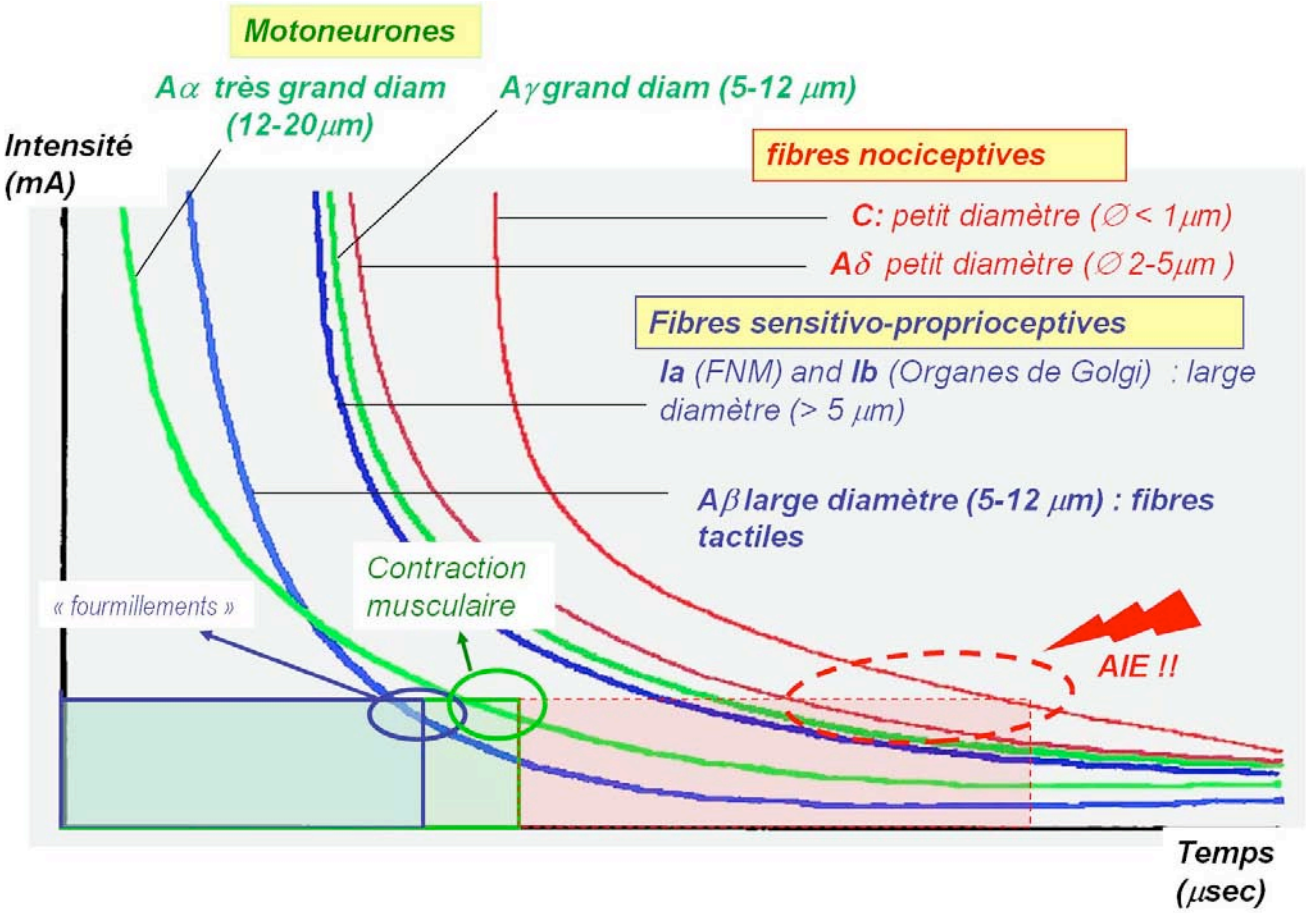


Figure 4 : Diagramme de Howson 1978 : Ordre de recrutement des différents types de fibres nerveuses –(S. Sawaya – Campus Vétérinaire de Lyon)

Or chez l'individu algique, le seuil de perception de la douleur est abaissé et on constate l'apparition du phénomène d'allodynie, à l'origine du fait qu'un stimulus normalement non nociceptif sera perçu comme douloureux. Les courbes i = f(t) des fibres C et A∂ se trouveront donc décalées vers la gauche du graphique.

Ceci montre toute l'importance de sélectionner la durée d'impulsion la plus adéquate, en prenant comme valeur la chronaxie, afin de limiter au maximum le risque de recruter les fibres douloureuses lors d'une séance d'ESNM.

Dans les appareils d'électrostimulation destinés à l'ESNM chez l'homme, les protocoles pré-programmés pour un courant TENS ou un courant d'EMS sont basés sur les mesures des chronaxies sensitives et motrices des différents segments chez l'homme (Dumoulin et De Bisschop 1987).

Il n'existe pas de données concernant les chronaxies sensitives chez les animaux domestiques. Les chronaxies motrices des principaux muscles susceptibles d'être traités par EMS chez le chien et chez le cheval ont été mesurées (Combet 2003; Méallier 2005; Sawaya et al 2008).

g. Modulation de la fréquence et de la durée d'impulsion

Une modulation est une **variation des paramètres**. On peut faire varier un ou plusieurs paramètres : durée, amplitude, fréquence.

La wobulation est une variation progressive et périodique permettant de balayer une plage de fréquences. Les modulations modifient la perception du courant par le patient et les effets biologiques : type de contraction musculaire (secousse élémentaire ou tétanisation), type de stimulation antalgique (gate control ou libération d'endorphines), lutte contre l' accoutumance.

3. Le courant optimal d' ESNM

Le courant d'ESNM optimal doit être le plus efficace, le plus confortable et le plus sûr possible. Ses paramètres (pente, durée, direction, fréquence) doivent lui permettre d'atteindre le seuil d'excitabilité avec le moins d'énergie électrique possible et sans effets électrolytiques.

a. Début d'impulsion brusque (« front raide »)

On aura recours à un courant rectangulaire afin de cumuler efficacité et confort.

L'impulsion rectangulaire est plus efficace et plus confortable qu'une impulsion progressive car elle produit une stimulation identique avec une intensité moindre. En effet, si le front d'établissement est moins raide, il faudra augmenter l'intensité pour obtenir la même stimulation (phénomène d'accommodation) (Figure 5).

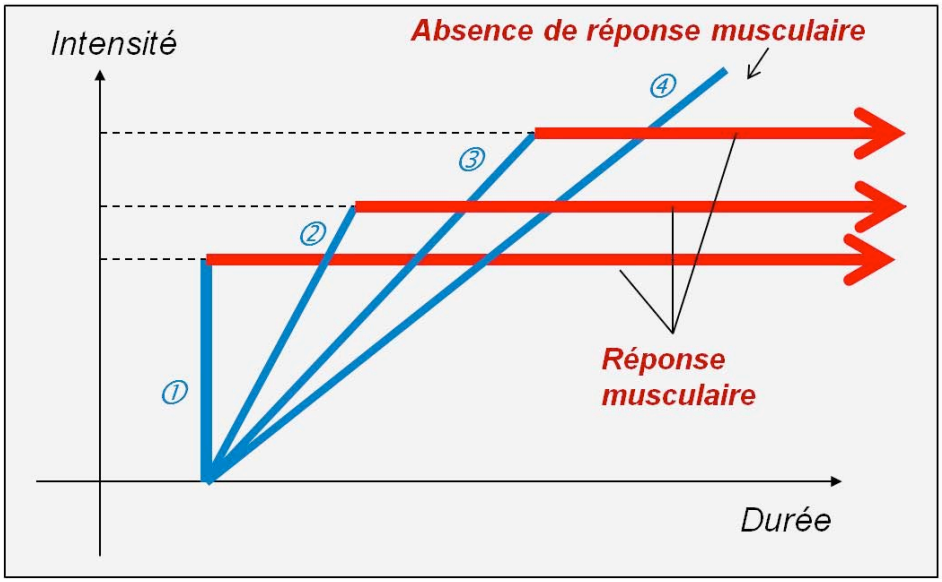


Figure 5 : Réponse musculaire selon le début du courant(S Sawaya Campus vétérinaire de Lyon).
Quand la mise en place du courant se fait de façon progressive (②, ③) et non pas en front raide (①), l'intensité nécessaire pour obtenir une contraction est plus élevée. Jusqu'à une certaine pente, appelée « pente limite » du courant au-delà de laquelle le muscle ne répond plus quelque soit l'amplitude de l'intensité ④. C'est le phénomène d'accommodation des fibres nerveuses. Dans le cas des pathologies de dénervation, le muscle dénervé continue à répondre au-delà de la pente limite.

b. Direction : une moyenne nulle pour l' innocuité

On choisira un courant à **impulsions bidirectionnelles à moyenne nulle** (Figure 6) qui garantit l'absence d'effet électrolytique donc élimine le risque de brûlure chimique. Par ailleurs les impulsions à moyenne nulle sont plus confortables car elles ne provoquent pas de sensation d'irritation galvanique. Enfin, elles sont plus efficaces puisque, mieux tolérées et sans risque, elles permettent des applications de longue durée, y compris avec des intensités élevées et sur des zones comportant des pièces métalliques.

c. Durée d'impulsion : brève et adaptée pour confort et efficacité

La durée d'impulsion optimale doit être **égale à la chronaxie** (sensitive ou motrice) du nerf stimulé (Vanderthommen 1991, Lapique 1938, Dumoulin et De Bisschop 1980). Ainsi, c'est un compromis entre l'efficacité et la tolérance (Bouman 1957).

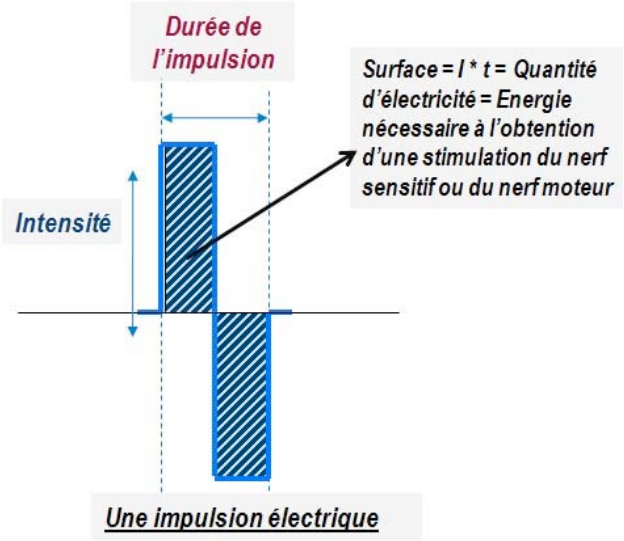


Figure 6 : Courant alternatif à impulsions rectangulaires, bidirectionnelles et à moyenne nulle (S. Sawaya –Campus vétérinaire de Lyon) (actuellement reconnu comme étant le courant le plus adapté à l'électrostimulation neuromusculaire en physiothérapie)

d. Fréquence : courants de basses fréquences

Les courants de basse fréquence (< 150 Hz) et de très basse fréquence (< 10Hz), compatibles avec les fréquences de décharge physiologique des neurones, sont les seuls à présenter un intérêt en stimulation antalgique ou excitomotrice (Bruxelle 1988). La fréquence des impulsions est choisie en fonction de l'objectif de la stimulation électrique et du type de fibre à dépolariser en priorité.

En combinant les fréquences, durées et intensités, on obtient des effets différents, antalgiques, excitomoteurs et trophiques. On distingue ainsi trois grands types de courants d'électrostimulation :

- BF BI (basse fréquence, 50 à 100 Hz, basse intensité) : antalgique par inhibition segmentaire (gate control) ; la durée d'impulsion est égale à la chronaxie sensitive des fibres tactiles (en général < 0,2 ms).

- TBF IE (très basse fréquence, 2 à 8 Hz, intensité « élevée ») : excitomoteur par secousses élémentaires et antalgique par libération d'endorphines (inhibition sensitive supra-segmentaire) ; la durée d'impulsion est égale à la chronaxie motrice des muscles stimulés.

- BF IT (basse fréquence, 20 à 80 Hz, intensité suffisante pour tétaniser) : excitomoteur tétanisant ; la durée d'impulsion est alors égale à la chronaxie motrice des muscles stimulés (Crépon 1994).

4. Bref aperçu de l'électromyostimulation

L'electromyostimulation (EMS) consiste à obtenir des contractions musculaires tétaniques ou non, au moyen d'un courant d'ESNM transmis par des électrodes cutanées placées généralement en regard du muscle à stimuler. Nous avons vu plus haut que la stimulation du muscle sain, normalement innervé, se fait toujours via son nerf moteur. Au sens littéral du terme, l'électromyostimulation apparaît aussi être une « neuro-stimulation » (motoneurone) « transcutanée » (électrodes de surfaces) « électrique » : donc aussi un mode de « TENS ». Mais l'usage est de garder le terme d'EMS pour la stimulation musculaire, et de TENS pour les courants antalgiques. Nous avons vu que du point de vue physiologique, la différence entre les deux tient essentiellement au type de neurones que l'on veut stimuler, donc dépend en grande partie de la durée d'impulsion du courant.

Nous ne ferons que survoler très brièvement l'électro-contraction musculaire qui ne fait pas l'objet principal de ce travail.

On appelle unité motrice (UM) l'ensemble constitué par le motoneurone, cellule de gros diamètre dont le corps cellulaire est situé dans la moelle épinière, son axone et l'ensemble des fibres musculaires qu'il innerve.

L'excitation du motoneurone par un potentiel d'action unique entraîne une réponse motrice unique que l'on appelle secousse élémentaire. La durée du potentiel d'action est de l'ordre de la milliseconde. La durée de la secousse musculaire est de 10 ms pour les muscles les plus rapides à 100ms pour les plus lents .

a. Fréquence de stimulation

La fréquence de stimulation conditionne le recrutement temporel des UM

- à très basse fréquence (1 à 10 Hz), on observe des secousses bien individualisées, la contraction est non tétanique. Ces courants non tétaniques sont surtout des courants décontracturants (1 à 4 Hz), de **réveil moteur et trophique** (2 à 10Hz).

- à fréquence comprise entre 15 et 20 Hz, l'amplitude des secousses s'additionne jusqu'à atteindre un maximum qui n'est pas en plateau mais avec de petites secousses très rapprochées caractéristiques du tétanos imparfait. Ce type de courant est réputé favoriser le recrutement des UM lentes et améliorer la résistance à la fatigue des muscles.

- au-delà de 25 Hz (en pratique entre 20-25 Hz et 80 Hz) les amplitudes des secousses musculaires s'additionnent jusqu'à atteindre un maximum en plateau correspondant au tétanos parfait : c'est la **contraction tétanique**.

Pour obtenir une contraction tétanique, on réalise donc des trains d'impulsions à une fréquence > 25 Hz (Figure 7).

A l'opposé de la contraction volontaire, la contraction électriquement provoquée est synchrone : c'est-à-dire que toutes les UM sont recrutées, tandis que lors la contraction volontaire il reste un contingent d'UM qui prend le relai des UM « fatiguées » par la contraction tétanique. La contraction électriquement provoquée est donc plus fatigante que la contraction volontaire, et il est important d'alterner les phases de contractions par des phases de repos en général équivalentes à 2 à 3 fois la durée de la contraction.

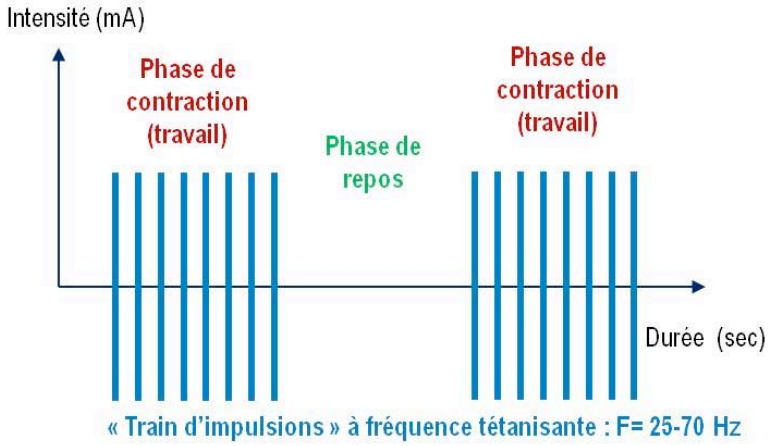


Figure 7 : Electromyostimulation : trains d'impulsions avec phases de repos et phases de travail (S. Sawaya – Campus Vétérinaire de Lyon)

b. Intensité de stimulation

L'intensité de stimulation influence le recrutement spatial des UM. Le recrutement de nouvelles unités motrices permet également d'augmenter la force développée au niveau d'un groupe musculaire.

La contraction musculaire électro-induite est caractérisée par une sollicitation métabolique importante dans les zones superficielles du muscle, comparativement aux zones profondes, témoignant d'un recrutement spatial relativement superficiel (Vanderthommen 2000). Ce recrutement spécifique de l'électrostimulation transcutanée résulte de la propagation du courant dans les tissus à partir des zones situées sous l'électrode cutanée. Ainsi, les unités motrices superficielles sont activées les premières et le recrutement atteint ensuite des unités motrices situées d'autant plus profondément que l'intensité du courant s'élève (Vanderthommen 2002).

c. Autres paramètres : durée- rampes

La durée d'impulsion est égale à la chronaxie motrice du muscle à stimuler. Deux autres paramètres à prendre en compte sont la **rampe d'établissement** et la **rampe de fin du courant** : afin d'éviter que la contraction tétanique ne survienne brusquement (ce qui peut être douloureux, voire à l'origine de fortes contractures) , il faut pouvoir réaliser un recrutement progressif des fibres musculaires comme dans la contraction naturelle volontaire. On sélectionne habituellement une rampe d'établissement du courant de 1 à 2 secondes, et une fin de 1 seconde (Figure 8). Dans le cas d'animaux algiques, aux muscles fortement atrophiés et montrant un inconfort à l'EMS, on pourra réaliser une progression plus douce en sélectionnant une rampe d'établissement du courant de 3 voire 4 secondes .

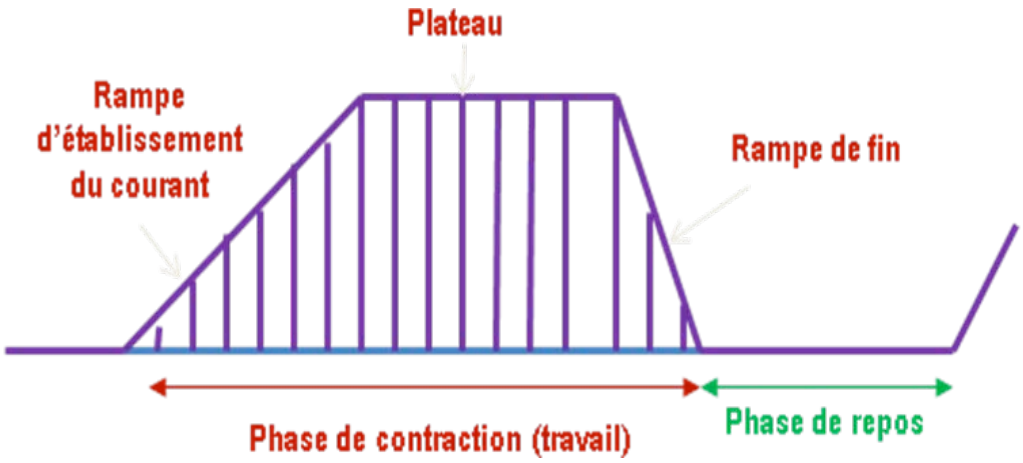


Figure 8 : Rampe d'établissement du courant (S. Sawaya - Campus vétérinaire de Lyon). A chaque phase de travail, l'intensité augmente progressivement de zéro à la valeur sélectionnée par le thérapeute de façon à recruter progressivement les fibres musculaires

d. Cas particulier des muscles «dénervés »

Les muscles dénervés ou partiellement dénervés suite à une atteinte neurologique périphérique par exemple, ne répondent plus aux courants d'ESNM classiques décrits jusqu'ici. En effet, le nerf étant atteint et la conduction nerveuse étant interrompue, les points moteurs ne sont plus fonctionnels. On peut alors stimuler directement la fibre musculaire. Mais celle-ci, qui est de plus pathologique, a une chronaxie très élevée, pouvant atteindre 20 ms voire 100 ms (de 100 à 500 fois la chronaxie du motoneurone). Le seul moyen d'obtenir une contraction de tels muscles est d'utiliser des courants progressifs de très longue durée d'impulsion (triangulaires en général, de 20-30 ms voire plus). Ceci permet d'obtenir de petites secousses non tétaniques, qui permettent de préserver la contractilité et l'excitabilité des fibres dénervées, jusqu'à leur éventuelle ré-innervation.

B. L'électrostimulation à visée antalgique - Les courants TENS

L'utilisation de divers agents physiques, tels que le froid, la chaleur ou même l'électricité dans la lutte contre la douleur est connue depuis l'antiquité. L'utilisation des décharges électriques du poisson torpille pour lutter contre les crises de goutte ou d'arthrite est rapportée dans des tablettes de l'Ancienne Egypte, les Romains, et des écrits d'Aristote (Kane et Taub 1975).

Mais le véritable développement de l'électrothérapie antalgique date de la publication par Melzack et Wall en 1965 de leur fameuse théorie sur les mécanismes du « gate control » suivie, deux ans plus tard, par la première approche des courants antalgiques basée sur cette même théorie par Wall et Sweet (1967).

Après avoir rappelé les points essentiels de la physiologie de la douleur, les différents courants à visée antalgique et leur mode d'action seront présentés.

1. Rappels sur la physiologie de la douleur

a. Définition

L'Association Internationale pour l'Etude de la Douleur (IASP) définit ainsi la douleur :

« La douleur est une expérience sensorielle aversive, causée par une atteinte réelle ou potentielle, qui provoque des réactions motrices et végétatives protectrices et qui conduit à l'apprentissage d'un comportement d'évitement et peut modifier le comportement spécifique de l'espèce y compris le comportement social. »

La sensation douloureuse dépend de voies nerveuses spécifiques et non d'une hyperstimulation des récepteurs de la somesthésie.

La douleur comprend plusieurs composantes (Thiébault 2008) :

- une composante sensorielle et discriminative : détection d'un stimulus via les mécanismes neurophysiologiques et évaluation de la qualité et de l'intensité de ce stimulus
- une composante affective (ou émotionnelle) exprimant la connotation aversive de la perception douloureuse

- une composante cognitive : ensemble des processus mentaux susceptibles de moduler les autres composantes (adaptations comportementales, mémorisation…)
- une composante comportementale : manifestations somato-végétatives (tachycardie, vasoconstriction…) et motrices (vocalisations, postures, immobilité ou agitation, attitudes antalgiques…) accompagnant la perception du phénomène douloureux.

On distingue :

- la douleur « physiologique », aigüe, faisant suite à une perception brutale et déplaisante liée à un stimulus intense (physique ou chimique) susceptible d'engendrer des lésions tissulaires. Elle engendre une réponse immédiate (volonté de se soustraire au stimulus nociceptif ou de l'inactiver) et une réponse différée (stratégies comportementales d'évitement de l' agent causal)
- la douleur « pathologique », chronique, présente lorsque des lésions tissulaires existent déjà (processus inflammatoire, lésions nerveuses) et sont génératrices de stimulus nociceptifs durables. La sensibilité des sujets concernés est anormalement accrue.

C'est à ce type de douleur ci que nous allons nous intéresser.

Cette douleur pathologique peut prendre diverses formes :

- hyperalgésie : toute stimulation nociceptive entraine une sensibilité exagérée
- allodynie : un stimulus non nociceptif est perçu comme douloureux
- névralgie : c'est en quelque sorte une « douleur projetée chronique » localisée dans le territoire de distribution d'un ou de plusieurs nerfs
- causalgie : douleur très intense, chronique, faisant suite à un traumatisme nerveux

En règle générale on caractérise les douleurs pathologiques inflammatoires, secondaires à une atteinte inflammatoire des structures viscérales ou somatiques ; et les douleurs pathologiques névralgiques, consécutives à des lésions nerveuses.

On note dans tous les cas une sensibilité accrue du système nociceptif aux stimuli. Cette sensibilité exagérée peut résulter d'un abaissement du seuil de stimulation des nocicepteurs (origine périphérique, hyperalgésie primaire) ou bien d'une augmentation de la sensibilité des neurones spinaux aux afférences nociceptives (origine centrale, hyperalgésie secondaire).

Etudions maintenant les voies de conduction de la douleur afin de comprendre à quel(s) stade(s) on peut la moduler.

b. Voies de conduction du stimulus douloureux

i.Perception

Le premier stade d'un phénomène douloureux consiste en sa perception dans les couches les plus externes de l'animal, c'est à dire sa perception au niveau de la peau. Cette perception fait intervenir des fibres sensitives nociceptives (Wright 2010).

Les fibres sensitives comprennent les fibres Aβ, Aδ, and C (Figure 9).

Les fibres Aβ sont des récepteurs tactiles de bas seuil alors que les fibres Aδ et C sont des nocicepteurs. Les nocicepteurs ne répondent généralement qu'à des stimuli spécifiques d'intensité élevée et s'adaptent lentement (mais jamais complètement).

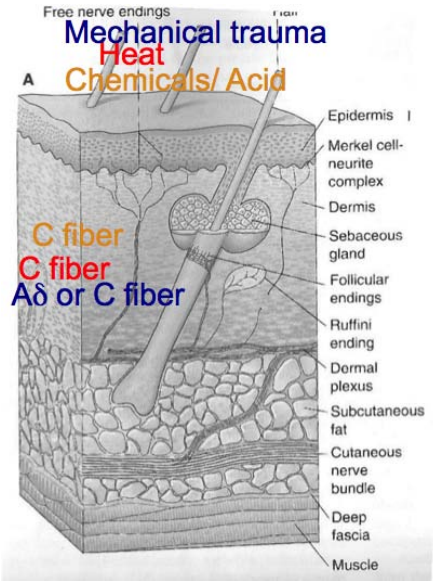


Figure 9 : Les nocicepteurs superficiels (Bonnie Wright)

Epidermis : épiderme ; Merkel cellneurite complex: corpuscule de Merkel ; Dermis : derme ; Sebaceous gland : glande séabcée ; Follicular endings : Partie folliculaire terminale ; Ruffini endings : corpuscule de Ruffini ; Dormal plexus : plexus dormal ; Subcutaneous fat : graisse sous-cutanée ; Cutaneous nerve boundle : jonction cutanéo-nerveuse ; Deep fascia : fascia profond ; Muscle : muscle ; Free nerve endings : terminaisons nerveuses libres ; Mechanical trauma : traumatisme mécanique ; Heat :chaleur, chemicals : produits chimiques, acid : produits acides, fiber : fibre

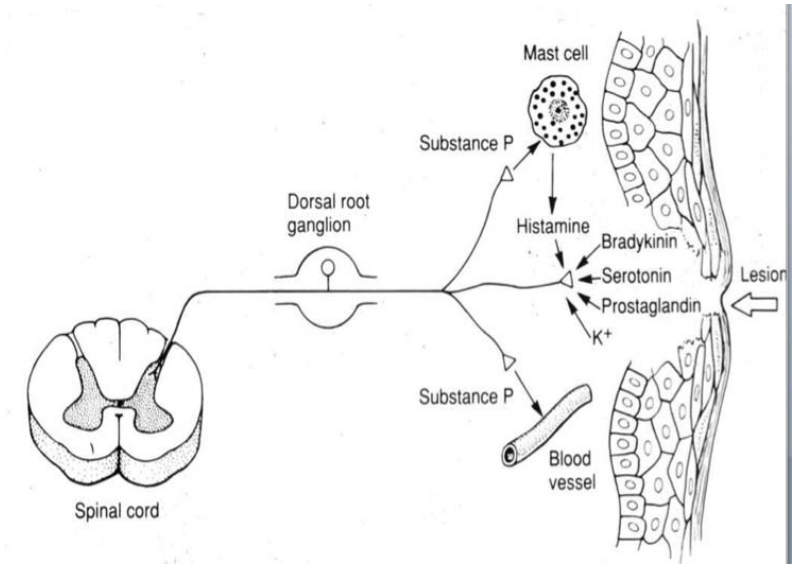
Les nocicepteurs ou fibres nociceptives sont donc :

- les mécanorécepteurs à haut seuil de stimulation

- les fibres A∂ MMT , myélinisées, engendrant la transmission rapide d'une douleur type picotements ; les fibres A transmettent souvent les stimuli mécaniques jusqu'à devenir polymodales
- les fibres mécano-thermiques, myélinisées
- les fibres C, non myélinisées, responsables d'une douleur brûlante lentement transmise
- les fibres C polymodales (mécaniques, thermiques, chimiques et silencieuses)
- les thermorécepteurs

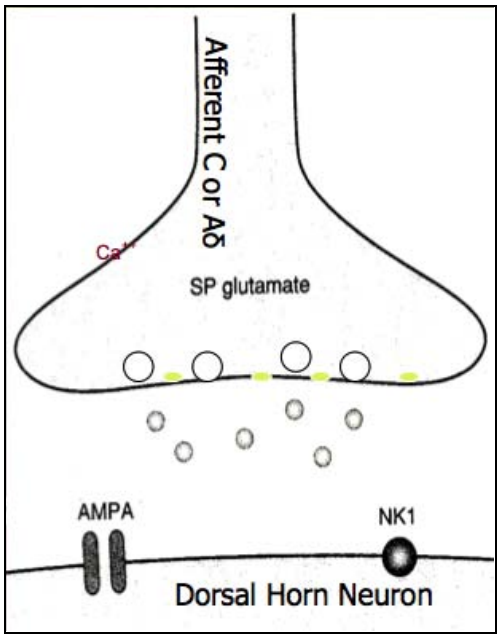
ii. Transmission

Ces fibres sensitives véhiculent le stimulus douloureux (influx nerveux) jusqu'à la moelle épinière (Figure 10) où se réalise la première conversion chimique (Besson 1994) synaptique (Figure 11). Au niveau de la moelle épinière, la première synapse se situe dans la corne dorsale. La dépolarisation libère des neurotransmetteurs stockés dans les vésicules synaptiques (cette libération est calcium dépendante).



Mast cell : mastocyte ; Dorsal root ganglion : ganglion de la chaîne dorsale ; Blood vessel : vaisseau sanguin ; Spinal cord : moelle épinière ; Bradykinin : bradykinine ; Serotonin : sérotonine ; Prostaglandin : prostaglandines

Figure 10 : Réaction chimique de l'organisme à une lésion cutanée (Bonnie Wright)



Afferent C :fibres afférentes de type C

Or : ou

SP glutamate : glutamate

AMP : adénosine monophosphate

NK1 : neurokinine 1

Dorsal horn neuron : neurone de la corne dorsale de la moelle épinière

Figure 11 : Conversion du message nerveux en message chimique au niveau de la fente synaptique (Bonnie Wright)

Le neurotransmetteur traverse la fente synaptique (Figure 12) et se lie aux récepteurs du neurone de second ordre.

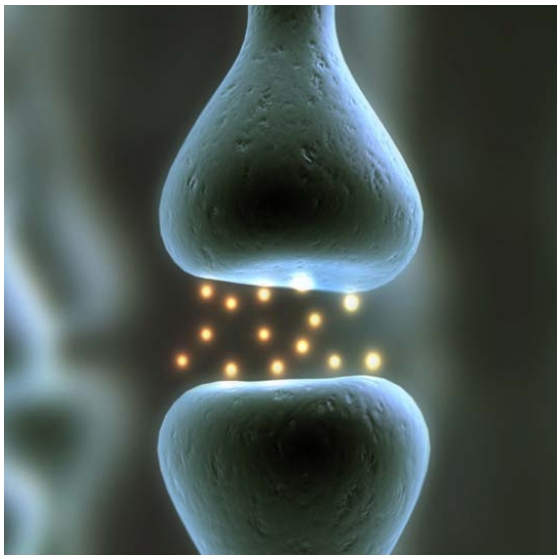


Figure 12 : Diffusion du neurotransmetteur dans la fente synaptique (B Wrigth 2010)

Les canaux ioniques du neurone de second ordre s'ouvrent dès réception du neurotransmetteur et dépolarisent le nerf qui chemine via la corne dorsale de la moelle

épinière. Le message de nouveau converti, cette fois-ci de message chimique il devient message nerveux (suite à la dépolarisation neuronale).

Il y a ensuite transmission du stimulus de neurone en neurone dans la corne dorsale (Figure 13).

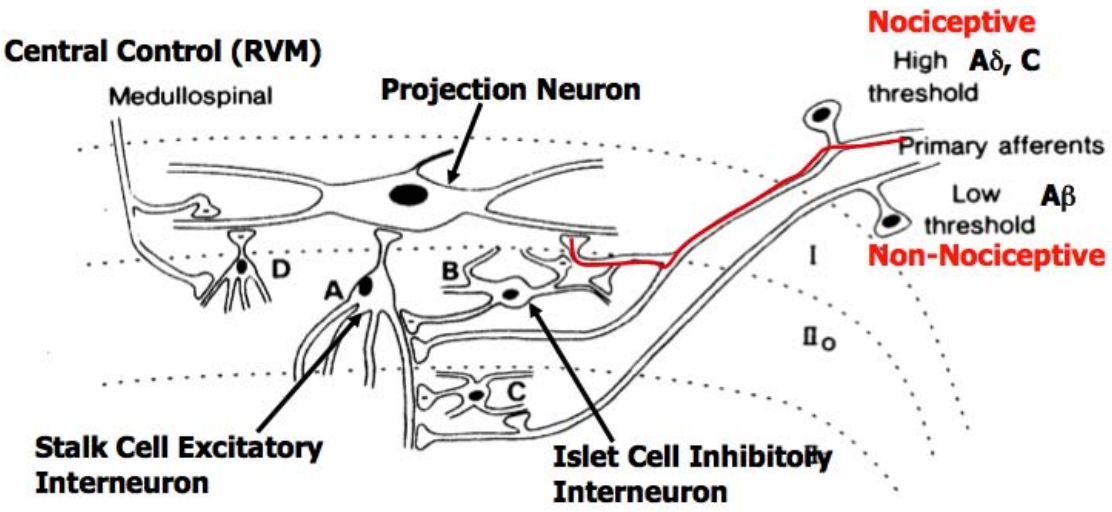


Figure 13 : transmission de l'influx nociceptif au sein de la corne dorsale de la moelle épinière (Bonnie Wright) Stalk cell excitatory interneuron : interneurone excitateur ; islet cell inhibitory interneuron : îlot cellulaire interneuronal inhibiteur ; nociceptive : nociceptif ; low threshold : seuil de réaction bas ; primary afférents : afférences primaires ; projection neuron : neurone de projection ; medullospinal : médullo-spinal.

Puis le message nerveux quitte la corne dorsale via les voies efférentes spino-réticulo-thalamiques et spino-cervico-thalamiques (Figure 14).

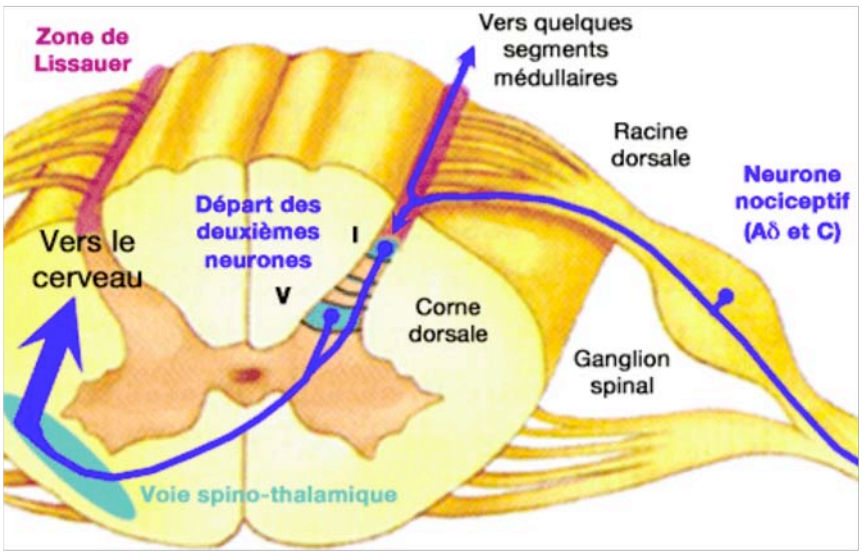


Figure 14 : Transmission du stimulus nociceptif par la voie spino-thalamique (JP Mauriès, modifié d'après Bossy J, Anatomie clinique 1990)

Enfin, le stimulus emprunte les voies nociceptives cérébrales. Les structures cérébrales dites supra-spinales impliquées dans les mécanismes de transmission et de perception de la douleur sont multiples, complexes et actuellement beaucoup moins connus que l'organisation de la moelle épinière. Elles regroupent :

- l**e relai thalamique**

Le thalamus est un noyau gris considéré comme un centre de triage de l'information sensitive. Les axones des neurones nociceptifs médullaires après avoir emprunté le faisceau spino-thalamique se terminent en faisant synapse avec les neurones thalamiques.

- les **projections corticales**

Il n'existe pas de centre unique d'intégration, de discrimination et de mémorisation de la douleur. Les techniques modernes de marquage de fibres, d'immunohistochimie et d'imagerie ont permis de mieux préciser cette circuiterie complexe dans laquelle l'hypothalamus, le cortex somesthésique et le système limbique jouent un rôle important (Wright 2010).

- **les projections nucléaires sur l'hypothalamus**

La projection d'informations nociceptives sur l'hypothalamus, principale structure régulatrice végétative est à l'origine des réponses neuroendocrines à la douleur (augmentation de la sécrétion d'hormones médullosurrénaliennes par exemple).

- **les projections nucléaires sur le striatum**

Ces projections seraient à l'origine de réponses semi-automatiques et automatiques élaborées après une stimulation douloureuse.

iii. Intégration

Après avoir emprunté les relais thalamiques l'information est donc projetée dans le cortex et au niveau des noyaux nucléaires hypothalamiques et ceux du striatum.

C'est ici que les réflexes se forment, que les réponses automatiques se créent et que la modulation de la nociception peut s'effectuer, au niveau de certaines zones de la substance grise : la substance grise péri-aqueducale, le noyau du raphé magnus et le noyau paragigantocellulaire (Thiébault 2008). Ces zones sont localisées sur la Figure 15.

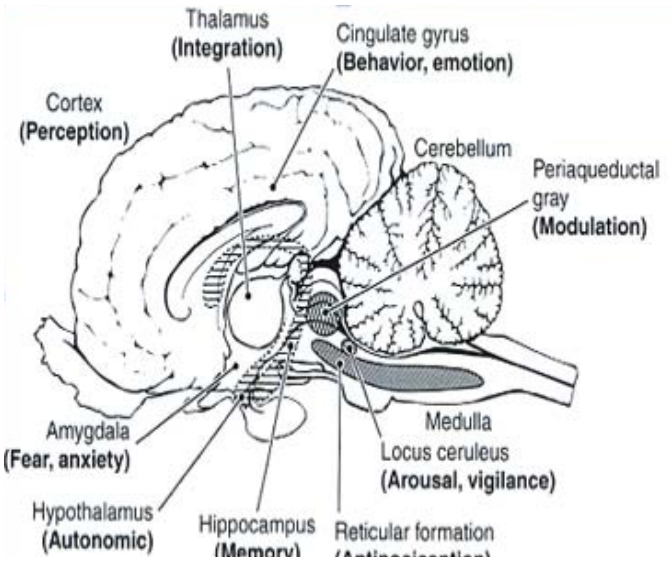


Figure 15 : Fonctions des zones du cerveau (Bonnie Wright) (cingulate gyrus : noyau gyré singulier ; periaqueductal gray : substance grise périaqueducale ; amygdala : amygdale ; fear : peur ; hippocampus : hippocampe ; behavior : comportement ; reticular formation : formation réticulée ; medulla : moelle épinière.)

c. Réaction du système nerveux au stimulus nociceptif

En temps normal l'activité des nocicepteurs est proportionnelle à l'intensité du stimulus et la réponse est adéquate mais cela change lors de stimulations répétées (Wright 2010), comme on peut le voir sur la figure 16.

Transduction du signal

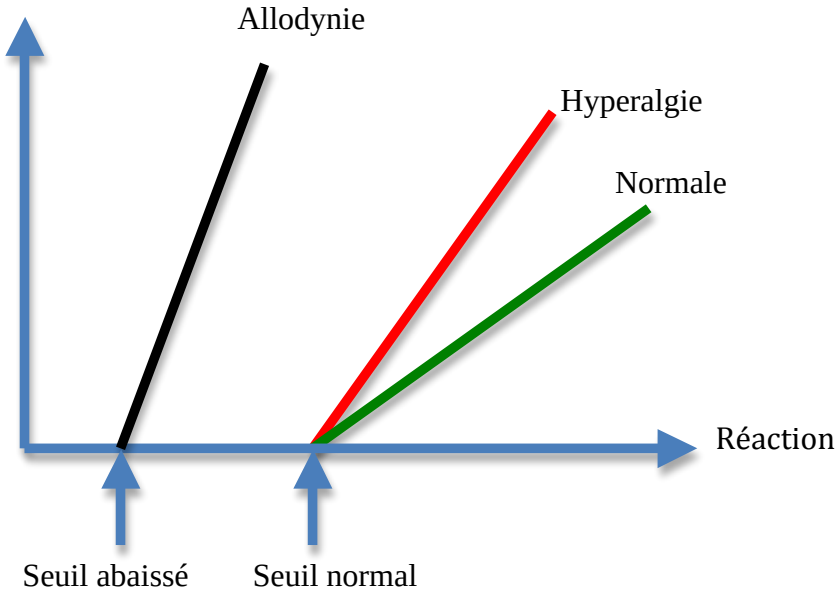


Figure 16 : Mécanisme de la douleur exagérée (C Guerin, modifié d'après B Wright 2010)

i. Réaction au niveau spinal

Lors de douleur pathologique, l'hyperalgésie primaire caractéristique de la zone lésée est associée à une sensibilité accrue des zones immédiatement adjacentes à celle-ci. On parle alors **d'hyperalgésie secondaire**, qui peut s'accompagner d'allodynie.

Ce phénomène s'explique par une modification dynamique de l'excitabilité des neurones spinaux de la corne dorsale (surtout les neurones convergents). Lorsque la terminaison d'une fibre A∂ ou C est dépolarisée par un potentiel d'action (potentiel d'action PA correspondant à l' arrivée d'un message nociceptif) elle crée un potentiel post synaptique excitateur (PPSE) au niveau du neurone convergent. Ce PPSE peut durer jusqu'à 20 secondes pour un seul PA ! Quand il y a des stimulations répétitives (par exemple à une fréquence basse de 0,5Hz) il se produit une sommation temporelle de ces PA engendrant une dépolarisation croissante et prolongée du neurone convergent. Le neurone convergent se met alors à décharger à son tour avec une fréquence très augmentée.

Ainsi, la stimulation d'une fibre C de quelques secondes peut aboutir à une dépolarisation post synaptique de plusieurs minutes. Cela se traduit par une transmission prolongée et intensifiée du message douloureux. C'est le wind up. Ce phénomène est sous la dépendance de récepteurs NMDA (N-méthyl-D-Aspartate) des neurones convergents. Lorsque le glutamate (agoniste) se fixe sur ces récepteurs, le calcium intra-cellulaire est libéré et active la phospho-lipase A2 (puis la Cyclo Oxygénase 2) , la NO synthétase (NOS) et la protéine kinase C (PKC). La PKC entraîne un changement de configuration du récepteur NMDA ce qui augmente sa sensibilité au glutamate. La COX2 et la NOS engendrent la formation de prostaglandines (PG) et de NO , substances diffusant hors des neurones convergents et permettant la libération de neuromédiateurs par les terminaisons nociceptives.

Cette sensibilisation centrale se traduit par une hyperalgésie primaire (augmentation de la sensibilité et de la réactivité des neurones convergents) ainsi que par un accroissement des champs récepteurs (hyperalgésie secondaire) . Il résulte de cela que les neurones convergents vont intégrer et amplifier des informations normalement perçues comme non douloureuses. Il s'agit des influx véhiculés par les fibres myélinisées de gros diamètres (fibres Aα et Aβ) provenant des mécanorécepteurs à bas seuil responsables du sens tactile. Ces signaux anormalement amplifiés deviennent nociceptifs alors qu'ils ne l'étaient pas à l'origine : c'est l'**allodynie**.

ii. Réaction au niveau supra-spinal

L'hyperalgésie secondaire observée serait également liée à des influences facilitatrices descendantes d'origine supra-spinale. De cette façon, les nocicepteurs activés engendreraient à leur tour (et ce indépendamment des voies normales de transmission de la douleur) une boucle spino-médullo-spinale (entre la moelle épinière et la moelle allongée) (Le Bars 2002). L'action finale de cette boucle consisterait en une transmission facilitée des influx nociceptifs au niveau des neurones convergents. Les influences facilitatrices seraient issues de centres localisés dans la partie Rostrale et Ventro-médiale de la Moelle allongée (RVM = Rostro Ventromedial Medulla) et seraient sous dépendance de récepteurs au NMDA, au monoxyde d'azote (NO) et aux neurotensines (Le Bars 2002).

Ces influences supra-spinales ne semblent pas impliquées dans l'hyperalgésie primaire. En revanche il existe un autre système supraspinal, diffus, qui exerce un contrôle inhibiteur : le CIDN. Il s'agit d'un mécanisme endogène de contrôle de la douleur, dans lequel les structures du tronc cérébral et en particulier le noyau subnucleus reticularis dorsalis feraient partie d'un système spino-bulbo-spinal à rétroaction négative mis en jeu par des stimulations douloureuses (Figure 17). L'originalité de ce système réside essentiellement dans son mode de fonctionnement. Ainsi une stimulation nociceptive serait à l'origine de puissants effets inhibiteurs qui diffuseraient sur la totalité des neurones à convergence, hormis ceux dont les champs récepteurs sont concernés par la stimulation nociceptive (Basbaum 1978). Un tel mécanisme expliquerait pourquoi « une douleur peut en masquer une autre » à deux réserves près, qu'elle soit plus intense et qu'elle concerne un territoire métamérique différent. Ce phénomène est exploité par les techniques de « contre- irritation » comme l'acupuncture.

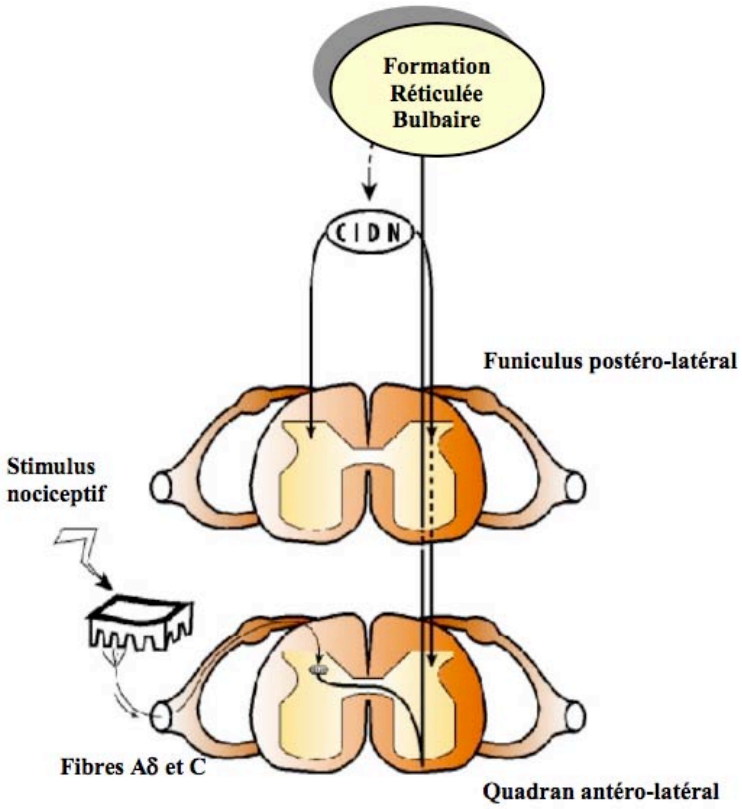


Figure 17 : Schéma anatomique représentant le CIDN

Les CIDN sont déclenchés spécifiquement par les stimulations nociceptives et par la mise en jeu des fibres périphériques de petit calibre Aδ et C. Les voies ascendantes et descendantes de la boucle sont localisées respectivement dans le cadran antéro-latéral et dans le funiculus postéro latéral. Les structures cérébrales participant aux CIDN sont localisées dans la partie caudale du bulbe (région bulbaire rostro-ventrale).

iii. Modulation de la réponse au niveau des voies ascendantes

Il existe plusieurs systèmes de modulation d'un stimulus douloureux au niveau des voies ascendantes. Il peut être atténué, augmenté ou « biaisé ».

Il peut y avoir une suppression de la transmission, au niveau pré ou post-synaptique via des molécules type antalgiques/analgésiques(Figure 18).

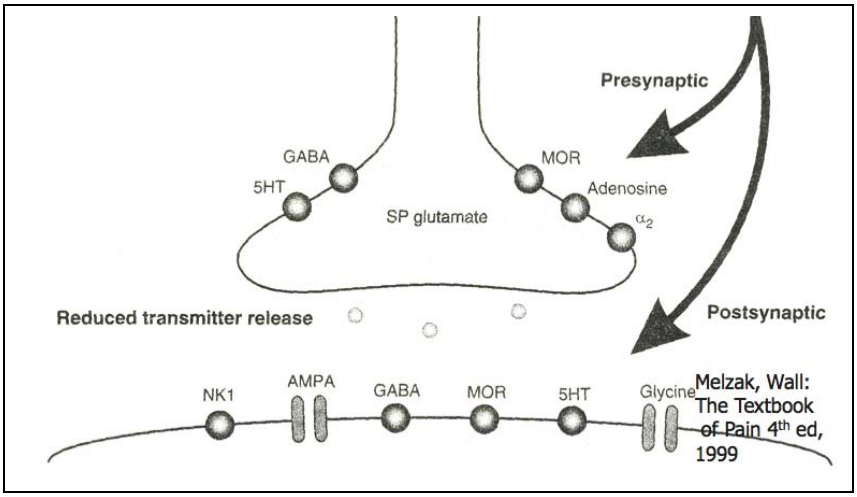


Figure 18 : Modulation de la réponse au niveau pré/post synaptique (d'après Melzack et Wall, The text book of pain 1999)

Il peut aussi y avoir une facilitation de la transmission c'est à dire amplification de la perception du stimulus nociceptif (Figure 19).

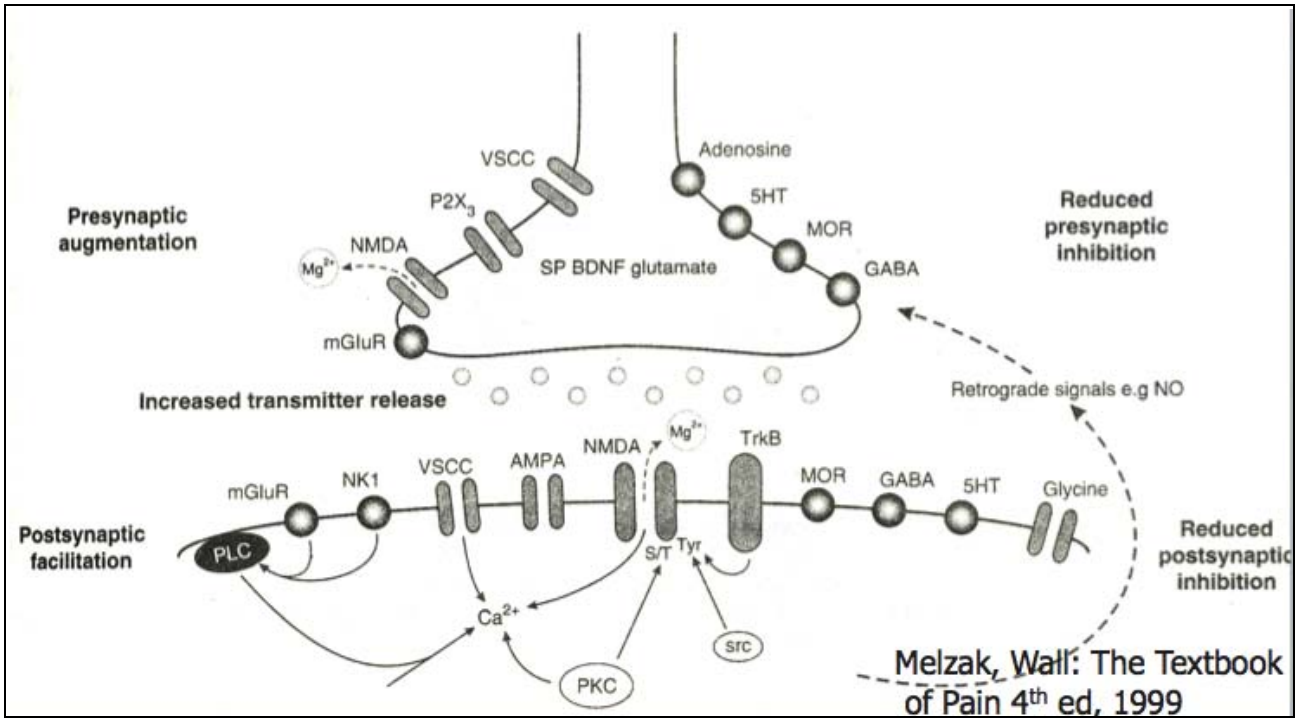


Figure 19 : Inhibition ou amplification du signal au niveau synaptique (d'après Melzack et Wall : The textbook of pain, 1999) Presynaptic augmentation : amplification présynaptique ; increased transmitter release : relargage augmenté de neurotransmetteur ; reduced presynaptic inhibtion : inhibition réduite présynaptique ; retrograde signals : signaux rétrogrades ; postsynaptic : postsynaptic).

Ce dernier mode d'action joue sur les phénomènes de rétrocontrôle qui existent en réponse à toute stimulation.

Les connections interneuronales au sein de la moelle épinière peuvent donc être excitatrices ou inhibitrices (Melzack 1965).

iv. Inhibition post synaptique ou inhibition descendante de la moelle épinière

Une modulation via des opioïdes (Figure 20) peut aussi s'effectuer au niveau de la moelle rostrale ventrale (RVM). Cette RVM inclut la substance grise péri-aqueducale, le noyau du raphé magnus (médiation sérotoninergique) et le noyau paragigantocellulaire (médiation noradrénergique) (Fields 1994).

En effet, les noyaux de la RVM se projettent dans la corne dorsale de la moelle épinière avec la plus grande densité de projections dans la substance gélatineuse (Wang 1999). La stimulation électrique (Zorman 1982, Aimone 1986) ou chimique (Dickenson 1979, Rossi 1994) du RVM inhibe les réponses réflexes et volontaires d'un stimuli nocif et inhibe aussi les neurones de la corne dorsale de la moelle épinière qui reçoivent le signal nociceptif (Gebhart 1993). Cette inhibition est antagonisable par la naloxone (Zorman 1982). Une micro-injection de morphine dans le RVM produit une antinociception réversible à la naloxone (Dickenson 1979, Aimone 1986) et des lésions du noyau du raphé magnus bloquent l'effet anti-nociceptif systémique de la morphine (Young 1984). Le schéma spinal utilise parmi d'autres neurotransmetteurs la sérotonine, et l'antinociception induite par la stimulation du RVM peut être inhibée par des antagonistes des récepteurs à la sérotonine (Dickenson 1979, Aimone 1986) . Ainsi, le RVM joue un rôle dans l'antinociception médiée par les opioïdes.

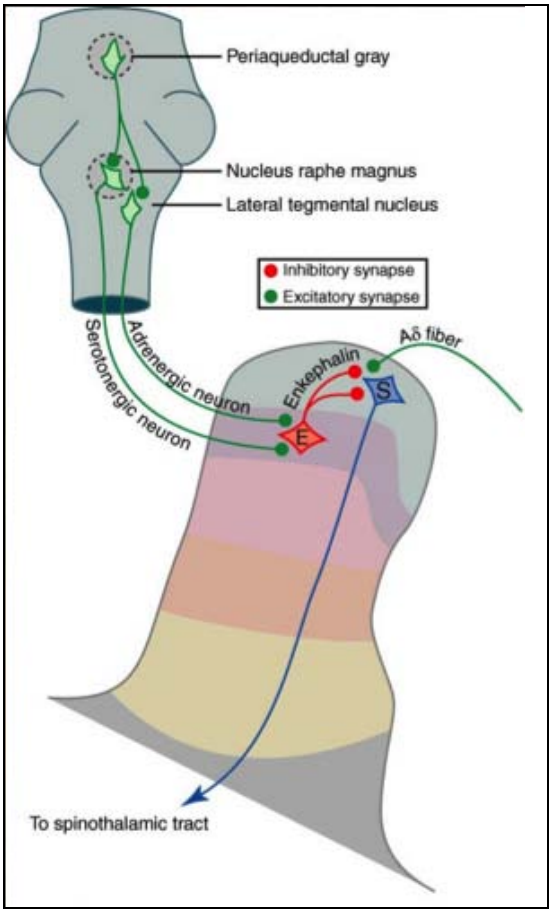


Figure 20 : Action inhibitrice de la RVM médiée par les opioïdes : adrénaline et sérotonine (Elsevier 2002) (periaqueductal gray : noyau périaqueducal ; nucleus raphé magnus : noyau du raphé magnus ; latéral tegmental nucleus : noyau tégumentaire latéral ; adrenergic : adrénergique ; serotonergic : sérotoninergique ; neuron : neurone; enkephalin : enképhaline ; to spinothalamic tractus : vers le tractus spino-thalamique ; fiber : fibre nerveuse)

En résumé le message nociceptif peut être inhibé ou tout du moins modulé à tous les étages de sa conduction, que ce soit en remontant vers le cerveau ou en redescendant de celui-ci.

d. Théorie du gate control

La théorie du Gate Control postule que les fibres Aα et Aß (les fibres sensorielles du toucher, non nociceptives) exerceraient une inhibition sur les fibres A∂ et C innervant la même région (Melzack 1982, Wall 1978). Cette inhibiton est permise par les trajets proches des 2 types de fibres : celles de la proprioception empruntent la voie des colonnes dorsales et du lemnisque médian tandis que celles de la nociception utilisent la voie spino-thalamique (Figure 21).

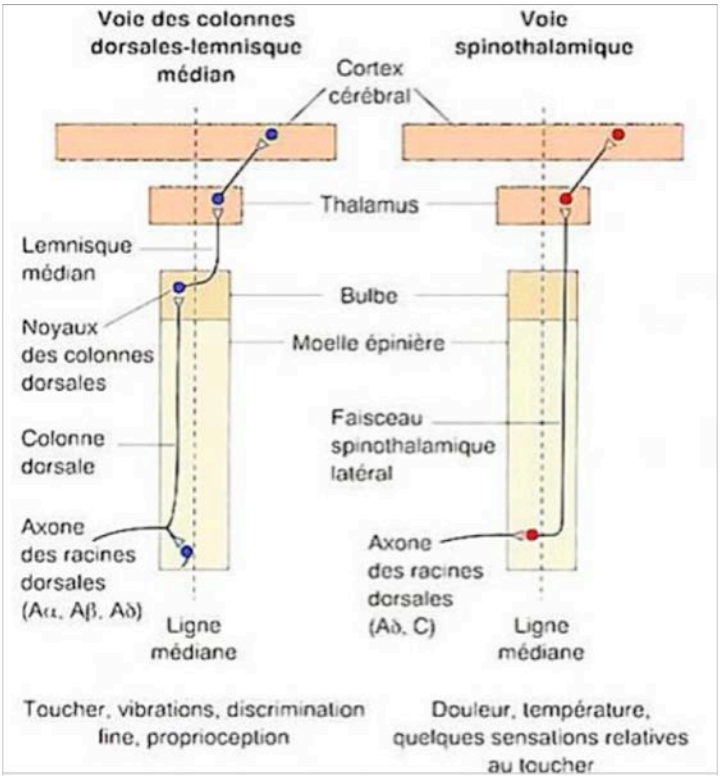


Figure 21 : Comparaison des voies de conduction des fibres nociceptives et somesthésiques (JN Delapsychologie)

Exemple d'application simple de cette théorie du gate control (Figure 22) : lorsque suite à une douleur très localisée on réalise un stimulus tactile dans la zone juste adjacente à la zone douloureuse, la douleur s'atténue. Tandis que le stimulus douloureux emprunte les fibres nociceptives A∂ et C, le stimulus tactile emprunte lui les fibres Aß (fibres sensitives plus rapides que les fibres nociceptives car plus myélinisées) qui sont inhibitrices pour l'interneurone via lequel chemine le stimulus douloureux l'organisme est alors « biaisé » et ne perçoit que le stimulus tactile le temps de celui-ci.

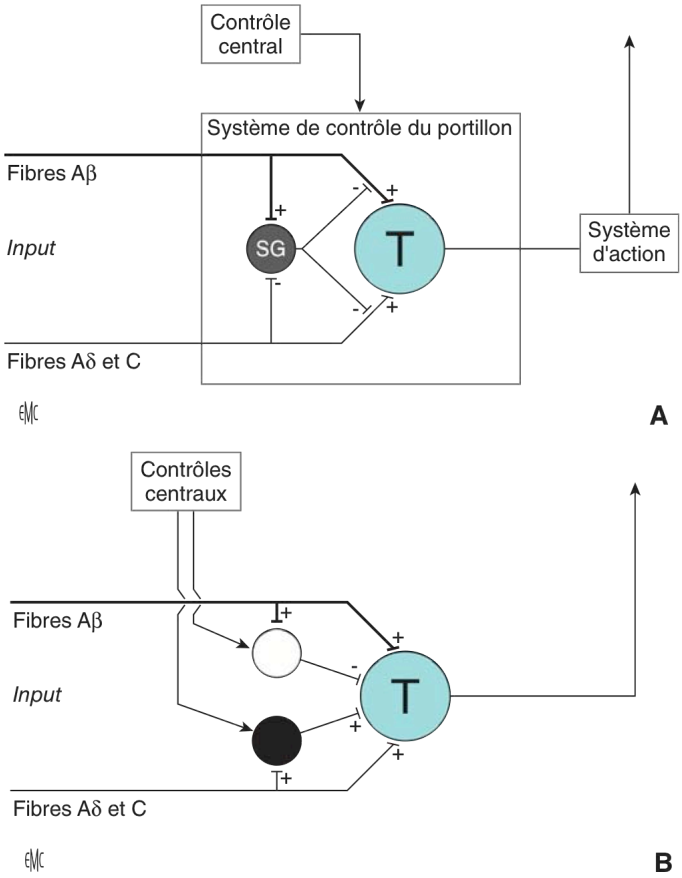


Figure 22 : Théorie du portillon (gate control) au niveau de la corne postérieure de la moelle épinière (d'après Crépon 2007)

A. Description initiale par Melzack et Wall (1965). Les informations issues de la périphérie (input) vers les neurones convergents (T = cellules trigger) au niveau de la corne postérieure profonde, sont « filtrées » par des interneurones de la substance gélatineuse, qui exercent un effet inhibiteur présynaptique. L'activation des fibres Aß augmente l'activité de ces interneurones et tend à fermer le portillon ; l'activation des fibres A∂ et C déprime ce tonus inhibiteur et tend à ouvrir le portillon. Ces mécanismes sont soumis à des contrôles d'origine supraspinale.

B. Modification par Wall (1978). Pas de modification du concept d'ensemble. Les interneurones de la substance gélatineuse sont remplacés par un couple de neurones inhibiteur (cercle blanc) et excitateur (cercle noir) qui sont eux-mêmes soumis à l'influence de contrôles d'origine centrale (d'après L Brasseur dans « Douleurs »,1997).

2. Aperçu sur les courants antalgiques autres que les « TENS »

a. Les courants antalgiques unidirectionnels

i. Le courant continu

Parmi les courants unidirectionnels on retrouve le courants à l'état constant, encore appelé courant galvanique, ou courant continu ; il est réputé depuis la fin du XVIIIe siècle pour ses propriétés analgésiques dont le mécanisme reste encore mal élucidé. Ce type de courant est à l'origine d'un érythème cutané marqué, spécialement sous la cathode. Cet érythème est corrélé à l'efficacité de l'analgésie, et répond aux anti-inflammatoires (Berliner 1997).

Le courant constant est, à l'heure actuelle, principalement utilisé pour véhiculer les substances médicamenteuses à travers la peau (ionophorèse) ; cet effet est connu depuis le XIXe siècle ; on a montré plus récemment que le produit se concentrait également dans le champ électrique (Glass 1980). La démonstration de l'efficacité a été faite dans les maladies articulaires, avec des anti-inflammatoires non stéroïdiens, comme avec des anti-inflammatoires stéroïdiens (Grossi 1986, Hannon 1991). Cette efficacité a été démontrée par des études contrôlées dans l'aponévrosite plantaire (Gudeman 1997) et autres localisations de la maladie rhumatoïde (Saggini 1996), la pathologie de l'articulation temporo-mandibulaire (Schiffman 1996) etc.

Le courant galvanique est polarisé et agit sur la cicatrisation : l'électronégativité serait associée à la régénération et à la réparation tissulaire ; l'électropositivité aurait un rôle inhibiteur sur la prolifération cellulaire et réduirait le risque de cicatrice hypertrophique ou chéloïdienne (Shigeki 1997). Elle est de plus en plus utilisée comme mode complémentaire d'anesthésie (Galinkin 2002) ou d'administration de médicaments divers : capsaïcine dans le prurit (Weishaar 1998), fentanyl dans la douleur (Ashburn 1995), apomorphine dans la maladie de Parkinson (Van der Geest 1997).

Si les études contrôlées restent encore peu nombreuses et disparates, elles se sont développées ces dernières années ; nombre d'entre elles témoignent d'une efficacité a priori probante (Galinkin 2002, Weishaar 1998). Néanmoins, ces courants galvaniques sont contre-indiqués chez les patients porteurs de pièces métalliques incluses.

ii. Courants d'impulsions unidirectionnels variables

Parmi eux figurent des courants rectangulaires de type courants de Trabert et des courants sinusoïdaux comme les courants diadynamiques de Bernard (Figure 23) : mêmes s'ils sont encore proposés sur des appareils d'électrostimulation de haut de gamme, ils ne sont plus très utilisés de nos jours au profit des courants bidirectionnels à moyenne nulle que sont les « TENS ». Comme tous les courants polarisés, ils ont un fort pouvoir hyperhémiant et d'échauffement des tissus ainsi qu'un effet antalgique par stimulation nociceptive à l'origine d'une libération d'endorphines et un effet décontracturant. Les courants diadynamiques modernes sont parfois biphasés (pour limiter les risques de brûlure liés aux courants polaires) et modulés (pour lutter contre l'accoutumance).

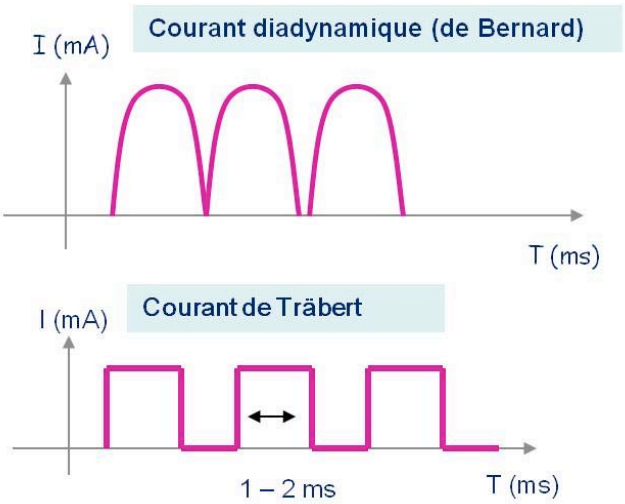


Figure 23 : Courants antalgiques monophasés (S Sawaya- Campus vétérinaire de Lyon)
Courants antalgiques monophasés : courant diadynamique et courant de Trabert . Ce dernier est caractérisé par des impulsions de très longue durée (1 à 2 ms) peu confortables et irritants (« piquent ») lors de leur application

Ces courants présentent les tous les inconvénients des **courants polarisés** :

- ils peuvent être à l'origine de brûlures. Pour limiter ces risques, on réalise des séances plus courtes ou avec une intensité plus faible, au détriment de l'efficacité du traitement.

- ils sont peu confortables car ils provoquent une sensation d'échauffement et d'irritation galvanique.

- ils sont contre-indiqués chez les porteurs de pièces métalliques intra-tissulaires.

Ils sont devenus **obsolètes** depuis le développement des TENS.

b. Courants de Moyenne Fréquence (MF) interférentiels et modulés

La gamme thérapeutique généralement utilisée en moyenne fréquence s'étend de 800 Hz à 8000Hz. Les fréquences les plus utilisées sont généralement 500 Hz, 4000 Hz et 8000 Hz. Ce type de courant n'est produit en général que sur des appareils de haut de gamme, plus volumineux, fonctionnant généralement sur secteur ou grosse batterie et à voltage constant (et non plus à courant constant comme les petits stimulateurs à TENS) et au coût élevé.

Comme la tolérance cutanée du courant de moyenne fréquence est supérieure à celle du courant de basse fréquence (plus la fréquence augmente et plus l'impédance capacitive cutanée diminue), on cherche à obtenir les effets thérapeutiques des courants de basse fréquence (antalgique ou excitomoteur) en bénéficiant du confort et de la profondeur d'action des courants de moyenne fréquence.

Les **courants interférentiels** sont des courants de basse fréquence pouvant être obtenus par phénomène d'interférences à partir de courants de moyenne fréquence (entre 1000 et 10 000 Hz). Les courants interférentiels possèdent ainsi des propriétés **antalgiques et excito-motrices**. L'interférence est la sommation de deux courants de MF dont la fréquence est légèrement différente. Par exemple, le courant d'un générateur A de 1900Hz est croisé avec celui d'un générateur B de 2000 Hz. **Le résultat est un courant de basse fréquence** de 100Hz (Figure 24 et 25).

L'utilisation en quadripolaire (4 électrodes) et complexe et peu aisée : il faut orienter les faisceaux des deux générateurs de façon à ce qu'ils se croisent à angle droit. Sur les appareils modernes le signal de sortie est déjà modulé et on ne travaille plus qu'avec deux électrodes.

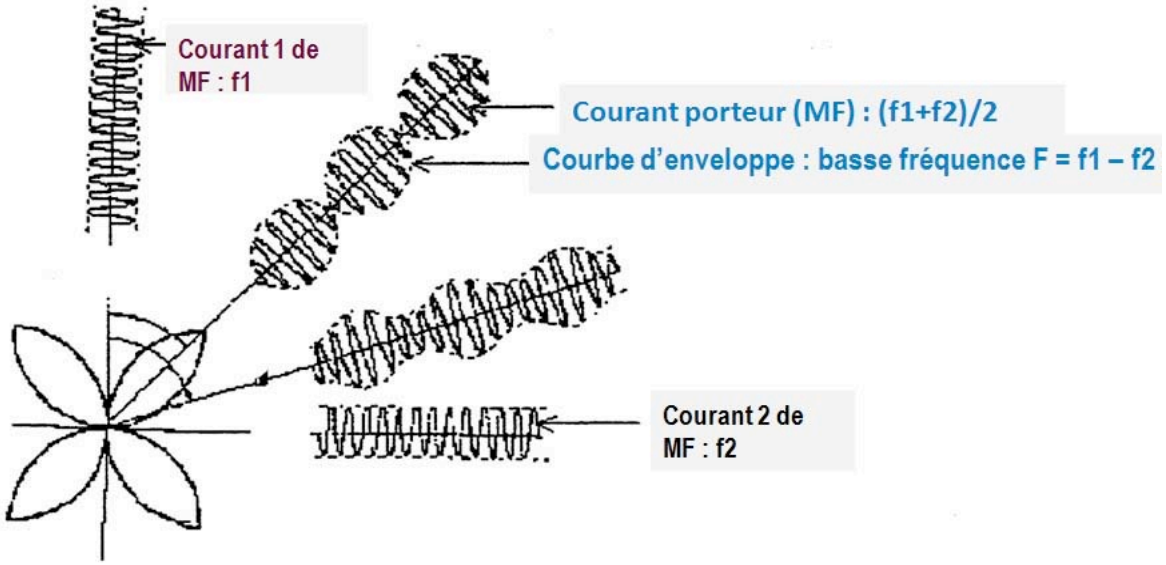


Figure 24 : Interférence entre deux courants de MF (S Sawaya modifié d'après Crépon 2007) Les 2 courantsui se croisent théoriquement perpendiculairement sur le site à traiter. Il s'en suit la création à cet endroit d'un courant de MF modulé en basse fréquence

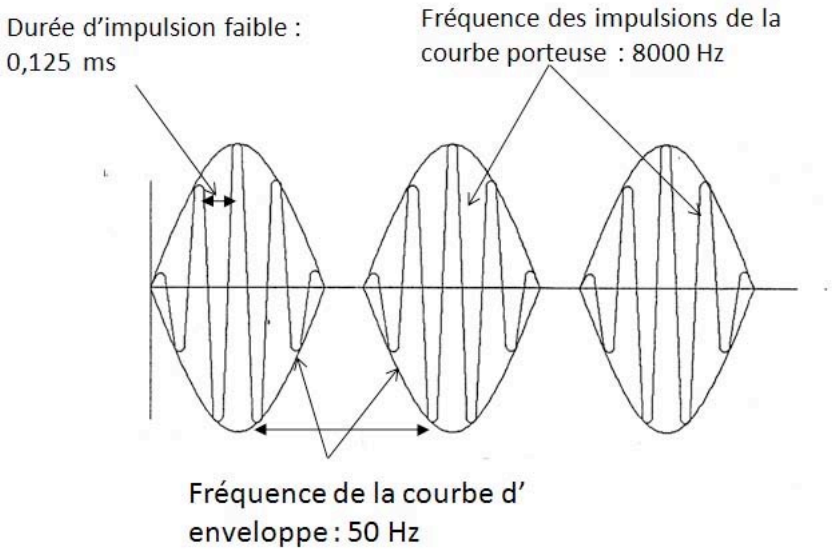


Figure 25 : Courant de moyenne fréquence modulé en basse fréquence (S Sawaya 2007 modifié d'après Crépon) Par exemple courant MF/BF 8000Hz/50Hz : le courant porteur est de 8000 Hz. Ce qui fait des durées d'impulsions faibles de 0,125 ms, diminuant le risque de stimuler les fibres nociceptives. La courbe d'enveloppe est elle de basse fréquence, à 50 Hz. Comme si on avait des groupes de d'ondes à 8000 Hz qui agissent à un rythme de 50 cycles par seconde.

Bien que d'utilisation moins précise (en général, il est difficile d'intervenir sur la durée de l'impulsion), ces courants **sont particulièrement intéressants chez le cheval :**

- ils ne présentent aucun effet polaire ou électrochimique donc **pas de risques de brûlure**

- ce sont des courants « **agréables** » qui sont en général très bien tolérés par les animaux, grâce à leur faible largeur d'impulsion (< 250µs) : à utiliser **lors d'intolérance aux courants classiques de basse fréquence, ou lors d'hypersensibilité d'une région pathologique.**

- ils permettent de **lutter efficacement contre l'accoutumance** (aux courants antalgiques ou aux courants excito-moteurs) grâce à la wobulation de la fréquence ;

- leur action en profondeur permet de **travailler sur les grosses masses musculaires** (chez le cheval : fessier moyen, fémoraux caudaux , erector spinae) **ou sur les muscles en situation non superficielle** (fessier profond du chien lors de stabilisation de la hanche ; muscles recouverts par le muscle cutané du tronc tels que le grand dorsal, le pectoral ascendant ; muscles fléchisseurs du doigt du cheval).

En jouant aussi bien sur les fréquences porteuses que sur les fréquences modulées, on peut obtenir des effets antalgique, décontracturant, vasodilatateur, anti-inflammatoire, excito-moteurs. Les fréquences porteuses les plus employées sont :

- pour rechercher un effet antalgique et trophique plus important : 7500 ou 8000 Hz

- pour privilégier un travail des masses musculaires en profondeur : 2500 ou 4000 Hz

Deux études récentes tendraient néanmoins à démontrer que les courants interférentiels ne possèderaient pas exactement les mêmes effets physiologiques que les courants de basse fréquence proprement dits (Palmer 1999, Van der Heijden 1999). Une autre étude montrerait une efficacité comparable aux TENS dans la prise en charge des points gâchettes myofasciaux (Hou 2002). Les courants interférentiels provoqueraient une vasodilatation effective (Noble 2000), ils seraient également efficaces sur le plan de l'électrostimulation de muscles tels que le quadriceps (Bircan 2002).

3. Les TENS

La stimulation nerveuse électrique transcutanée (TENS pour Transcutaneous Electric Nervous Stimulation) est un traitement non invasif utilisé en physiothérapie pour favoriser l'analgésie dans des cas d'inflammation aigüe ou chronique (Crépon 2007).

a. Propriétés générales des courants TENS

Les courants utilisés pour les TENS sont des **courants rectangulaires alternatifs bidirectionnels** symétriques ou asymétriques à moyenne nulle (Figure 26). Le pôle négatif et le pôle positif s'inversent à chaque impulsion. Ils ne présentent pas de propriétés électrolytiques, donc le risque de provoquer des brûlures chimiques est théoriquement inexistant. De ce fait ils **peuvent être utilisés en regard des implants métalliques**. Ce sont des courants de **basse fréquence**.

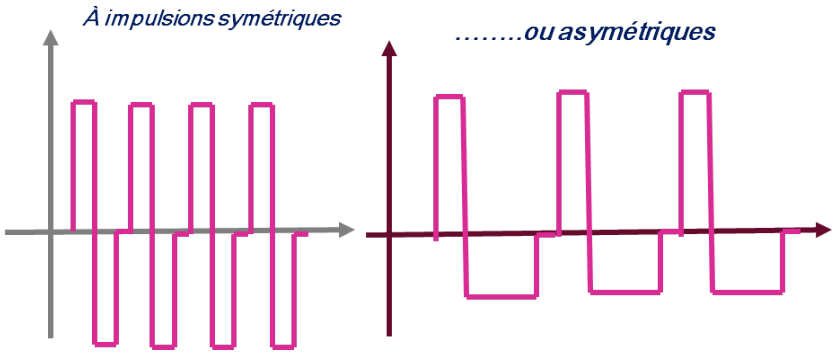


Figure 26 : Courants rectangulaires bidirectionnels à moyenne nulle (S Sawaya-Campus vétérinaire de Lyon)

Dans les impulsions asymétriques, les aires des parties positives et négatives sont égales et s'annulent. Les impulsions asymétriques sont intéressantes pour lutter contre l'accoutumance dans le traitement des douleurs chroniques.

Le tableau 1 compare l'action des courants polarisés et à moyenne nulle (d'après DeVahl 1992).

	Conduction nerveuse	Gate control	Synthèse de neuropeptides (endorphines)	Analgésie d'hyper stimulation	Action cicatrisante	Action désinfiltrante
Courant galvanique et autres courants d'impulsions à effet polaire	Diminution (catélectrotonus)		discuté		Oui	Oui (anode)
Courant à l'état variable à moyenne nulle		Stimulation nerf sensitif sensation cutanée	Stimulation à très basse fréquence	Stimulation intense et brève		Oui

Tableau 1 : Action des courants polarisés à moyenne nulle (De Vahl 1992)

b. Principales modalités d'action des courants TENS

Il existe trois principales modalités d'application (Saunders 2002, Sawaya 2003) :

- par inhibition sensitive segmentaire pour les douleurs aiguës et localisées
- par libération d'endorphines pour les douleurs chroniques ou diffuses
- par hyperstimulation nociceptive (Annexe 6)

i. Antalgie par inhibition sensitive segmentaire ou « TENS gate control »

Le principe de ce courant repose sur la théorie du gate control (Figure 27). La stimulation des fibres de gros calibre inhibe, au niveau de la corne postérieure de la moelle épinière, la transmission des messages nociceptifs véhiculés par les fibres de petit calibre Aδ et C (Kalra 2001). On utilise alors :

- **une fréquence élevée** : Comprise entre 80 et 150 Hz, la majorité des protocoles utilisent une fréquence de 80 Hz. Ceci permet un recrutement temporel intense des fibres sensitives Aβ permettant de « saturer » les informations tactiles.

Remarque : Souvent cette modalité de TENS est qualifiée de « TENS Haute Fréquence » ce qui est faux et porte à confusion car il ne s'agit pas de courants de HF (> 10000 Hz) mais de courants de Basse Fréquence. Il conviendrait d'utiliser le terme de « TENS à fréquence élevée ».

- **des impulsions de courte durée** : De façon à stimuler uniquement les fibres sensitives tactiles dont la chronaxie est ≤ 200 microsecondes (0,2 ms). On utilise le plus souvent des durées d'impulsion de 150 ou 200 microsecondes.

- **une intensité confortable, juste sous le seuil de stimulation musculaire** : le patient doit percevoir une sensation de « fourmillements » au niveau du site traité ou tout le long du nerf sensitif stimulé (selon la disposition des électrodes) . Le patient humain peut guider le thérapeute et exprimer ce qu'il perçoit. Ce n'est pas le cas avec les animaux. Nous verrons dans la seconde partie de la thèse la réalisation pratique de ces TENS chez le cheval.

- pour une durée minimale de **30 minutes**.

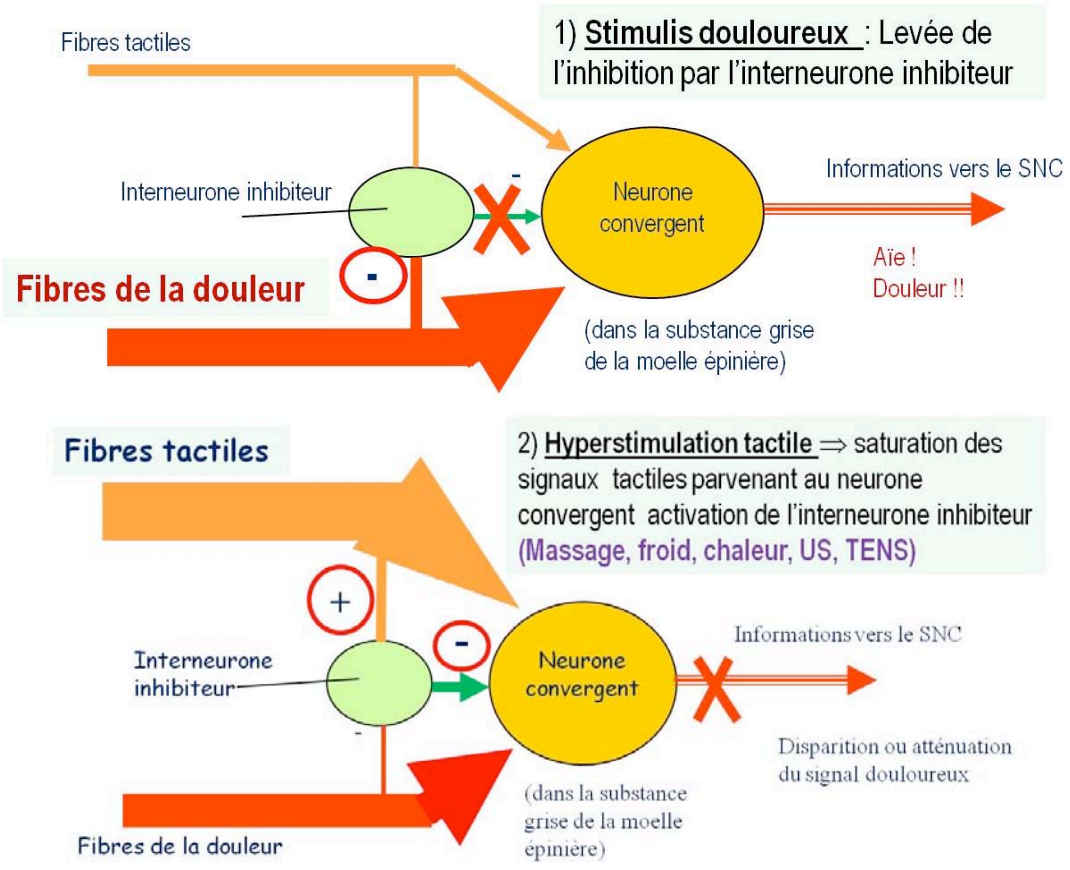


Figure 27 : Mécanisme d'action des TENS selon la théorie du Gate control de Melzack et Wall (1965) d'après S Sawaya 2010

La théorie des mécanismes du « gate control » est utilisée pour expliquer l'action antalgique rapide des TENS à fréquence élevée (Melzack et Wall 1965, Wall et Sweet 1967). Par ailleurs, Campbell et Taub (1973) suggèrent que la stimulation par des TENS à fréquence élevée consiste en un blocage de conduction ou une fatigue des fibres A. Cependant, Janko et Trontelj (1980) et Lee et al. (1985) démontrent que le barrage afférent causé par un stimulus douloureux est intact pendant et après les TENS. De plus, de récentes données (Kalra 2001) démontrent que les récepteurs opioïdes de la moelle épinière sont également activés par les TENS à fréquence élevée (Sluka 2000).

Aucune donnée expérimentale ou clinique n'apporte d'éléments précis concernant la durée d'action des « TENS à fréquence élevée ». Il est admis que cette action est rapide mais de courte durée, « quelques heures ». Il existe de nombreux facteurs qui peuvent influencer cette durée (type et origine de la douleur, sensibilité individuelle des patients, approche émotionnelle de la douleur…). De ce fait on préconise en général une à plusieurs séances de « TENS gate control » par jour.

Les électrodes sont en général placées de part et d'autre de la zone douloureuse, en regard du trajet superficiel du nerf sensitif innervant le dermatome impliqué, ou en position segmentaire (en regard des émergences inter-vertébrales des nerfs responsables de l'innervation du dermatome du site de la lésion)

Ce type de TENS est indiqué essentiellement dans les douleurs aigües à suraigües.

ii. Antalgie par libération d'endorphines : TENS « très basse fréquence » ou « TENS endorphiniques »

Les **endorphines et enképhalines** sont des morphines endogènes, protéines élaborées par le cerveau et présentes dans diverses structures du système nerveux central. Les morphines endogènes sont les neuromédiateurs naturels de l'analgésie (Thiébault 2008). Elles peuvent se fixer sur les récepteurs cellulaires morphiniques de certaines structures cérébrales (thalamus, système limbique, tissu réticulé) en produisant une **action sédative de la douleur comparable à celle de la morphine.**

L'électrostimulation peut provoquer la libération de substances morphinomimétiques endogènes. L'analgésie ainsi obtenue (induite par les TENS basse fréquence, Figure 28) est

abolie par la naloxone, antagoniste de la morphine, alors que l'analgésie induite par les TENS haute fréquence ne l'est pas (Sjolund 1979). De même, le blocage des récepteurs opioïdes de la moelle épinière empêche l'effet anti-hyperalgique des TENS chez des rats souffrant d'inflammation (Sluka 1999).

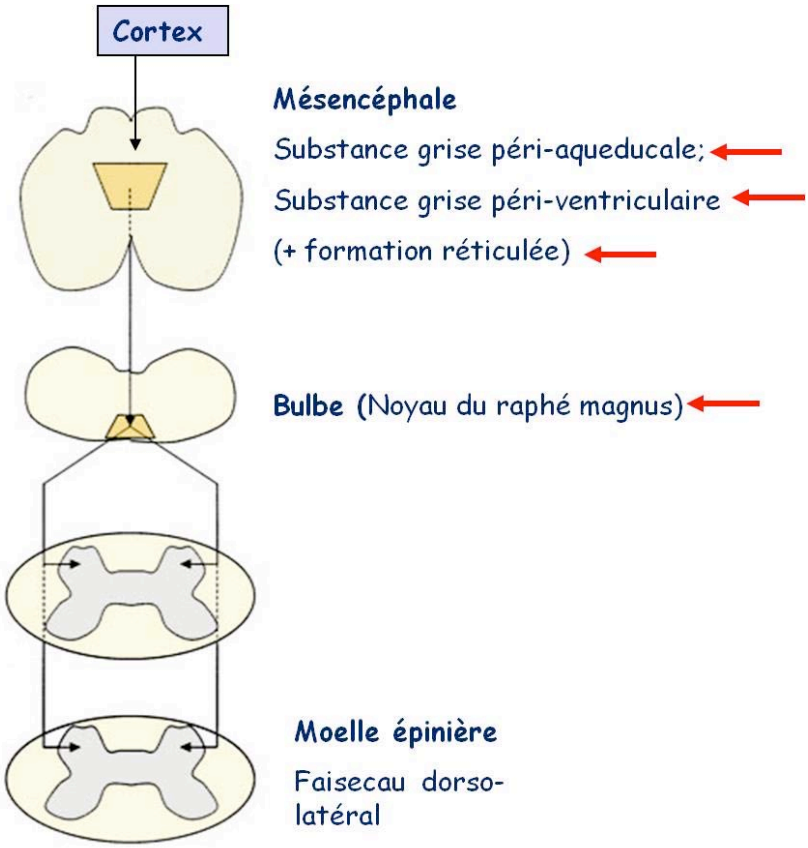


Figure 28 : Inhibition de la transmission du signal douloureux par les TENS (S Sawaya 2010)

La stimulation à fréquence très basse et intensité élevée stimule certains noyaux de la substance grise mésencéphalique et du bulbe , ce qui stimule la libération d'opioïdes endogènes à l'origine d'une sorte d'effet feed-back sur les voies ascendantes, forte inhibant fortement la transmission du signal douloureux vers les centres supra-spinaux

Pour obtenir cette analgésie médiée par les endorphines on utilise :

- une fréquence très basse : comprise entre 2 et 8 Hz – la majorité des protocoles

- une durée d'impulsion égale à la chronaxie du muscle situé sous l'électrode : on utilise le plus souvent des durées d'impulsion entre 150 et 300 microsecondes selon la zone à stimuler.

- une intensité au-dessus du seuil de réponse musculaire et à la limite du seuil douloureux : ceci produit des secousses musculaires rythmées non tétaniques bien individualisées ayant un effet de massage. Chez l'homme ceci produit une sensation désagréable à la limite de la douleur. Chez les animaux, on ne peut pas aller jusqu'au seuil de la douleur, mais **l'intensité sera élevée jusqu'au maximum confortable.**

- pour une durée minimale de 30 minutes.

On a mesuré une augmentation significative de 22 % du taux d'endorphines par rapport au taux basal chez les patients traités avec des TENS (Solomon 1980) ; cette augmentation se prolonge pendant 30 min après l'arrêt du traitement. Les patients tolérant les opioïdes tolèrent également les TENS (Solomon 1980). Les TENS basse fréquence diminuent considérablement moins l'hyperalgie secondaire à la chaleur chez les rats que les TENS haute fréquence (Sluka 1999). Les TENS réduisent le besoin postopératoire d'opioïdes chez les patients n'ayant pas pris d'opioïdes analgésiques en préopératoire (Solomon 1980). L'effet synergique ou additif des TENS et des opioïdes pourrait permettre de réduire la prise d'opioïdes exogènes (ainsi que les effets secondaires y afférant) pour le contrôle de la douleur. L'efficacité analgésique de la morphine est renforcée par l'action combinée des TENS (Sluka 1999 ;Wang 1997) ont trouvé une diminution de la nausée et du prurit associés à la prise de morphine quand celle-ci était associée à des TENS ; ceci a permis la baisse de prise de morphine postopératoire. Ainsi, la compréhension des mécanismes des TENS aide à identifier les catégories de patients à qui il sera bénéfique d'appliquer des TENS et d'optimiser l'efficacité du traitement.

Plusieurs études soutiennent le rôle de trajets inhibiteurs descendants dans l'analgésie créée par les TENS (Fields 1994, Aimone 1986). L'antinociception induite par stimulation électrique est significativement améliorée par l' administration de L-5 hydroxy triptophane (5-HT), un précurseur de la sérotonine. A l'inverse, elle est inhibée par la naloxone et le methysergide qui bloque les récepteurs au 5-HT (Shimizu 1981).

Il semblerait que les TENS à la fois haute et basse fréquence produisent un effet anti-hyperalgique par l'activation de trajets inhibiteurs descendants. Puisque les TENS entraînent une anti-hyperalgie par activation de récepteurs opioïdes du RVM, le blocage de ces récepteurs devrait atténuer significativement l'antihyperalgie due aux TENS (Kalra 2000).

La morphine induit une antinociception en activant à la fois les récepteurs opioïdes spinaux et supra-spinaux (Yeung 1980). De manière similaire, les TENS semblent activer les deux types

de récepteurs précédemment cités, qu'il s'agisse de TENS haute ou basse fréquence (on remarque une synergie de ces récepteurs opioïdes de niveaux différents) (Hurley 1999 ; Kovelowski 1999).

Pour obtenir la **libération d'endorphines**, il est important de disposer **d'électrodes de grande taille** en situation segmentaire para-vertébrale (Crépon 2007). Pour une stimulation plus locale, les électrodes doivent être placées sur des zones musclées , en regard des points moteurs des muscles. Ce type de TENS est également utilisé stimulation des points d'acupuncture.

La durée de l'effet analgésique des TENS endorphiniques n'est pas documentée. On s'accorde à affirmer qu'il est prolongé de plusieurs heures voire de plus de 24 heures.

Ce type de TENS est indiqué dans les douleurs subaigües à chroniques à raison d'une séance par jour à une séance tous les deux jours.

Les TENS endorphiniques sont très bien tolérés par les animaux à condition de sélectionner les paramètres adéquats (en particulier la durée d'impulsion) et de rester dans les limites d'intensités confortables.

iii. Antalgie par hyperstimulation nociceptive

Les stimulations nociceptives activent les contrôles inhibiteurs diffus nociceptifs. Une stimulation nociceptive hétérotypique peut induire l'inhibition des neurones convergents de la moelle, relais des voies nociceptives. Cette inhibition implique la mise en jeu de structures du tronc cérébral, en particulier le noyau du raphé magnus. Ici, la fréquence est de 100 à 150 Hz, la durée d'impulsion est longue (200 à 400 microsecondes) de façon à recruter les fibres nociceptives et l'intensité élevée au maximum supportable par le patient. La séance ne dure que quelques minutes selon la tolérance du patient. Les électrodes sont placées à distance du site de la douleur, en évitant les corps charnus musculaires afin d'éviter des contractions tétanisantes.

Cette modalité n'est pas transposable aux animaux qui ne la tolèrent pas, en particulier le cheval.

iv. Variantes et combinaison des différentes modalités de TENS

L'électrostimulation antalgique combinée consiste essentiellement en l'association de « TENS gate-control » et de « TENS endorphiniques » afin d'accroître l'action antalgique par une **action multi-modale** sur la douleur.

La combinaison des effets de ces deux modalités de TENS peut se faire de différentes manières :

- Par stimulation concomitante avec ds TENS basse fréquence (BF) et des TENS très basse fréquence (TBF) avec deux voies distinctes et indépendantes (certains stimulateurs le permettent) ou avec deux générateurs distincts
- Par wobulation de fréquence : la fréquence balaye de 2 à 80 Hz par exemple l'intensité et la durée d'impulsion variant inversement à la fréquence
- Avec le mode « Burst » qui est proposé dans la majorité des stimulateurs TENS : des paquets d'impulsions à 80 Hz (TENS gate control) surviennent (« to burst ») toutes les 2 secondes (donc à une fréquence de 2 Hz pour un effet « endorphinique »). Ce type de courant est souvent appelé « TENS acupunctural ».
- Par stimulation polyvalente par courants composites à double fréquence (Crépon 2003) : courant composite à double fréquence (60 Hz et 4 Hz) est destiné à produire une stimulation antalgique par inhibition sensitive segmentaire (gate control) et par inhibition sensitive supra-segmentaire (libération d'endorphines) (Crépon 2003).

Ce courant composite est indiqué pour le traitement des douleurs mixtes : douleurs localisées accompagnées de douleurs satellites, syndrome douloureux complexe régional ou algodystrophie. On l'applique alors pendant 30 à 40 min avec deux électrodes de grande surface (100 à 150 cm^2) installées (Crépon 2003) : :

- soit 2 électrodes sous le rachis lombaire,
- soit une électrode sous le rachis et une sur le site de la douleur.

c. Indications et contre-indications des TENS

Les TENS constituent un traitement symptomatique de la douleur aigüe ou chronique. Les courants de basse fréquence ont de plus un effet trophique assez significatif de par leur effet massant profond. Il importe donc, dans la mesure du possible, que le traitement antalgique TENS soit associé à un traitement curatif de l'affection douloureuse.
Les TENS trouvent de nombreuses applications en physiothérapie humaine, telles que le traitement des vessie hyperactives (Malm-Buatsi 2007), les douleurs chroniques du bas du dos (Chou 2007), l' ostéoarthrose du genou (Aiyejusunle 2007) , ou encore les maux de tête (Li 2007) et incontinence fécale neuronale (Holzer 2007).

Les indications majeures (chez l'homme) sont :

- les douleurs de désafférentations
- les douleurs de membre fantôme
- le zona
- la traumatologie sportive
- la rhumatologie

Les contre-indications principales de l'utilisation des TENS sont les suivantes (Rivière 2002):

- éviter l'aire cardiaque, la région cervicale basse (possibilité d'influence sur le sinus carotidien), la région cervicale haute (risque d'effrayer l'animal)
- pacemaker / animaux atteints de cardiopathie
- les phlébites
- les infections
- les inflammations aigües
- les processus tumoraux
- les lésions cutanées
- l'utérus gravide (et femme enceinte) pour une technique endorphinique
- épilepsie (technique endorphinique déconseillée)
- affections psychogènes

II APPROCHE CLINIQUE ET PRATIQUE DES TENS CHEZ LE CHEVAL

A. Choix du matériel

1. Le stimulateur (Sawaya 2011)

Il n'existe pas actuellement sur le marché d'appareils d'électrostimulation spécifiquement dédiés à l'utilisation sur les animaux, dans le sens qu'ils soient dotés de protocoles pré-programmés avec des paramètres spécifiques pour une utilisation chez les carnivores et/ou chez le cheval.

Les appareils à usage humain sont, dans la grande majorité, dotés de plusieurs protocoles de différentes modalités de TENS (pré-programmés). Ils possèdent parfois en plus des plages permettant d'adapter, créer et sauvegarder ses propres protocoles adaptés à chaque patient.

Les appareils destinés à l'usage humain conviennent pour une utilisation vétérinaire sous réserve que les conditions suivantes soient remplies :

- appareil certifié pour un usage médical

- caractéristiques des paramètres de chaque protocole clairement spécifiés afin que l'opérateur puisse apprécier si un protocole pourra être utilisé chez le cheval

- appareil doté au moins des deux principales modalités de courants TENS adaptables chez les animaux : TENS « gate control » à fréquence élevée, TENS « endorphinique » à très basse fréquence ; mais aussi avec la possibilité de combiner les effets de ces deux courants : courants à fréquence wobulée, programme Burst, programme à séquences combinées…

- possibilité d'intervenir, si cela s'avère nécessaire, sur les différents paramètres et tout particulièrement sur la durée d'impulsion, afin d'adapter le protocole à chaque animal ou à chaque région traitée chez le cheval

Enfin, la possibilité de créer et sauvegarder ses propres protocoles serait la bienvenue.

Ainsi, les petits stimulateurs pour ESNM permettant de réaliser aussi bien des traitements antalgiques que de l'électrostimulation musculaire sont des plus pratiques en pratique équine. Ils fonctionnent à courant constant et sur piles ou batteries rechargeables. Ils permettent de réaliser des traitements en plusieurs phases ; prenons l'exemple d'un cheval présentant une douleur et une amyotrophie chroniques du dos. Dans un premier temps la thérapie consistera en un protocole de TENS et dans un second temps en un travail musculaire de tonification et d'amélioration des capacités de résistance à la fatigue. Une alternative thérapeutique viserait à associer courants TENS et courants décontracturants lors de fortes contractures douloureuses.

Ces appareils sont dotés de 2 voies, sont peu onéreux (250-300 euros) et permettent de faire face à plus de 75% des cas où une ESNM constitue une indication chez les animaux. C'est avec un tel type de stimulateur que l'étude présentée dans la 3ème partie de cette thèse a été réalisée (Figure 29). Il existe également des stimulateurs exclusivement dédiés aux courants TENS et peu onéreux (moins de 230 euros).

Figure 29 : Quelques appareils de TENS (cliché C Guerin)

De gauche à droite : le Cefar Rehab 2 Pro ® (Cefar Medical AB, Lund Suède - n'est plus commercialisé), l'EMP2 Pro® (Schwa-Medico ; Rouffach, France) et le Cefar Rehab 2x ® (Remplaçant du Rehab2pro – Cefar Compex, DJO, Mouguerre, France) sont des exemples de petits stimulateurs portables à deux voies, à courant constant, fonctionnant sur piles, permettant de délivrer des courants TENS et des courants d'EMS. Des plages sont réservées à la création de protocoles. Le Cefar Physio 5 (Cefar-Compex, DJO, Mouguerre, France) est un appareil de plus haut de gamme à 4 voies, aux protocoles beaucoup plus nombreux et qui délivre également des courants pour la thérapie des dénervations ainsi que pour l'ionophorèse.

Les TENS avec des courants de Moyenne Fréquence modulée en Basse Fréquence, seraient particulièrement intéressants chez le cheval pour un traitement en profondeur en particulier dans les régions proximales dotées d'énormes masses musculaires (épaules/rachis/bassin).

Bien que les nouvelles générations d'appareils soient de plus en plus compactes, les stimulateurs dotés de tels courants sont plus volumineux, moins adaptés à une pratique itinérante en équine (poussière, fils qui traînent, manque de salles de soins adéquates dans les écuries) et nettement plus onéreux (2500-3500 euros, voire plus). La production d'un courant de moyenne fréquence de bonne qualité et la réalisation d'une interférence de bonne qualité avant sa sortie, nécessite une très bonne stabilité des courants en voltage constant, donc un branchement sur secteur ou des batteries de très bonne qualité.

2. Les électrodes

Une composante importante du système TENS est l'électrode cutanée. Le placement correct d'une part, et le meilleur contact possible entre les électrodes et la peau d'autre part sont les gages premiers d'efficacité d'un traitement TENS.

a. Types d'électrodes utilisables chez le cheval

Deux types d'électrodes sont utilisables pour l'ESNM chez le cheval (Sawaya 2011):

- Les électrodes autocollantes : il en existe de différentes tailles sur le marché, rondes (32 mm et 50 mm de diamètre), carrées (50 x 50 mm) ou rectangulaires (50 x 90 mm ou 50 x 100 mm). Elles sont composées soit de carbone, soit d'une toile de polymère fine et flexible (Figure 30), avec un microtissage de fil de métal conducteur. Le matériau adhésif est hypoallergénique et conducteur. Elles sont très bien adaptées à l'usage sur la peau humaine glabre et les fabricants déclarent une durée de vie de 15 à 40 traitements selon le modèle. Ce sont des électrodes à « patient unique ».

Chez les animaux, et encore plus particulièrement chez le cheval, les propriétés adhésives ont tendance à se perdre très rapidement (en 2 ou 3 traitements) même sur une peau tondue et dégraissée au préalable à l'alcool. Leur utilisation sur une peau non tondue est illusoire, même si on rajoute du gel conducteur. Le poil forme une couche isolante, empêchant le bon passage du courant, ou forme des petites poches d'air non conductrices avec un passage du courant qui n'est plus uniforme sur toute la surface de l'électrode. Ceci augmente l'impédance de la peau,

obligeant à augmenter l'intensité du courant, rendant la séance inconfortable, voire non tolérée par le cheval.

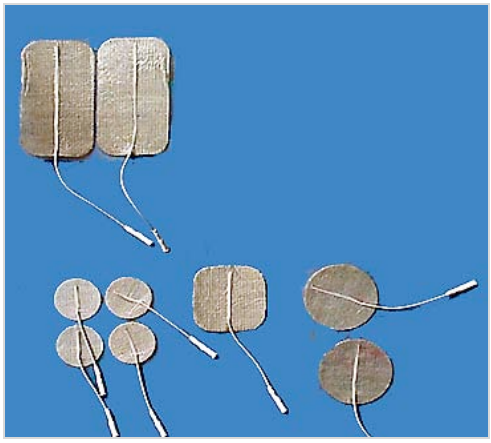
- 

Figure 30 : Electrodes autocolantes en polymère (S Sawaya - Campus vétérinaire de Lyon)

- **Des électrodes en silicone ou en élastomère vendues au mètre** : on peut y découper les électrodes adaptées à la taille de la zone à traiter. En particulier, de grandes électrodes de 8 x 8 cm ou de 10 x 10cm nécessaires à la réalisation efficace des TENS endorphiniques sur le dos ou la région lombo-sacro-iliaque du cheval. En effet, ces dimensions ne sont pas disponibles sur le marché avec les électrodes autocollantes. Elles permettent également de découper de grandes électrodes à double entrée pour travailler avec deux voies et limiter le nombre d'électrodes à utiliser (Figure 31).

L'utilisation de ces électrodes nécessite l'application d'un gel conducteur et de les fixer avec du ruban adhésif (Figure 32) ou de les maintenir par des sangles en particulier lors d'un traitement au niveau des rayons libres des membres. Si pour un traitement du dos et de la région lombo-sacro-iliaque, le gel conducteur permet une bonne adhérence limitant leur glissement sur ces surfaces à peu près « horizontales », il en est pas de même sur les surfaces verticales des rayons proximaux des membres (épaule, cuisse) où elles ont tendance à glisser même quand elles sont maintenues par un très bon adhésif.

Outre la possibilité d'y découper des électrodes de différentes tailles, elles ont l'avantage d'avoir de très bonnes qualités conductrices d'une part, et d'être beaucoup plus rentables que les électrodes autocollantes, car elles sont lavables et ré-utilisables presque indéfiniment.

Figure 31: Electrodes en élastomère vendues au mètre (S Sawaya - Campus vétérinaire de Lyon)

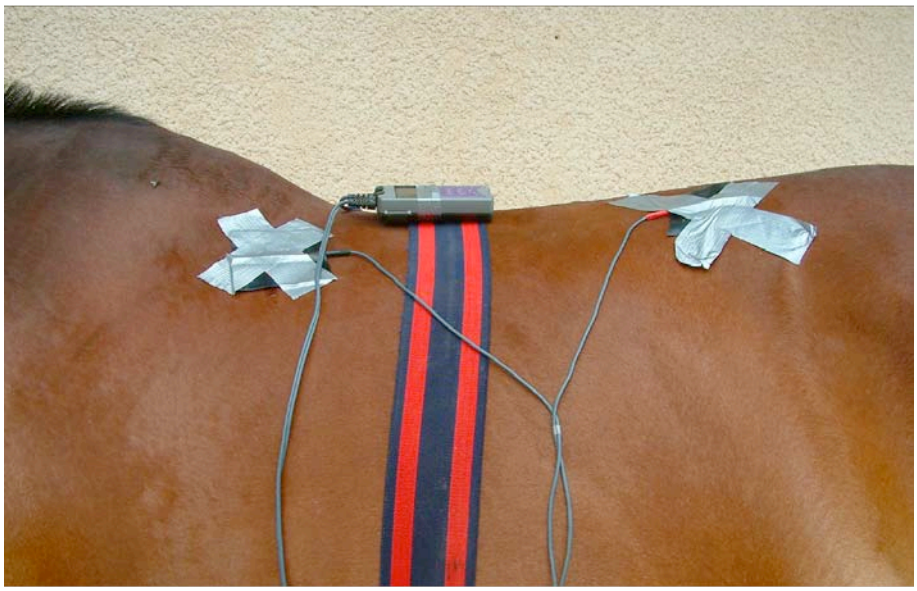


Figure 32 : Fixation des électrodes sur le cheval (cliché C Guerin)

La tonte n'est pas toujours acceptée par les propriétaires des chevaux de sport et de loisir surtout au niveau du rachis et des régions proximales des membres :

- sur les zones non tondues, il convient d'utiliser les électrodes non auto-collantes maintenues par des rubans adhésifs ou des sangles velcro (Figure 32). Un gel conducteur hypoallergénique et de bonne qualité , doit être placé entre l'électrode et la peau, en veillant à bien le faire rentrer à rebrousse poil et ne pas déborder trop des limites des électrodes.

- sur les zones tondues, en particulier sur les surfaces verticales (épaule, bras, cuisse) il sera plus pratique d'utiliser des électrodes autocollantes (Figure 30).

b. Influence du type d'électrodes

Les appareils TENS possèdent des différences de conduction. Une impédance variable de 1000 à 7800 USI selon le type d'électrode est observée. La variation d'impédance pouvant affecter le stimulus appliqué sur la peau, la question se pose de savoir si le choix des électrodes peut influer sur l'efficacité clinique des TENS (Nolan 1991).

La possibilité d'utiliser différents types d'électrodes avec un même appareil TENS peut laisser supposer que l'efficacité thérapeutique des TENS peut être influencée par le choix des électrodes. Nolan et al (1991) ont étudié en quoi les électrodes diffèrent et en particulier en quoi le type d'électrodes influence l'impulsion électrique délivrée à la peau. Bien que des études de ce type aient été réalisées pour les électrodes d'électrocardiographie et d'électroencéphalographie, aucune ne s'était auparavant intéressée aux électrodes d'ESNM. Ainsi les chercheurs durent d'abord se renseigner sur les différences potentielles entre les différents types d'électrodes TENS commercialisées à partir de calculs d'impédance sur un modèle humain. La capacité à distinguer les électrodes selon leur propriété conductrice permettrait de sélectionner des électrodes appropriées pour des études s'intéressant à l'efficacité clinique des TENS.

Les résultats de cette étude suggèrent que les électrodes TENS sont différentes en termes de propriétés conductrices. On ne s'intéresse pas à savoir s'il y a de mauvaises, bonnes ou meilleures électrodes. La capacité à faire des jugements de la sorte nécessiterait une définition précise de ces termes et des stratégies expérimentales spécifiques.

La signification clinique des différences de conduction rapportées dans cette étude reste non évidente. Il semblerait néanmoins que les électrodes de type élastomère ou carbone aient une impédance moindre que celles autocollantes, donc nécessitent une moindre énergie de stimulation ce qui est important pour la qualité et le confort du traitement.

Les effets induits par les électrodes sembleraient être faibles avec les appareils TENS délivrant un courant constant continu, mais plus prononcés avec ceux moins constants, et signifiants si le voltage varie. Le type d'électrodes et le moyen de conduction semblent donc être des variables potentiellement importantes dans les études mettant en jeu des TENS. Cela pourrait aussi expliquer les données parfois contradictoires d'études utilisant des paramètres trop variés.

B. Réalisation pratique des TENS chez le cheval

1. Le placement des électrodes (Sawaya, 2011 ; Crépon et al 2007, Méallier, 2005)

Quand deux électrodes sont placées longitudinalement, la distance entre les deux doit être égale au moins à la largeur des électrodes.

a. Cas du traitement avec des TENS de type gate control

Il s'agit de TENS conventionnels, à fréquence élevée. On utilise dans ce cas classiquement des électrodes de taille moyenne (5 x 5 cm, 5 x 9 cm, 50 mm de diamètre) ou plus petites selon la taille de la zone à traiter. Les électrodes peuvent être placées :

- **de part et d'autre de la lésion** : longitudinalement sur l'encolure, le rachis (Figure 35), les régions proximales des membres ; transversalement (de part et d'autre) sur les articulations distales des membres (métacarpo et matatarso-phalangiennes, carpe, jarret, grasset) ou sur la région du tendon (métacarpienne palmaire, métatarsienne plantaire) (Figure 36).
- **en position segmentaire** : en regard des émergences intervertébrales des nerfs rachidiens responsables de l'innervation sensitive de la région douloureuse. Dans ce cas le placement

sera longitudinal. Des études sur le rat ont montré qu'une stimulation du côté contro-latéral à la lésion est tout aussi efficace qu'une stimulation ipsi-latérale (Somers 2003).

- en position mixte : une électrode en position segmentaire, l'autre en regard du site douloureux. Idéalement on recommande de positionner en segmentaire une électrode négative (fiche noire) plus grande que l'électrode positive (fiche rouge) qui sera placée sur le site douloureux.

- en regard des points d'acupuncture : dans ce cas on choisira de petites électrodes (32 mm de diamètre ou 4 x 4 mm) en regard des points d'acupuncture locaux ou régionaux que l'on désire traiter (Figures 37 et 38).

b. Cas du traitement avec des TENS endorphiniques

Les TENS utilisés ici sont de très basse fréquence. Puisqu'il s'agit d'une stimulation au-dessus du seuil de contraction musculaire, avec apparition de secousses rythmiques spécifiques à ce type de courant de très basse fréquence, **il est important qu'au moins une des électrodes soit placée en regard du point moteur d'un muscle ou d'un groupe de muscle.**

Afin d'avoir une libération d'endorphines en quantité mesurable, il semble nécessaire que la **taille des électrodes soit grande** (Crépon et al 2007). Pour des TENS au niveau du rachis thoraco-lombaire, des électrodes de 8 x 8 cm à 10 x 10 cm sont nécessaires. Pour des zones plus petites (membres) des électrodes moyennes (5 x 5 cm, 5 x 10cm, ou plus larges découpées dans un ruban d'élastomère) conviennent.

En respectant ces deux conditions, on retrouve les mêmes types de placement des électrodes que ceux décrit plus haut pour les TENS gate-control. Bien évidemment, dans le cas des sites dépourvus de corps musculaires (régions distales des membres : articulations des boulets, paturon, carpe, tarse, zones des tendons) on ne peut pas faire de stimulation endorphinique locale qui risque d'être très vite non tolérée par le cheval. On optera plutôt pour une stimulation segmentaire, mixte ou acupuncturale.

Lors d'un traitement TENS vertébral, il est recommandé de traiter les côtés droit et gauche, avec une voie pour chaque côté (disposition longitudinale), même si le cheval ne souffre que d'un seul côté. La stimulation transversale (une électrode à droite et une électrode à gauche)

n’est pas très confortable pour les animaux. Le traitement segmentaire suppose de bien connaître la distribution sensitive et motrice des nerfs rachidiens, en particulier leur dermatome.

Certaines études ont montré l’influence du placement des électrodes sur l’efficacité du traitement TENS (Aarskog 2007). Une étude réalisée en 2003 évalue l’influence de la fréquence et de la position des électrodes dans la prévention de l’allodynie induite par lésion expérimentale du nerf sciatique chez des rats. Elle montre que les TENS appliqués du côté contro-latéral à une blessure réduisent le développement de l’allodynie. De plus il semblerait que le traitement controlatéral au site de lésion nerveuse soit plus efficace que le traitement ipsilatéral (Somers 2003).

2. Réglage des paramètres

a. La fréquence

Nous avons vu précédemment que la fréquence conditionne le type de traitement :

- TBF (2-4 Hz) pour les TENS « endorphiniques » indiqués dans le traitement des douleurs chroniques.

- FE (50-150 Hz avec comme fréquence classique : 80 Hz) pour une stimulation tactile intense par des TENS « gate control » dans le cas des douleurs aigües et suraigües.

- Fréquences mixtes : par **wobulation,** avec le mode **Burst,** avec des fréquences séquentielles (alternance de séquences à 2 Hz, avec des séquences à 80 Hz) ou encore par alternances de ces deux modalités de façon aléatoire. Ces fréquences mixtes sont indiquées pour le traitement des douleurs subaigües à chroniques, lorsqu’on recherche une action synergique multimodale, et pour lutter contre l’accoutumance au traitement dans les douleurs anciennes.

Ces aspects établis chez l’homme restent valables chez le cheval.

L’étude de Somers (2003) évoquée plus haut, sur le modèle d’allodynie par lésions expérimentales thermique et mécanique du nerf sciatique chez le rat, montre l’influence du

choix de la fréquence : une réduction conséquente de l'allodynie nécessite la combinaison des deux modalités de TENS. Une intervention précoce avec des TENS de très basse fréquence et des TENS à fréquence élevée permet de réduire respectivement le développement de l'allodynie mécanique et de l' allodynie thermique. L'étude permet de suspecter que ce qui a été observé chez les rats est aussi valable chez les humains traités avec des TENS quotidiens suite à une lésion nerveuse. L'effet différent des deux modalités de TENS sur l'allodynie respectivement mécanique et thermique suggère que la combinaison des deux stratégies de traitement est sans doute nécessaire pour réduire de façon significative l'allodynie chez les humains développant un CPSII (Chronic Pain Syndrome II : syndrome de douleur chronique de type II). Enfin il est important de noter l'utilisation précoce de cette technique dans la lutte contre l' allodynie dans les CPSII, les modalités de traitement devant ensuite être modifiées afin d'optimiser l'efficacité du traitement TENS (Jorge 2006).

b. La durée de l'impulsion

Le choix de la durée de l'impulsion doit être adapté au cheval et à chaque région traitée. **C'est assurément ce paramètre qui marque la principale différence entre l'homme et les animaux et permet d'adapter spécifiquement les courants d'ESNM aux animaux.**

- Pour ajuster au mieux la durée d'impulsion lors d'un traitement TENS gate control, il est nécessaire de connaître les chronaxies sensitives des différents nerfs du cheval. Ces données sont inexistantes à notre connaissance. Par contre en se basant sur les mesures des chronaxies motrices chez le cheval (Méallier 2005), il est possible d'en déduire des valeurs approximatives pour la stimulation par des TENS gate control .

En effet, les chronaxies motrices chez le cheval se situent en moyenne entre 0,1 ms et 0,2 ms (Méallier 2005, Sawaya et Méallier 2005) . Elles sont significativement inférieures à celles de l'homme (0,15 et 0,7 ms) pour les muscles du dos, les muscles fémoraux caudaux, et les muscles distaux des membres (jambiers et avant-bras) (Méallier 2005, Sawaya et al. 2009).

Or nous avons vu avec le diagramme de Howson (Howson DC 1978), que les fibres tactiles ont un seuil de stimulation plus bas que les motoneurones.

Donc les chronaxies sensitives chez le cheval sont inférieures ou égales à 0,2 ms.

Il semble ainsi cohérent, lorsqu'on veut réaliser un traitement TENS gate control chez le cheval, d'utiliser un protocole pour humain à condition que la valeur d'impulsion choisie soit ≤ 0,2 ms (200 microsecondes). Des valeurs comprises entre 0,15 et 0,2 ms donnent de très bons résultats (Figure 33).

Région	Durée d'impulsion pour des tens
Cervicale basse - Epaule, Rachis thoracique crânial;	150 à 200 microsecondes
Thoraco-lombaire ; Lombaire; Sacro-iliaques	150 microsecondes
Territoires innervés par le sciatique	100-150 microsecondes
Parties distales du membre thoracique et pelvien (carpe, jarret)	150 microsecondes

Figure 33 : Valeurs d'impulsions proposées pour des TENS gate control chez le cheval (Sawaya 2008)

- Pour un traitement avec un courant de type TENS « endorphinique », on recherche une contraction rythmique des muscles, donc une stimulation à minima des motoneurones. Dans ce cas la durée d'impulsion optimale devra être égale à la chronaxie musculaire des muscles stimulés (Figure 34).

Région	Durée d'impulsion pour des tens
Cervicale basse	150 microsecondes
Epaule	120 - 150 microsecondes
Bras (triceps)	180 microsecondes
Région antébrachiale caudale	150 microsecondes
Région antébrachiale caudale	220 microsecondes
Région thoracique crâniale	200 microsecondes
Régions thoraco-lombaire, lombaire et lombo-sacrale	150 microsecondes
Fessiers, régions fémorale crâniale et caudale	150 microsecondes
Région jambière crâniale	150 microsecondes
Région jambière caudale	200 microsecondes

Figure 34 : Valeurs d'impulsions proposées pour les TENS endorphiniques chez le cheval (Sawaya 2011) Valeurs d'impulsions proposées à partir des résultats de Méallier (2005) sur les mesures des chronaxies motrices chez le cheval)

- Dans le cas d'une stimulation mixte, il convient de choisir la durée d'impulsion la moins élevée.

c. L'intensité

Le bon réglage de l'intensité au cours du traitement influe sur l'efficacité des TENS. Une stimulation intense mais confortable (non douloureuse) permet d'augmenter le seuil de douleur mécanique du côté ipsilatéral de l'application sur les bras (Aarskog 2007). En revanche le seuil de douleur mécanique n'augmente pas en cas de stimulation TENS trop intense, ressentie non confortable, ni quand l'intensité est trop faible. Par ailleurs, les TENS seraient inefficaces si les électrodes sont placées du côté contro-latéral de la zone sensible et/ou trop loin de celle-ci (Aarskog 2007).

Quel que soit le mode stimulation, il faut garder en vue que chez le cheval, l'intensité optimale sera toujours celle qui sera la maximale confortable.

i. Dans le cas des TENS gate control

L'intensité doit être suffisante pour provoquer une stimulation tactile tout en restant juste sous le seuil de stimulation musculaire. Chez l'homme, le patient guide le thérapeute jusqu'à la perception d'un fourmillement à la limite du léger picotement confortable.

Chez les animaux, cela n'est évidemment pas possible. Deux possibilités se présentent :

- **Cas où les électrodes sont placées dans une zone en regard de corps charnus musculaires** : on élève alors très progressivement l'intensité jusqu'à l'apparition d'une contraction musculaire. A ce moment, on diminue l'intensité (en général les appareils le permettent de 0,5 en 0,5 mA) jusqu'à la disparition de la contraction (« **juste sous le seuil »** de la stimulation musculaire)

- **Cas où les électrodes sont placées dans une zone où il n'y pas de corps charnus musculaires :** il faut alors monter très progressivement l'intensité tout en guettant très attentivement les réactions du cheval. Il va de soi que les séances de TENS, comme toute séance de soins en physiothérapie, doivent se dérouler au calme, loin du bruit et des allées et

venues des chevaux et cavaliers du centre hippique, idéalement dans une salle dédiée aux soins. Dès que le cheval perçoit le courant il manifeste de petits signes : il se fige, dresse les oreilles, regarde vers la zone sollicitée, etc. Il faut alors augmenter, toujours très progressivement l'intensité de 1 à 2 mA. Si le cheval montre des signes d'inconfort, diminuer à nouveau jusqu'à la disparition de la gêne.

ii. Dans le cas des TENS endorphiniques

L'intensité doit être augmentée progressivement jusqu'à l'apparition de contractions musculaires rythmiques. Il faut alors attendre quelques secondes que le cheval s'habitue à cette stimulation et vérifier qu'il ne montre aucun signe d'inconfort. Puis il faut augmenter à nouveau progressivement et ce par paliers, jusqu'à l'intensité maximale confortable.

Dans les deux types de TENS, il convient de vérifier après une dizaine de minutes, et si nécessaire ré-ajuster l'intensité en l'augmentant (souvent avec les TENS endorphiniques, par habituation au courant) ou diminuant (souvent avec les TENS gate control, car sous l'action de la stimulation intense à fréquence élevée, la perméabilité de la peau au courant augmente, sa résistance diminue et il peut alors ré-apparaître une contraction musculaire).

Figures 35 à 38 : Positionnement des électrodes selon le type de stimulation

Figure 35 : Disposition longitudinale des électrodes (S. Sawaya – Campus Vétérinaire de Lyon). Traitement de douleurs thoraco-lombaires - Les points moteurs du muscle Erector spiane le long du pont vertebral correspondent aussi aux points d'acupuncture situés le long de la branche interne du méridien Vessie.

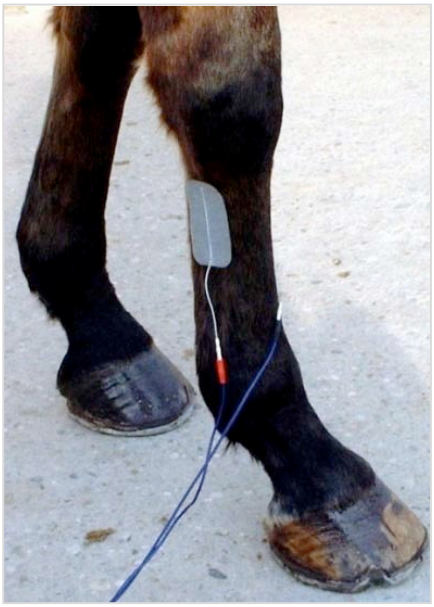


Figure 36 : Disposition transversale, de part et d'autre des tendons (S. Sawaya – Campus Vétérinaire de Lyon). Traitement de douleurs tendineuses ou de douleurs des articulations distales (dont celle du pied) par stimulation (TENS gate control) des nerfs digitaux palmaires médial et latéral qui se situent juste sous les électrodes.

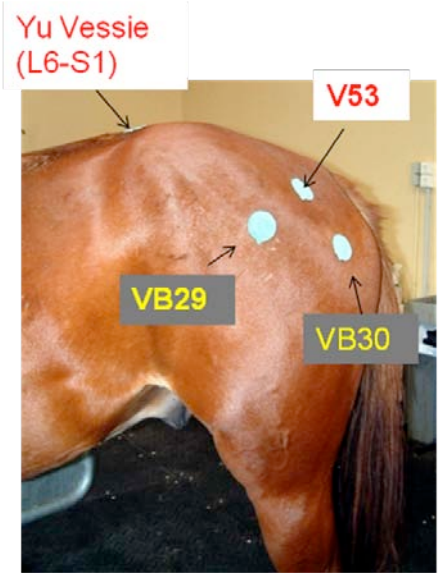


Figure 37 : Exemple de stimulation des points d'acupuncture pour des douleurs ou affections de la hanche (S Sawaya – Campus vétérinaire de Lyon) . Une voie est branchée aux points du Vi L6 et V53 du méridien vessie qui suit à ce niveau le trajet du nerf sciatique. Une seconde voie est branchée aux points du méridien de la Vesicule Biliaire VB29 et VB30 qui sont des points locaux situés respectivement juste en avant et juste en arrière de l'articulation coxo-fémorale. Les points VB29, V53, VB30 formant le « triangle de la hanche ».

Figure 38 : Exemple de points traités lors de douleurs thoraco-lombaires associées à des dysfonctionnements ovariens (S Sawaya – Campus vétérinaire de Lyon). Point V22 de la branche interne du méridien Vessie (en regard de l'espace intervértébral L1-L2) et point VB 25 du méridien de la vésicule biliaire qui est un point alarme de la fonction Rein.

C. Efficacité clinique

Les rapports ou publications évaluant de façon objective l'efficacité des TENS chez les animaux domestiques sont extrêmement rares, et pour ainsi dire quasi inexistants en ce qui concerne le cheval. Nos principales références en termes d'efficacité clinique restent celles publiées chez l'homme, ainsi que les études d'efficacité chez l'animal de laboratoire.

1. Chez l'Homme

Les procédures TENS ont fait l'objet de travaux de validation scientifique récents, notamment en double aveugle. Blaford (1990) et Fahrer (1991) en ont fait de belles synthèses. La plupart de ces travaux démontrent une supériorité des TENS par rapport au placebo dans les lombalgies, selon les synthèses effectuées par Koes (1991) et Fahrer (1991). On a pu proposer les TENS pour le traitement des douleurs lombaires du dernier trimestre de la grossesse (Hill 1990) mais il s'agit d'un cas isolé

Les TENS ont montré leur efficacité dans la sédation des douleurs post opératoires (Blasford 1990), des douleurs scapulaires des hémiplégiques (Leandri 1990, Faghri 1994), des épicondylalgies (Johannsen 1993). L'efficacité des TENS paraît comparable à celle des ultrasons dans les périarthrites (Herrera-Lasso 1993).

Divers auteurs ont montré l' efficacité des TENS chez le polyarthritique (Mannheimer 1979, Sotoskyy 1991), mais compte-tenu de la multiplicité des sites douloureux présents chez la plupart des patients, leur utilisation pratique est limitée. L'efficacité des TENS est potentialisée chez le lombalgique par l'association à une stimulation motrice (Moore 1997).

2. Chez les animaux

a. Chez l'animal de laboratoire

De nombreuses études sur l'efficacité des TENS se basent sur l'administration par voie sous-cutanée de carraghénane chez des rats. En effet, l'inflammation induite par le carraghénane est aigüe, non immunogène et hautement reproductible. Les signes cliniques cardinaux

d'inflammation sont l'œdème, l'hyperalgésie et l'érythème qui se développent immédiatement après l'injection sous-cutanée de carrhagénane (Morris 2003).

Jorge et al (2006) ont montré que les TENS appliqués avec une fréquence élevée (130 Hertz) induisent une inhibition transitoire de l'hyperalgie induite par le carraghénane chez les rats. A l'inverse, les TENS appliqués à très basse fréquence (10 Hertz) induisent une inhibition prolongée (médiée par les opioïdes) de l'hyperalgie inflammatoire (Resende 2004). En revanche, aucune des deux modalités de TENS n'a permis de réduire l'œdème induit par le carraghénane chez les rats (Sluka 1998).

b. Chez le chien

Johnston et al (2002) ont exploré l'effet d'une séance de TENS à fréquence élevée (70 Hz) sur la douleur liée à l'arthrose du grasset chez 5 chiens ayant préalablement subi une section expérimentale du ligament croisé crânial suivie d'une stabilisation du genou. Une analyse de la marche au moyen d'un plateau de force a été réalisée avant chirurgie, puis avant le traitement TENS puis toutes les 30 minutes post stimulation pendant 4h, puis 24h après. Suite à une période de repos de quatre jours, les cinq chiens testés ont été réévalués et quatre d'entre eux ont subi une séance supplémentaire de TENS selon le même protocole que la première.

Un test ANOVA à deux facteurs (temps et traitement) a permis de comparer les données obtenues et montre une différence significative entre les données pré-traitement TENS et une demi heure après la séance (t test avec p=0,018).

Une amélioration significative de la mise en charge du membre traité a été observée à 30, 60, 120, 150 et 180 minutes après traitement. Le maximum d'amélioration survient juste après la séance. Chacun des chiens ayant bénéficié d'une seconde séance de TENS a montré une augmentation de la mise en charge du membre traité.

Très étudiés en médecine humaine, les TENS se frayent progressivement un chemin en médecine vétérinaire parmi les techniques de rééducation fonctionnelle et de gestion de la douleur de l'appareil musculo-squelettique. Néanmoins, à ce jour, aucune étude ne s'est attachée à évaluer objectivement leur efficacité en pratique équine.

III EVALUATION DES COURANTS TENS DE TRES BASSE FREQUENCE (2Hz) PAR ALGOMETRIE ET MESURE DU SEUIL DE REPONSE MUSCULAIRE CHEZ LE CHEVAL

A . Objectifs

Cette étude a été réalisée dans le cadre de l'Unité de Physiothérapie-Rééducation-Ostéopathie du Campus Vétérinaire de Lyon (Dr S. Sawaya). Elle s'intègre aux diverses études cliniques et expérimentales évaluant les diverses techniques de physiothérapie et leur adaptation aux animaux domestiques.

Son objectif est :

→ D'évaluer de façon quantitative l'efficacité d'un courant antalgique TENS de très basse fréquence appliqué au rachis thoraco-lombaire chez le cheval

→ Après un traitement d'une séance, puis après un traitement de 5 séances, en comparaison avec un groupe témoin/placebo

→ Par mesure des seuils de sensibilité à la pression (SSP) de points caractéristiques situés le long du rachis thoraco-lombaire d'une part, et par mesure du seuil de réponse musculaire à la stimulation électrique (SRM), avant et après traitement

→ Au cours d'un suivi sur 2 semaines après le traitement

→ Et ceci dans les conditions les plus proches possibles de la « pratique de terrain » de la physiothérapie équine.

La partie expérimentale de cette étude a été réalisée entre les mois de mars et décembre 2010.

B. Matériel et méthode

1. Les chevaux

21 chevaux de cavaliers de clubs hippiques, âgés de 5 à 21 ans (âge moyen : 10 ± 4 ans), de races diverses, et pratiquant une activité sportive régulière ont participé à l'étude (Voir caractéristiques dans le tableau 2).

Ils ont été recrutés :

-par l'intermédiaire d'un e-mail, envoyé via le réseau internet du Campus Vétérinaire de Lyon ;

-par prise de contact individuelle ;

-par bouche-à –oreille.

Les critères de sélection étaient les suivants :

- disponibilité des chevaux et de leurs propriétaires pour la réalisation des suivis ;

- hébergement dans des écuries dans un rayon maximal de 15 km autour du Campus Vétérinaire de Lyon.

- chevaux en bonne santé, travaillés et montés régulièrement, n'étant pas au repos pour une affection particulière.

- chevaux n'étant sous aucun traitement susceptible d'interférer sur les mesures des seuils de douleur et de réponse musculaire (anti-inflammatoires non stéroïdiens, corticoïdes, compléments alimentaires à base de phytothérapie etc.)

- Aucune sélection préalable n'a été réalisée concernant l'éventuelle présence de dorsalgie. Certains chevaux présentaient une hypersensibilité dorsale chronique et étaient considérés comme « dorsalgiques », d'autres de façon intermittente ou ponctuelle, et enfin, certains ont montré au cours de l'examen clinique des zones de sensibilité augmentée.

Cheval	Race	Discipline	F (travail)	Compétition	Niveau
Najma	Arabe	CCE	6j/7	Oui	Amateur 2
Quartz	Selle Français	CSO	5j/7	Oui	Amateur 1
Quiz	Trotteur Français	CSO	6j/7	Oui	Amateur 1
Cassiopeia	Zangersheid	CSO	7j/7	Non	Amateur 1
Kourros	Pur-Sang	CCE	6j/7	Oui	Amateur 4
Harmonie	Selle Français	CSO	5j/7	Oui	Amateur 1-Pro
Doudoune	Selle Français	Loisir	4j/7	Non	

Royal	Trotteur Français	Loisir	4j/7	Non	
Jivaro	Poney	Loisir	4j/7	Non	
Muse	Selle français	CSO	7j/7	Oui	Amateur 2
Outlaw	Selle Français	CSO	7j/7	Oui	Amateur 1-Pro
Orcillo	Selle français	CSO	4j/7	Oui	Amateur 2
Nigloo	Anglo-arabe	Loisir	Repos	Non	
Verdi	Selle Français	Dressage	7j/7	Oui	Pro
Feu Follet	Cheval de selle	CSO/Dress	7j/7	Oui	Amateur 2
Pylou	Trotteur Français	Loisir	3-4j/7	Non	
Nattergal	Arabe	CCE	5-6j/7	Oui	Club
Qualypso	Haflinger	Loisir	3j/7	Non	
Holly	Hannovrienne	Dressage	5j/7	Oui	Amateur 1
Serena	Trakhener-Oldebg	Dressage	6j/7	Oui	Pro (classique)
Kirlyss	Selle Français	CSO/Dress	5j/7	Oui	Amateur 1-Pro

Tableau 2 : Caractéristiques des chevaux recrutés dans l'étude

2. Matériel d'électrostimulation

a. Stimulateur

Le stimulateur utilisé dans cette étude est un petit stimulateur portable à deux voies et fonctionnant sur piles : le Cefar Rehab 2pro ® *(Cefar Medical AB - Lund, Suède)* appartenant à l'Unité de Physiothérapie-Rééducation-Ostéopathie du Campus Vétérinaire de Lyon. C'est un appareil fonctionnant sur batterie à courant constant, et délivrant des courants de type

rectangulaire, alternatifs, bidirectionnels à moyenne nulle. Il est doté de plusieurs protocoles pré-programmés pour l'électrostimulation (5 protocoles de courants antalgiques TENS, et 23 protocoles pour l'électromyostimulation), et de 6 plages permettant de créer ses propres programmes.

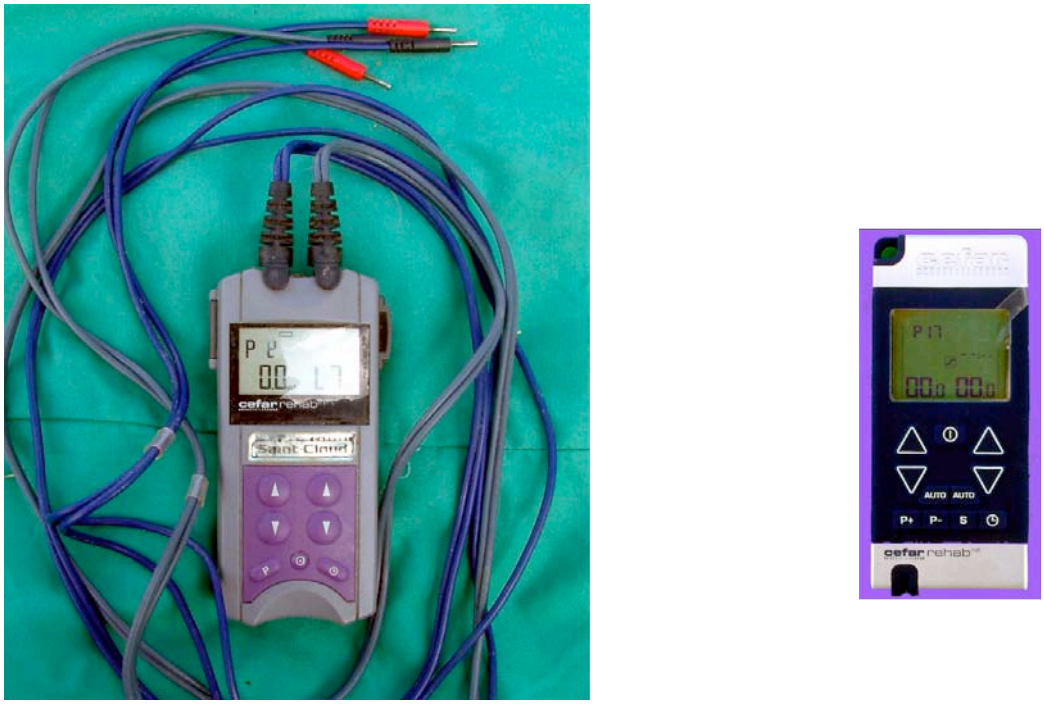


Figure 39 : Appareil Cefar Rehab 2 à gauche modèle utilisé pour l'étude ; à droite nouveau modèle (S Sawaya)

b. Electrodes

Des électrodes de 8 x 8 cm ont été découpées dans un ruban « d'électrodes au mètre » en élastomère *(Electronique du Mazet SAS – 43520 Le Mazet Saint-Voy, France)***.** Le choix de ce type d'électrodes a été imposé par les faits suivants :

- la nécessité d'utiliser des électrodes de très grande taille dans le cas des TENS de très basse fréquence pour espérer obtenir une libération d'endorphines (Crépon 2009). Seules les électrodes vendues au mètre permettent d'obtenir de telles électrodes en rapport avec la largeur du dos du cheval. Avec un gel de contact (gel d'échographie) ces électrodes tiennent très bien sans glisser sur le dos du cheval.

- il n'existe pas sur le marché d'électrodes autocollantes de grande taille. Il n'existe pas de marché d'électrodes spécifiquement destinées aux animaux. Les chevaux n'étant pas complètement tondus, le pouvoir autocollant et conducteur de ces électrodes est pratiquement nul.

- une étude comparative portant sur différents types d'électrodes a montré une meilleure conductivité avec une moindre résistivité des électrodes en élastomère (Nolan 1991).

3. Matériel de mesure

a. Mesure du seuil de sensibilité à la pression : algomètre

i. Présentation

Le seuil de sensibilité à la pression a été déterminé au moyen d'un algomètre fourni par la société Electro-Medical-System *(EMS – Nyons, Suisse)*, le Dolormeter ® (Figure 43). Cet appareil a été initialement conçu par EMS pour mesurer de manière fiable le seuil de la douleur à la pression (Fischer 1987), dans les études sur le traitement des tendinites, épicondylites et fascites plantaires avant et après applications d'ondes de chocs extra-corporelles radiales chez l'homme. Son principe est simple : il se présente sous la forme d'une tige cylindrique en inox dont une extrémité, associée à un ressort, est mobile dans un manchon, et l'autre extrémité, libre, présente une surface de 1cm^2. La tige est graduée de 1 à 5, avec des démarcations marquant des demi-graduations (1,5 ; 2,5 ; 3,5 ; 4,5).

L'algomètre permet d'appliquer une pression d'intensité croissante sur une surface plane. Les graduations « 1 » et « 5 » correspondant respectivement à la plus faible et à la plus forte pressions mesurables. Une réponse à une graduation 1, implique qu'un point est beaucoup plus sensible, réactionnel qu'une réponse à une graduation 5.

C'est un outil fiable de quantification de la douleur dorsale des chevaux (Haussler 2006 ; Ylinena 2007) tant au niveau musculaire qu'articulaire. Actuellement, il est essentiellement utilisé au niveau cervico-scapulaire (Fransoo, Ylinena 2007).

ii. Usinage

Afin d'augmenter les possibilités de mesure et mieux les adapter à l'épaisseur de la musculature du cheval, nous avons fait rajouter des demi-graduations jusqu'à 7.

Connaissant la pression correspondant à chaque graduation on peut en déduire la valeur de la pression appliquée par cm^2.

iii. Calibrage

L'algomètre a été calibré au moyen d'une balance de précision : chaque demi-graduation équivaut à une pression moyenne de 0,500 kg/cm2 (annexe 1).

Cet appareil a été utilisé et validé dans une étude précédente mesurant le seuil de sensibilité à la pression du dos du cheval dans laquelle il a été montré une fiabilité de mesures intra et inter-individuelle de l'ordre de 80% et une correspondance avec la sensibilité à la pression digitée de plus de 75% (Hue 2010).

b. Mesure du seuil de réponse musculaire à la stimulation électrique : méthdologie

La mesure du seuil de réponse musculaire à la stimulation électrique a été réalisée avec le même stimulateur utilisé pour l'application des courants TENS.

- Phases de l'étude

Cette étude s'est déroulée en trois phases :

1) Dans un premier temps, tous les chevaux (21) inclus dans cette étude ont constitué le groupe témoin/placebo. Ils sont identifiés par **GTém** (Groupe témoin)
2) Dans un second temps : 11 parmi ces chevaux ont bénéficié d'une séance de traitement TENS. Ils sont identifiés par **GTens1** (Groupe Tens 1 séance)
3) 3 mois plus tard : 6 chevaux de ce dernier groupe, ont suivi un traitement de 5 séances du même traitement à raison d'une séance tous les deux jours. Ils sont identifiés par **GTens5** (Groupe Tens 5 séances)

Le choix des chevaux des groupes de traitements s'est fait selon la disponibilité des chevaux et de leurs cavaliers pour les séances de traitement et d'évaluation par algométrie (Tableau 3).

Cheval	Date J0 témoin	Date J0 TENS 1 séance	Date 1ere séance TENS 5 séances
Najma	30/04/10	22/06/10	24/11/10
Quartz	30/04/10		
Quiz	30/04/10	25/06/10	24/11/10
Cassiopeia	26/03/10	15/06/10	
Kourros	23/03/10		
Harmonie	29/03/10		
Doudoune	29/03/10		
Royal	07/04/10	15/06/10	
Jivaro	26/03/10	25/06/10	24/11/10
Muse	07/04/10		
Outlaw	07/04/10		
Orcillo	26/03/10	18/06/10	25/11/10
Nigloo	26/03/10		
Verdi	30/04/10	22/06/10	24/11/10
Feu Follet	30/04/10	22/06/10	24/11/10
Pylou	30/04/10	18/06/10	
Nattergal	24/11/10	18/06/10	
Qualypso	24/11/10	18/06/10	
Holly	25/11/10		

Serena	25/11/10		
Kirlyss	25/11/10		

Tableau 3 : Dates de réalisation des différents protocoles pour chaque cheval

- Déroulement des séances et rythme des évaluations

i. Déroulement des séances

Aucun cheval n'a été soumis à une tranquillisation, qu'elle soit physique (tord-nez) ou chimique. L'examen clinique préliminaire ainsi que les séances de traitement et d'évaluation ont eu lieu à proximité des zones d'hébergement des chevaux, sur surface plane.

Les premières séances se sont systématiquement déroulées de la façon suivante (durée approximative : 1 heure par cheval)

1) Prise des commémoratifs et de l'anamnèse auprès du propriétaire (annexe 2) et examen clinique général : examen palpatoire, tests articulaires, examen en mouvement (par le Dr Sawaya)

3) Prises des mesures algométriques (récapitulées dans un tableau , annexe 3)

4) Mise en place des électrodes de part et d'autres des zones qui ont montré un seuil de sensibilité le plus bas.

5) Mesure du seuil de réponse musculaire à la stimulation.

6) - Traitement « placebo » pour le groupe contrôle : les électrodes sont en place, mais l'appareil n'est pas mis en marche : 20 minutes

- Traitement TENS : 30 minutes

7) Mesure du seuil de réponse musculaire à la stimulation juste en fin de séance.

8) Mesures algométriques en fin de séance

ii. Rythme des évaluations

- Les évaluations par algométrie ont été réalisées : juste avant la séance de TENS (J0), juste après la séance (J0 + 30 min) puis à J0+3h, J1, J2, J7 et J15.

- Les mesures du seuil de contraction à la stimulation : juste avant et juste après la séance (J0 et J+30 min)

- Dans le cas des 6 chevaux ayant reçu un traitement de 5 séances de TENS, le protocole est légèrement différent : la première séance est identique à ce qui est précédemment décrit sauf qu'il n'y a pas de mesures algométriques à J0+30min et J0+3h, mais, à partir de la 2ème séance, les mesures algométriques sont réalisées juste avant chaque séance de TENS, puis à l'issue de la 5ème et dernière séance, les tests algométriques sont réalisés à J1, J2, J7 et J15. Avant et après chaque séance, le seuil de réponse musculaire est mesuré de chaque côté.

- Traitement des témoins/placebo

Les électrodes sont placées sur le dos et branchées à l'appareil, mais sans mettre en route le stimulateur pendant 20 minutes.

- Application des courants TENS

i. Disposition des électrodes

Les deux voies de sortie de l'appareil sont utilisées systématiquement : une voie (deux électrodes) pour chaque côté de part et d'autre de la ligne des processus épineux, même si une hypersensibilité n'est mise en évidence que d'un seul côté.

Les électrodes en élastomère (8 x 8 cm) sont placées de part et d'autre de la zone qui a montré le plus de sensibilité à l'examen manuel et à l'algomètre. L'éloignement entre deux électrodes du même côté est d'au moins 4 espaces intervertébraux.

Les électrodes sont placées en regard des espaces intervertébraux , centrées sur les points moteurs du muscle erector-spinae, qui correspondent également aux points d'acupuncture de la branche interne du méridien Vessie de la Médecine Traditionnelle Chinoise (Figure 41).

Un gel de contact est placé entre la peau et les électrodes. Les électrodes doivent avoir le meilleur contact possible et sur toute leur surface avec la peau. A cet effet, on fait bien pénétrer le gel à travers les poils puis les électrodes sont bien plaquées contre la peau avec des bandes adhésives (Figure 40).

Figure 40 : Placement des électrodes (clichés S Sawaya)

ii. Paramètres du courant

Dans le cas du groupe témoin/placebo : le stimulateur n'est pas mis en marche

Dans le cas des groupes traités : le protocole pré-programmé « P2 » de l'appareil Rehab2Pro ® est sélectionné et mis en route pendant 30 minutes (c'est la durée programmée du protocole).

Les paramètres de ce courant sont :

- fréquence : 2 Hertz

- durée d'impulsion : 180 microsecondes.

- intensité : montée au-delà du seuil de stimulation motrice, jusqu'au maximum confortable. Il apparaît de petites secousses musculaires bien individualisées (2 secousses par seconde) faisant comme un massage le long du pont vertébral. Au cours du traitement, cette intensité est ré-ajustée si nécessaire afin de repousser l'accoutumance qui diminue rapidement les effets antalgique. (Crépon , Doubère, Vanderthommen et al 2007).

Aucune modification n'a été apportée à ce courant. La chronaxie motrice du muscle erector spinae du cheval ayant été mesurée à 150,9 ± 19,7 microsecondes pour sa partie lombaire et 187,3 ± 25,7 microsecondes en région thoracique (Méallier 2005), la valeur de 180 microsecondes pour la durée d'impulsion a été estimée valable pour obtenir une bonne réponse musculaire avec peu de risques de stimuler les fibres de la douleur.

c. Evaluation

i. Examen clinique

Tous les chevaux ont subi un bilan algique et fonctionnel complet avant la première séance**.**

- Prise des commémoratifs et de l'anamnèse (annexe 2)

Il s'agit de connaître :

- L'identité du cheval : âge, race, sexe, type d'activité
- Le type de matériel utilisé par le(s) cavalier(s)
- L'histoire du cheval, notamment ses antécédents pathologiques
- Les remarques du cavalier, son ressenti et ses difficultés au sujet de son cheval, dans son comportement comme dans son travail
- Les éventuels traitements suivis par le cheval

- Examen palpatoire et tests articulaires (annexe 2)

Après une inspection générale du cheval (aplombs, port de l'encolure, ligne du dos et de la croupe, masses musculaire, attitude au repos …) un examen palpatoire et des tests articulaires (mobilisations passives, réflexes, actives) de l'ensemble des segments du corps sont réalisés. Il débute par la tête et l'encolure, se poursuit par l'avant-main (garrot, épaules et membres antérieurs) puis par le pont-vertébral, pour se terminer avec l'arrière-main (bassin, queue et membres postérieurs). Au cours de l'examen palpatoire, tous les points qui ont été ensuite testés avec l'algomètre (voir plus loin) ont subi un examen par palpation-pression digitée.

Toutes les zones de modification de température, de densité tissulaire, de sensibilité augmentée à la palpation pression, de restriction de mobilité sont notées.

ii. Mesure du seuil de sensibilité à la pression (SSP) par algométrie

Dans cette étude, nous nous sommes intéressés uniquement aux points situés le long du rachis thoraco-lombaire et des jonctions du bassin (lombo-sacro-iliaques et sacro-coccygienne) .

Pour chaque cheval, et à chaque session d'évaluation, 61 points ont été testés avec l'algomètre.

- 19 points impairs situés aux sommets des processus épineux : T4, T5, T8, T9, T10,T13, T14, T15, T16, T18, L1, L2,L3, L4, L5,L6, S1, S5, Cd1 .

- 19 points pairs situés symétriquement sur les masses musculaires para-lombaires de part et d'autre des processus épineux. Ils sont localisés, le long du sillon séparant le muscle longissimus du muscle épineux du thorax en regard des espaces intervertébraux : T4-5, T8-9, T9-10, T10-11, T11-12, T12-13, T13-14, T14-15, T15-16, T16-17, T17-18, T18-L1, L1-2, L2-3, L3-4, L4-5, L5-6, L6-S1, S5-Cd1. Ces points se trouvent donc en regard des émergences des premiers rameaux cutanés issus des branches dorsales des nerfs thoraciques et lombaires. Ils correspondent aux points moteurs du muscle erector spinae et dérivés, mais aussi aux points d'acupuncture situés le long du de la branche interne du méridien de la Vessie (Figure 41 et 42) et qui ont une grande importance diagnostique et thérapeutique en médecine traditionnelle chinoise car correspondent aux points assentiments (Yu).

- 2 autres points pairs, que nous avons nommés

- « Point de la scapula » situé juste dans l'angle caudal de la scapula, en regard de terminaison (jonction musculo-tendineuse) du muscle dentelé ventral du thorax. Ce point est réputé être le lieu d'un point-gâchette (« Trigger point »), en particulier chez les chevaux pratiquant le saut d'obstacle, car zone de contraintes par la selle (Meagher 2000)

- « Point de la hanche » situé au tiers caudal de la région glutéale au niveau d'une petite dépression située en regard du grand trochanter. Il peut également être le siège d'un point-gâchette pour des dysfonctions de la hanche (Meagher 2000 ; Giniaux 2000). Molinier (2005) le situe sur le méridien de la Vessie (V54).

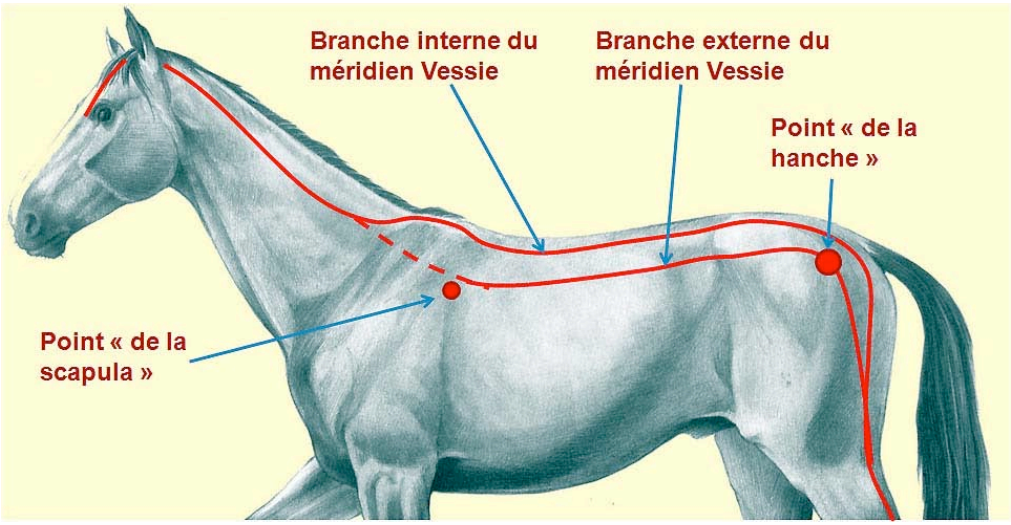


Figure 41 : Disposition schématique du méridien Vessie (S Sawaya – Anatomie Comparée – Campus Vétérinaire de Lyon). Les points paravertébraux testés sont situés le long de la branche interne du méridien en regard de chaque espace intervertébral. La situation des points « de la scapula » et « de la hanche » est également montrée sur ce dessin.

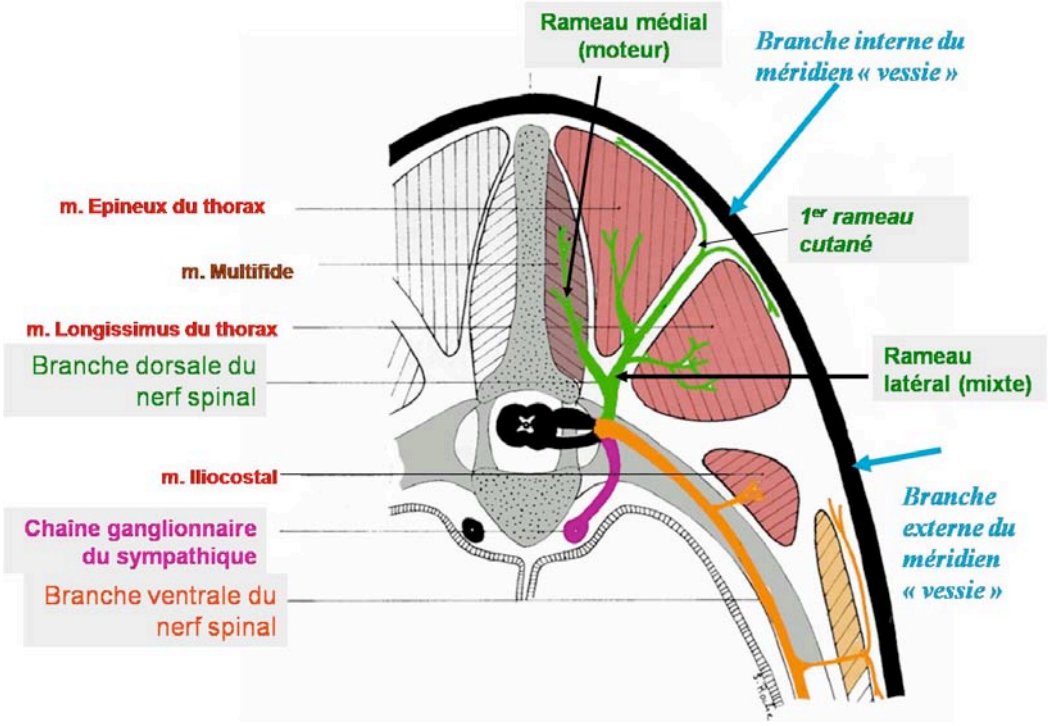


Figure 42 : Situation des points paravértébraux testés (S Sawaya modifié d'après Molinier F 2003)

Coupe transversale schématique du rachis thoracique montrant les relations entre divisions du muscle erector spinae, les émergences nerveuses et les branches du méridien Vessie .

Ces points ont été sélectionnés selon les critères suivants :

- Un repérage anatomique facile, précis et reproductible.

- Leur examen palpatoire fait partie de l'examen global du cheval dorsalgique, plus particulièrement encore lors de l'examen kinésithérapique, ostéopathique ou en acupuncture.

- L'analyse des points testés par Sarah Hue (2010) dans son étude évaluant par algométrie les effets d'une séance d'ostéopathie sur le seuil de sensibilité à la pression (25 chevaux, 40 points testés par cheval) a permis d'éliminer certains points qui n'ont montré aucune variation même chez des chevaux au dos très sensible, et de compléter par d'autres (notamment des points para-vertébraux) afin d'avoir la cartographie la plus complète des zones de sensibilité dorsale pour chaque cheval.

- Ils sont situés en regard de zones clés de la biomécanique dorso-lombaire du cheval : En rapport avec les charnières vertébrales thoraco-lombaire, lombo-sacrale ou sacro-coccygienne, ou en rapport avec les zones de pressions de la selle.

iii. Corrélation examen palpatoire – évaluation du SSP par algométrie

Les points trouvés sensibles à l'examen palpatoire sont comparés à ceux dont le SSP était le plus bas. On regarde quelle proportion de points sensibles à la palpation sont retrouvés dans les points à faible SSP. Les résultats seront étudiés par la suite.

d. Protocole de prise de mesure

Les mesures sont prises de manière systématique et dans le même ordre :

- A gauche : tests des sommets des processus épineux, du point de la scapula, des points para-vertébraux , et enfin du point de la hanche.
- A droite : même procédé.

La pression est appliquée avec l'algomètre perpendiculairement à la surface corporelle et de manière progressive, jusqu'à l'observation – ou non (seuil plafonné à 7) – de la première réaction (Figure 43).

Figure 43 : Prise de mesures algométriques (clichés C Guerin)

Voici les différents types de réactions prises en compte :

- Fasciculations musculaires locales
- Mise en lordose
- Eviction
- Modification du comportement du cheval : oreilles couchées, coups de pied, auto-auscultation...

NB : Les réactions en liaison avec le réflexe cutané du tronc ne sont pas conservées, de par leur faible pouvoir indicateur de dorsalgie.

En cas de doute sur la réaction (qui pouvait être non franche ou subtile), une nouvelle mesure est prise.

La durée de la prise de mesure pour l'ensemble du dos est d'environ 20 minutes par cheval.

e. Mesure du seuil de réponse musculaire à la stimulation électrique

Il s'agit de vérifier si le traitement avec le courant TENS de très basse fréquence modifie le seuil de réponse musculaire à la stimulation électrique. Si ce seuil est augmenté, cela supposerait une diminution de l'excitabilité des motoneurones α, ce qui pourrait être en rapport avec une réduction des spasmes et tensions musculaires.

La méthode utilisée est calquée sur celle utilisée pour l'électrodiagnostic de stimulation traditionnel pour la mesure de la rhéobase (Dumoulin , De Bisschop 1980) à la différence près que pour notre test nous avons recours au même courant utilisé pour le traitement TENS : c'est-à-dire un courant rectangulaire bipolaire alternatif d'une durée d'impulsion égale à 180 microseconde, au lieu d'un courant rectangulaire monopolaire d'une durée d'impulsion supérieure à 100 ms pour la détermination de la rhéobase. Ces mesures sont réalisées de chaque côté :

- pour le groupe témoin/placebo : juste après la mise en place des électrodes, puis à 20 minutes, juste avant d'ôter les électrodes.

- pour les animaux traités : juste avant la séance de traitement, puis juste après (30 min).

Une fois les électrodes en place, l'intensité du courant est progressivement élevée (l'appareil autorise des variations d'intensité de 0,5 en 0,5 mA) jusqu'aux premières contractions visibles ou palpables. L'intensité est ensuite diminuée jusqu'à la disparition totale des contractions, puis ré-augmentée très doucement jusqu'à l'apparition de la toute première secousse musculaire. La valeur de cette intensité seuil est notée.

4. Instructions aux cavaliers

a. Travail du cheval pendant l'étude

Il est demandé au cavalier de ne pas monter leur cheval dans l'heure qui précède et dans l'heure qui suit la séance de TENS et de ne pas changer l'intensité habituelle du travail du cheval au cours de la période d'étude.

b. Evaluation par les cavaliers

Les cavaliers sont priés d'observer l'attitude de leur cheval au travail au cours des semaines suivant le début des expériences et d'évaluer, en fin d'étude, l'efficacité du traitement en notant de 0 à 4 selon le score du tableau 5.

Evaluation par le cavalier	Correspondance
0	Aucune amélioration
1	Amélioration légère
2	Amélioration modérée
3	Nette amélioration
4	Grande amélioration

Tableau 4 : Score d'efficacité d'après le cavalier

5. Traitement statistique des données

a. Distribution des données et comparaison des moyennes

Pour chaque série de résultats, il est d'abord vérifié si la distribution suit une répartition normale des données (Test de Shapiro-Wilks pour des effectifs réduits et réalisation de diagrammes « box-plot »).

Les moyennes sont comparées:

- En considérant que nous avons affaire à des échantillons appariés pour la comparaison des paramètres avant et après traitement et aux différentes dates de suivis pour un même groupe (témoin, TENS 1 séance ou TENS 5 séances).

- En considérant que nous avons à faire à des échantillons indépendants pour la comparaison entre les groupes. En effet, l'étude ayant été réalisée en 3 étapes étalées dans le temps (1 mois de différence entre les groupes témoin et TENS 1 séance ; au moins 3 mois entre les groupes TENS 1 séance et TENS 5 séances) le statut des différents chevaux testés pouvant être différent d'une série de mesures à l'autre.

Les comparaisons des moyennes sont réalisées :

- Au moyen du test de Student dans le cas de répartitions normales des séries

- Au moyen des tests non paramétriques de Mann-Whitney (séries indépendantes) ou de Wilcoxon (séries appariées) dans le cas de séries ne suivant pas une répartition normale.

b. Modèle mixte

Pour l'analyse de l'évolution des seuils de sensibilité à la pression (SSP), les variables utilisées étant des variables longitudinales mesurées au cours du temps d'une part, et les données n'étant pas indépendantes (mesures différentes sur les mêmes individus) d'autre part, nous avons recours à un modèle mixte qui permet de prendre en compte cette corrélation. Le modèle mixte permet de comparer l'évolution de la sensibilité globale des chevaux (moyenne des valeurs mesurées pour tous les points). Les données sont regroupées

sous la forme d'un tableau à plusieurs entrées : cheval/traitement, (Témoin, TENS 1 séance ou TENS 5 séances)/ date du test (J0, J0+3h, etc) /point testé (T4 gauche, etc). La variable expliquée est le SSP, et les variables explicatives sont le point testé, le temps et le traitement testé.

Un test de Student sur la moyenne de sensibilité de chaque cheval (obtenue en réalisant la moyenne du seuil de sensibilité à la pression pour tous les points dudit cheval à un moment donné) pour chaque traitement est réalisé, afin de voir si les chevaux traités TENS sont globalement moins sensibles (c'est à dire avec un SSP plus élevé) après traitement par rapport au témoin.

⇨ Pour l'analyse de l'évolution des seuils de réponses musculaires à la stimulation électrique (SRM) au cours du temps avec le groupe TENS 5 séances, du fait du petit nombre des effectifs (n = 6) dont la distribution des mesures ne répond pas aux exigences de normalité des tests paramétriques de type ANOVA, nous avons eu recours au test de Friedmann.

⇨ Pour tous les tests, le seuil de significativité a été fixé à 95%, $p < 0,05$.

⇨ Les outils d'analyse statistiques utilisés sont le logiciel SAS ® version 9 (Statistical Analysis System Institue, Caroline du Nord – USA) pour le modèle mixte d'analyse des SSP, et le logiciel StatEL® (AdSiences – Paris, France) pour toutes les autres comparaisons de moyennes.

6. Hypothèses

1) A la première prise de mesures algométriques, les valeurs sont plus basses dans les zones trouvées sensibles à l'examen clinique (tolérance à la pression est plus faible – SSP plus faible).
2) Dans le groupe témoin il n'existe aucune différence significative de la SSP ni du SRM avant et après traitement placebo.
3) Chez les chevaux traités, le SSP tend à s'élever au cours des jours suivant le traitement TENS montrant une meilleure tolérance à la pression du pont thoraco-lombaire. Cette évolution peut être visible à plus ou moins long terme, et est absente chez les chevaux du groupe témoin.

4) L’évolution vers l’élévation du SSP est observable à plus long terme chez les chevaux ayant bénéficié d’un traitement de 5 séances de TENS que chez ceux n’ayant subi qu’une seule séance.
5) Chez les chevaux traités, le SRM à la stimulation électrique est augmenté après le traitement. Cette augmentation est plus importante chez les chevaux du groupe TENS 5 séances que chez groupe TENS 1 séance.

C. Résultats

Cette étude a été réalisée sur 21 chevaux. Tous les chevaux ont participé au groupe témoin/placébo (GTém) et 11 au groupe TENS 1 séance (GTens1). Enfin, plus de 3 mois après la fin des tests du groupe TENS 1, 6 chevaux ont été tirés de ce dernier pour constituer un groupe bénéficiant d'un traitement de 5 séances de TENS (GTens5).

Tous les chevaux, quel que soit le groupe, ont pu suivre le protocole prévu sans aucun problème local ou général. Aucun incident n'a amené au retrait d'un cheval de l'étude : aucune irritation sur le site d'apposition des électrodes, douleur dorsale , contracture, changement de comportement du cheval dans le sens de l'agressivité n'ont été observés ou signalés d'une part, aucun traumatisme et ou maladie survenus au cours de l'étude, d'autre part.

1. Algométrie et seuil de sensibilité à la pression (SSP)

a. Examen clinique et SSP

Le résultats de la correspondance entre l'examen clinique initial (palpatoire Annexe 5) et les mesures algométriques (SSP) initiales sont regroupées dans le tableau 5.

Cheval	Dorsalgique	Coïncidence points sensibles à l'examen palpatoire et algométrie
Najma	non	Oui pour ½ à ¾ des points sensibles
Quartz	non	Oui pour ½ à ¾ des points sensibles
Quiz	non	Oui pour ½ à ¾ des points sensibles
Cassiopeia	non	Non pour plus de ½ des points sensibles
Kourros	non	Non pour plus de ½ des points sensibles
Harmonie	non	Oui pour ½ à ¾ des points sensibles
Doudoune	oui	Oui pour plus de ¾ des points sensibles

Royal	non	Oui pour ½ à ¾ des points sensibles
Jivaro	non	Oui pour plus de ¾ des points sensibles
Muse	oui	Oui pour plus de ¾ des points sensibles
Outlaw	oui	Oui pour plus de ¾ des points sensibles
Orcillo	non	Oui pour plus de ¾ des points sensibles
Nigloo	oui	Oui pour ½ à ¾ des points sensibles
Verdi	non	Oui pour ½ à ¾ des points sensibles
Feu Follet	oui	Oui pour plus de ¾ des points sensibles
Pylou	non	Oui pour plus de ¾ des points sensibles
Nattergal	non	Oui pour ½ à ¾ des points sensibles
Qualypso	non	Non pour plus de ½ des points sensibles
Holly	oui	Oui pour plus de ¾ des points sensibles
Serena	non	Oui pour plus de ¾ des points sensibles
Kirlyss	oui	Oui pour plus de ¾ des points sensibles

Tableau 5 : Correspondance examen clinique/algométrie

i. SSP avant traitement : profil de sensibilité moyenne le long du pont vertébral

La moyenne des valeurs du SSP de tous les chevaux (n = 21) à J0 avant traitement placebo est réalisée pour les points testés au sommet des processus épineux, et pour les points para-vertébraux droits et gauches.

Les valeurs moyennes et les écarts-types sont présentés dans le tableau 6.

SSP moyen des processus épineux	SSP moyen des points para-vertébraux gauches	SSP moyen des points para-vertébraux droits	Moyenne des SSPmoyens des points para-vertébraux
5,84 ± 0,75	4,72 ± 0,73	4,80 ± 0,63	4,76 ± 0,67

Tableau 6 : SSP moyens selon les zones du rachis

Le test de Shapiro-Wilks appliqué à ces séries de moyennes montre qu'elles suivent une répartition normale (Figure 44).

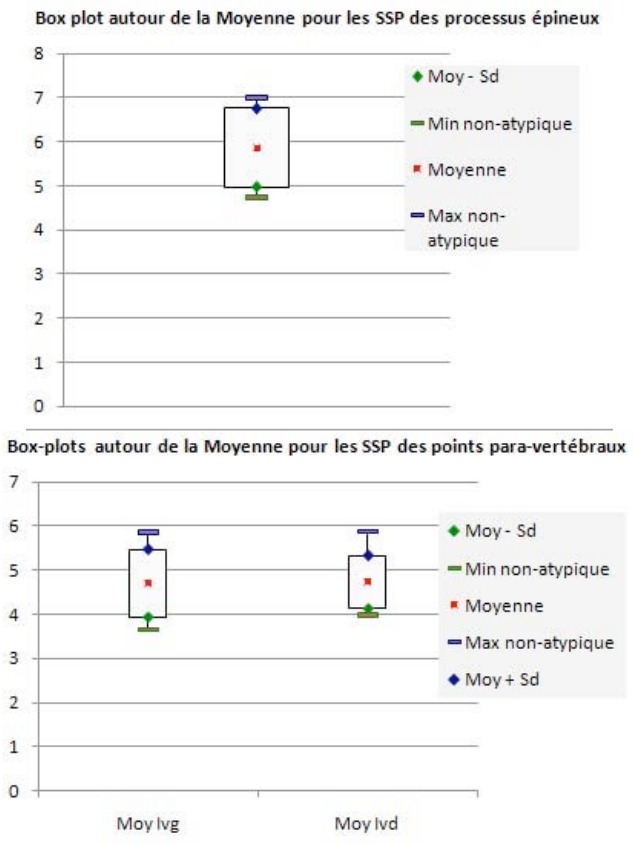
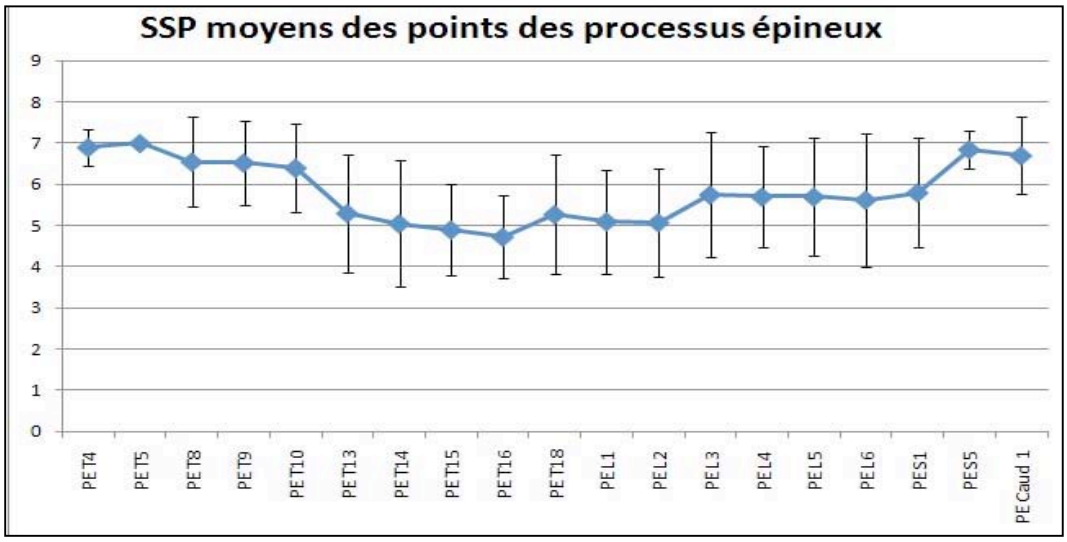


Figure 44 : Box plot de la moyenne des SSP

La comparaison des moyennes par le test de Student montre une **SSP plus élevée pour les points des processus-épineux par rapport aux points para-vertébraux gauches et droits** (respectivement $p < 0,059$; $p < 0,038$).

Aucune différence significative n'est présente entre les SSP des points para-vertébraux gauches et droits ($p < 0,92$).

Le SSP moyen pour chaque point testé permet d'établir un profil moyen des SSP le long du pont vertébral pour les processus épineux d'une part, et pour les lignes des points para-vertébraux d'autre part (Figure 45).



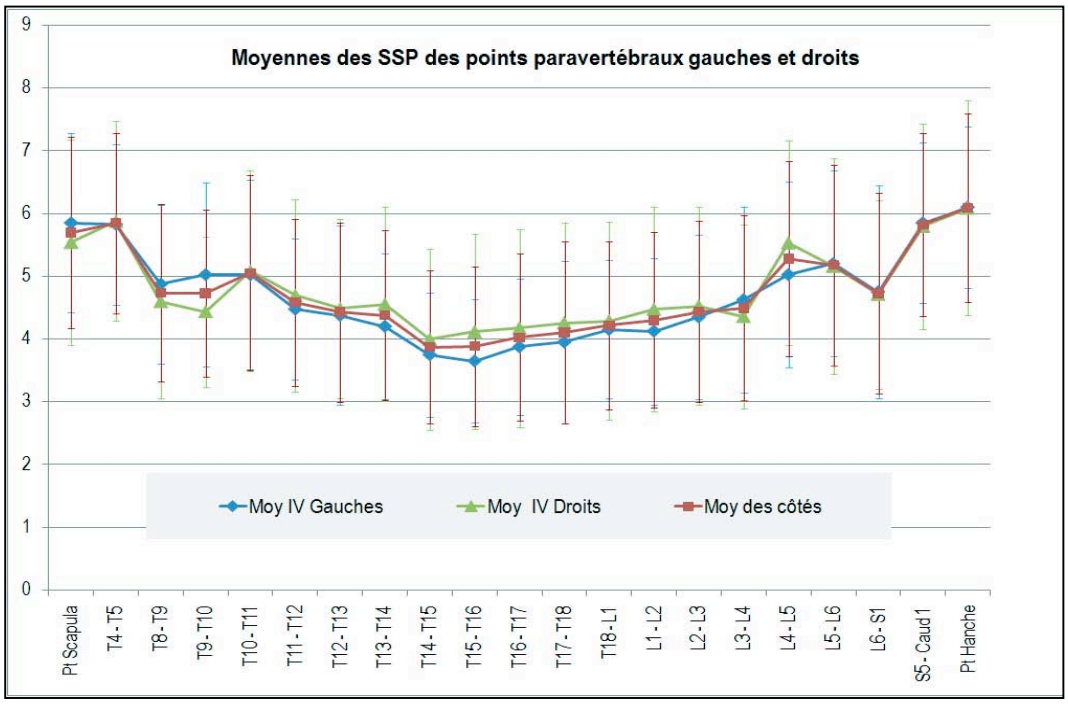


Figure 45 : SSP moyens des PE et des espaces paravertébraux gauches et droits

-Variabilité du SSP le long du rachis : ces profils permettent de mettre en évidence une zone ayant un SSP plus faible (plus sensible à la pression) chez tous les chevaux et correspondant à la zone T14-15 -16- T17 aussi bien pour les points des processus épineux que pour les points para-vertébraux. Ces points correspondent à la zone de la vertèbre anticlinale (T14 ou T15 selon les chevaux). Les points qui montrent un SSP élevé, du moins au test algométrique sont situés dans la région du sommet du garrot (T4-T5) d'une part et les processus épineux du sacrum d'autre part.

-Confrontation des profils du SSP des chevaux au profil moyen : la comparaison du profil des SSP des différents chevaux avec ce profil moyen permet d'identifier des chevaux ayant une sensibilité dorsale augmentée (profil SSP sous la courbe moyenne), et ceux ayant le dos peu sensible à la pression (profil SSP au dessus de la courbe moyenne)

-Quelques exemples : certains chevaux montrent un SSP des processus épineux plus bas que la moyenne, comme Feu-Follet dont le profil SSP se trouve nettement en dessous de la courbe moyenne, en particulier en région lombaire tandis que le profil SSP de Verdi se situe au dessus (Figure 46).

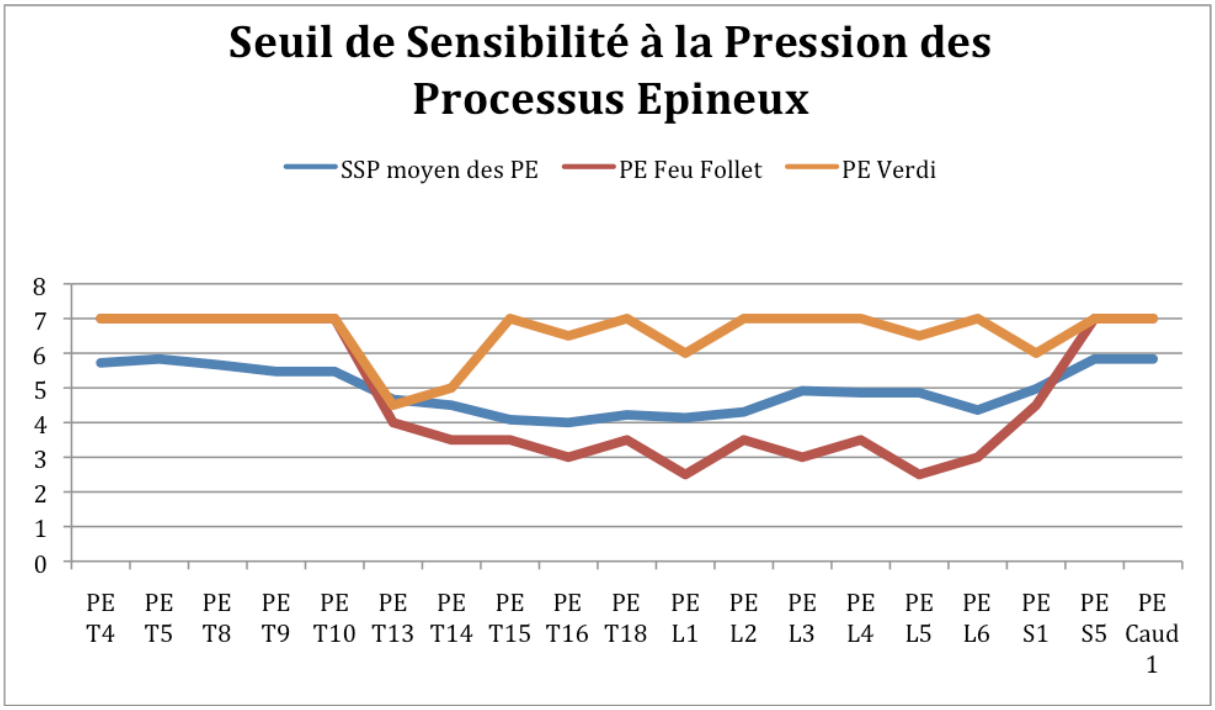


Figure 46 : Comparaison du profil de SSP des PE de Verdi et Feu Follet avec la moyenne

En prenant les SSP moyens des points paravertébraux (moyenne entre les SSP du côté gauche, et les SSP du côté droit) on peut également mettre en évidence les chevaux qui ont une hypersensibilité dorsale par rapport aux chevaux moins réactifs que la moyenne. Ainsi, Feu Follet dont le SSP moyen est significativement plus bas que la moyenne (t test, $p < 0,0089$) montre une courbe nettement en dessous de la courbe moyenne, en comparaison avec Outlaw dont la courbe SSP reste au dessus de la moyenne (Figure 47).

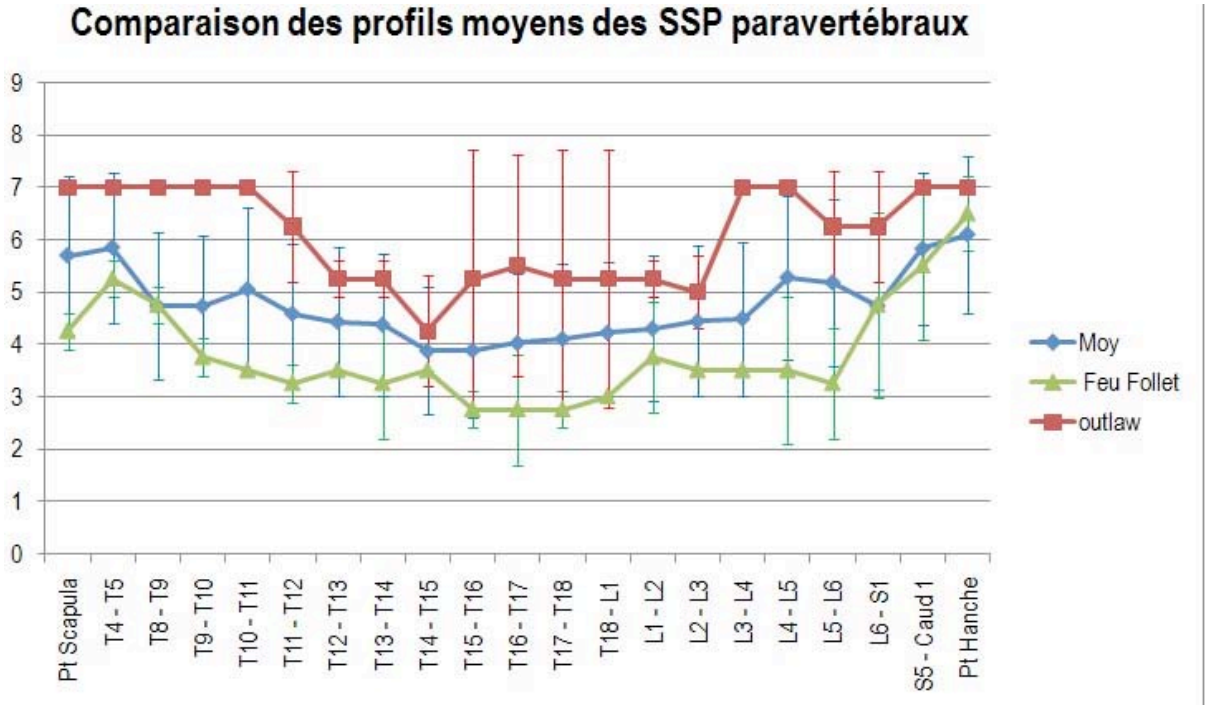


Figure 47 : Comparaison avec la moyenne des profils moyens des SSP paravertébraux de Feu-Follet et de Outlaw

Certains chevaux montrent une hypersensibilité plus marquée d'un côté. On remarque par exemple pour les points paravertébraux gauches que Quiz est plus sensible que la moyenne et Jivaro beaucoup moins. Parmi les chevaux du groupe placebo, Kirlyss présente également une sensibilité augmentée de cette zone (Figures 48 et 49) .

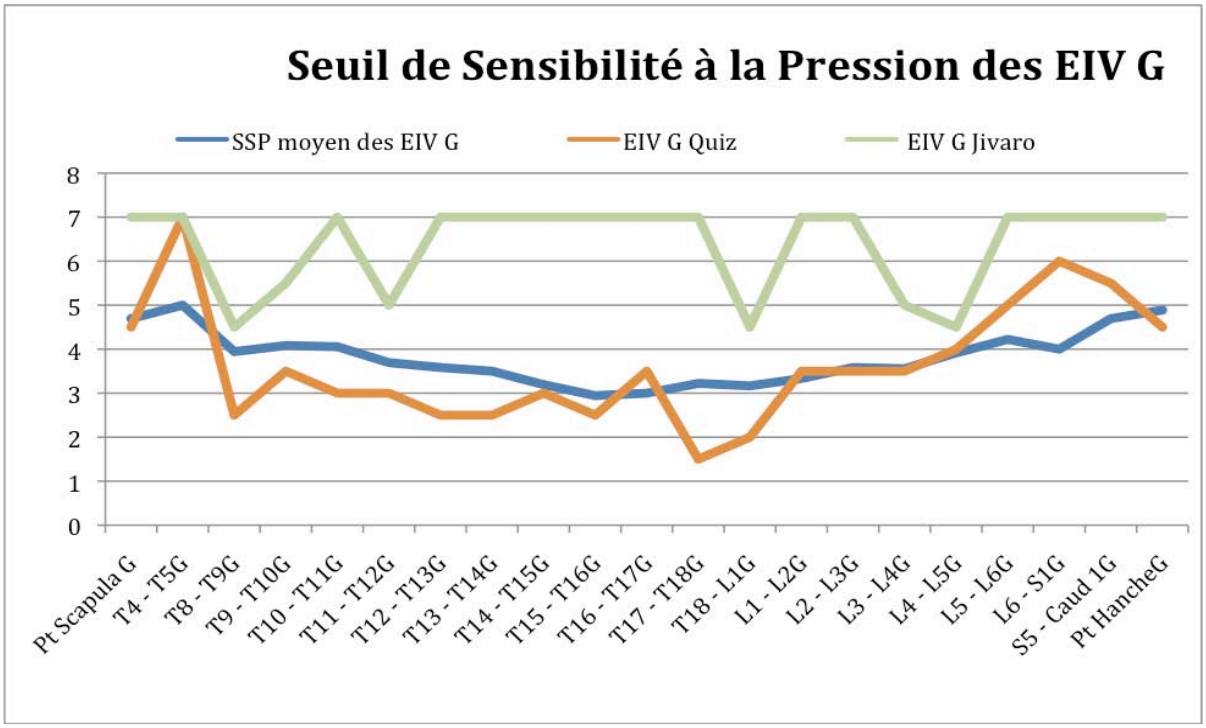


Figure 48 : Comparaison des profils de SSP au niveau des espaces paravertébraux gauches de Quiz et Jivaro avec la moyenne

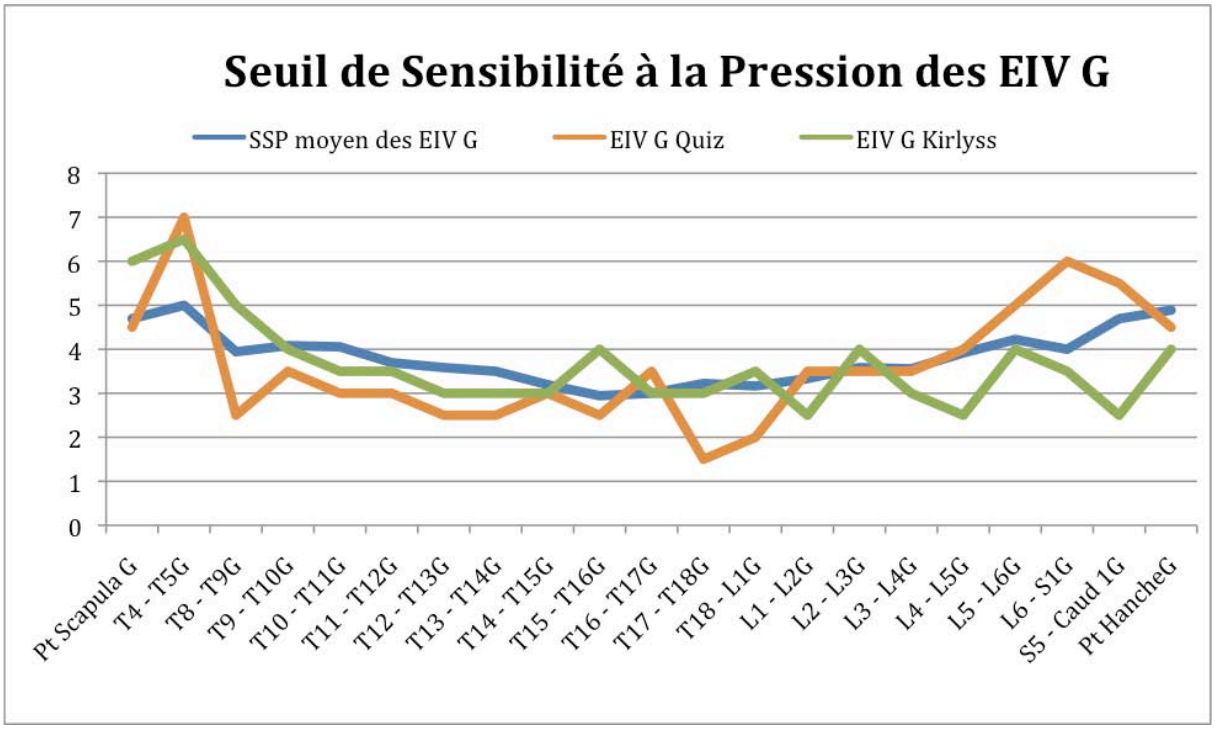


Figure 49 : Comparaison des profils de SSP au niveau des espaces paravertébraux gauches de Quiz et Kirlyss avec la moyenne

b. Evolution des SSP avant et après traitement TENS

61 points ont été testés par cheval, les 21 chevaux ont fait partie du groupe témoin, 11 chevaux du groupe TENS1 séance et 6 chevaux du groupe TENS 5 séances. Le suivi a été réalisé sur deux semaines avec dates fixes d'évaluations.. Afin de simplifier la présentation des résultats statistiques, nous ne présenterons ici que les résultats de l'analyse selon le modèle mixte qui permet d'avoir une vision globale des résultats.

i. Allure moyenne du seuil de réaction en fonction du temps selon le traitement

La moyenne des mesures de tous les points de tous les chevaux d'un même groupe à un instant donné est faite pour chaque traitement. L'allure graphique des résultats est présenté dans la figure 50.

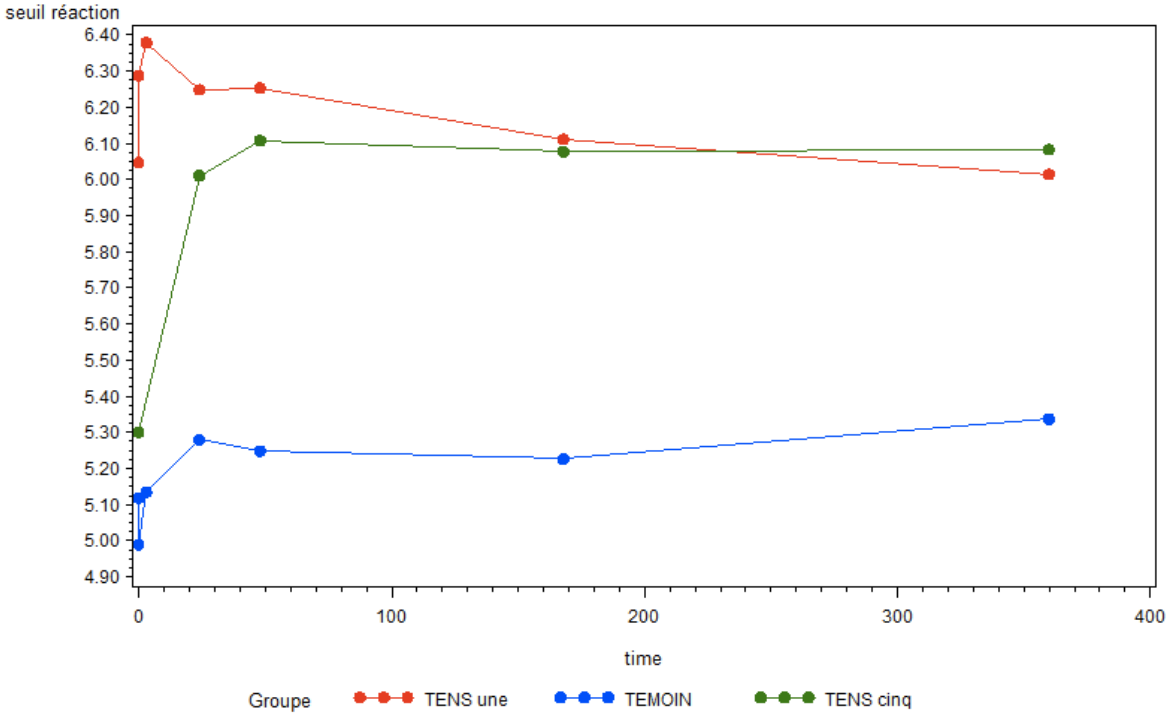


Figure 50 : Graphique représentant l'allure moyenne du seuil de réaction en fonction du temps (en heures), selon le traitement appliqué

- Groupe témoin/placebo : la SSP montre une très légère augmentation (+ 0,3) à partir de 48h. Mais aucune différence statistiquement significative n'est observée avant et après séance placebo, ni tout au long des 15 jours d'évaluation (p>0,5).

- Groupe TENS 1 et TENS 5 : on constate une nette amélioration graphique du SSP. Il faut étudier l'influence de la variable explicative « traitement » pour voir si la différence est significative.

ii. Influence des variables explicatives du modèle mixte appliqué

On rappelle que pour ce modèle mixte, le seuil de réaction est la variable expliquée et le temps, le point testé et le traitement sont les variables explicatives.

Chaque variable explicative est évaluée au moyen d'un test de Fischer.

Tous les tests des variables sont hautement significatifs (p<0,0001) (tableau 7).

variable	degré de liberté	stat de fisher	P-valeur
traitement	2	361,07	<0,0001
point testé	60	47,66	<0,0001
temps	1	34,69	<0,0001
temps*traitement	2	44,59	<0,0001

Tableau 7 : Tests de Fischer sur les variables explicatives traitement, point testé, temps.

L'interprétation de ce tableau est la suivante :

- Variable explicative « temps » significative implique que le traitement a un effet dans le temps ; on a donc des valeurs pour un même cheval et un même point qui changent selon le moment où on se place par rapport au traitement : la SSP du cheval (seuil de réaction) varie donc bien après le traitement.

- Variable explicative « point testé » significative signifie qu il y a une différence dans les courbes selon le point que l'on observe ; certains points testés sont donc plus sensibles que d'autres chez la plupart des chevaux.

iii. Comparaison des différents traitements entre eux à l'aide du modèle mixte

La comparaison des différents traitements entre eux est effectuée à l'aide de tests de Student (test de l'égalité des moyennes) avec un risque alpha de 5%. Les résultats sont présentés dans le tableau 8.

Tous les tests reviennent significatifs (p<0,05) il y a donc une différence dans les courbes selon le traitement que l'on observe. Ceci se retrouve sur le graphique de la figure 50 : la courbe des témoin (la bleue sur le graphe) est significativement en dessous (estimate négatif) des deux courbes des traitements (verte et rouge).

Test de comparaison de moyenne	**Estimate**	**StdErr**	**DF**	**tValue**	**p**
témoin vs tens une	-0,860407178	0,032432435	16378	-26,52921925	< 0,0001
témoin vs tens cinq	-0,396397799	0,036027853	16378	-11,00253737	< 0,0001
tens une vs tens cinq	0,464009379	0,037110094	16378	12,50358937	< 0,05

Tableau 8 : Comparaison des différents traitements entre eux.

Légende : Estimate : Moyenne de la différence des pentes pour les deux groupes comparés ; stderr : Ecart-type de cette différence de moyenne ; DF : Degrés de liberté du test de Student ; tvalue : Valeur de la stat de test de Student

Ces résultats permettent de conclure que :

→ Pour le groupe témoin/placebo : Aucune différence significative n'est observée au cours des 15 jours suivant une séance placebo

→ Les deux groupes traités (TENS 1 et TENS 5) montrent une augmentation significative du SSP après traitement. Cette augmentation est significativement plus importante que pour le groupe placebo.

→ Cette amélioration est maximale à 24h pour le groupe TENS 1, puis diminue pour revenir aux valeurs initiales à J15

→ Avec le groupe TENS 5 l'amélioration maximale est atteinte à 48h, elle reste significative (plateau) tout au long des 15 jours de suivi post traitement

→ L'augmentation du SSP est significativement plus élevée avec le Groupe TENS 5 séances qu'avec le groupe TENS 1 séance

c. Evolution du profil des SSP des différents groupes

i Comparaison de l'ensemble des groupes à J15

A J15 les profils des SSP moyens des processus épineux et des points paravertébraux montrent bien un redressement global de la courbe moyenne à J0 vers le haut. Ce redressement est plus marqué dans les zones où le SSP était initialement le plus bas à J0 (Figures 51 et 52).

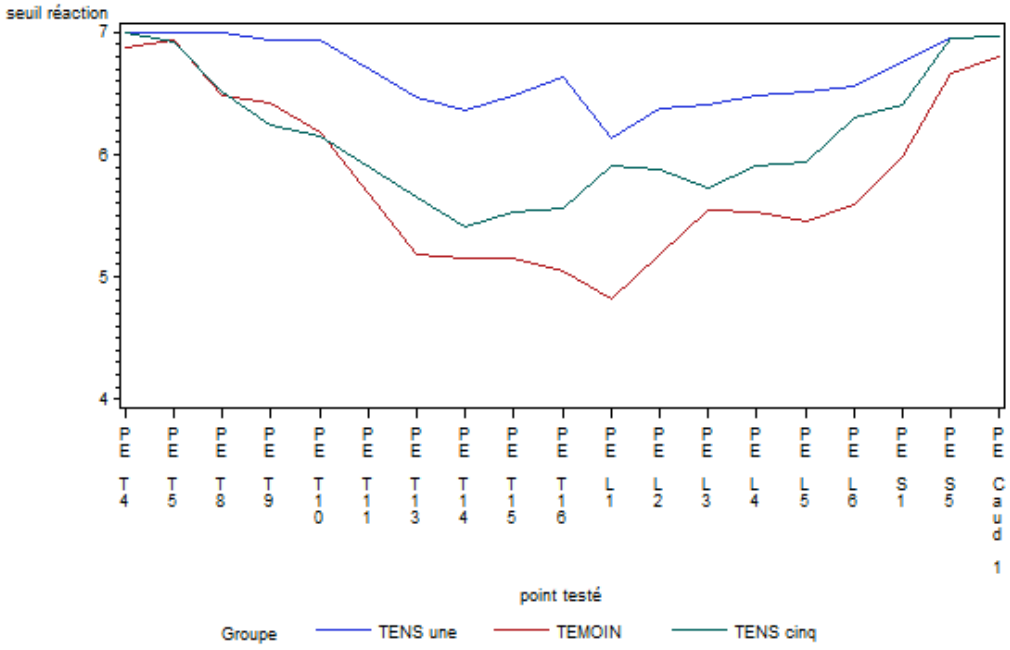


Figure 51 : Profil moyen du SSP des processus épineux à J15 pour les 3 groupes.

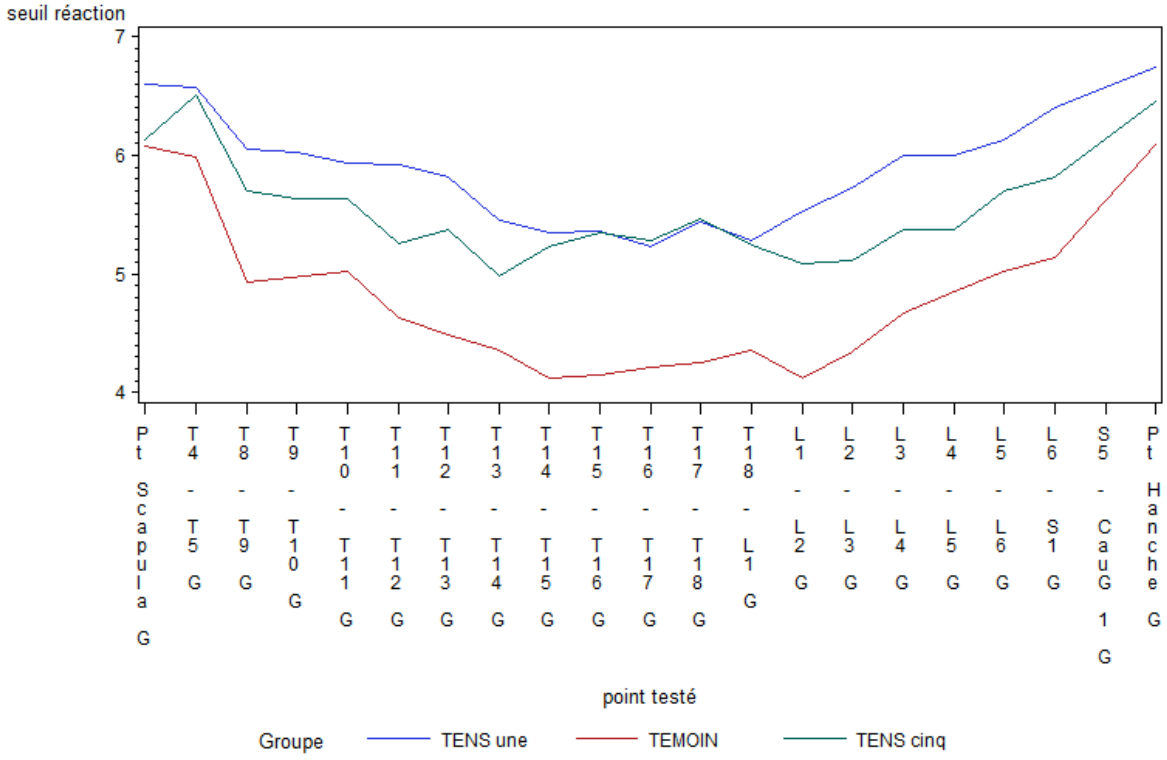
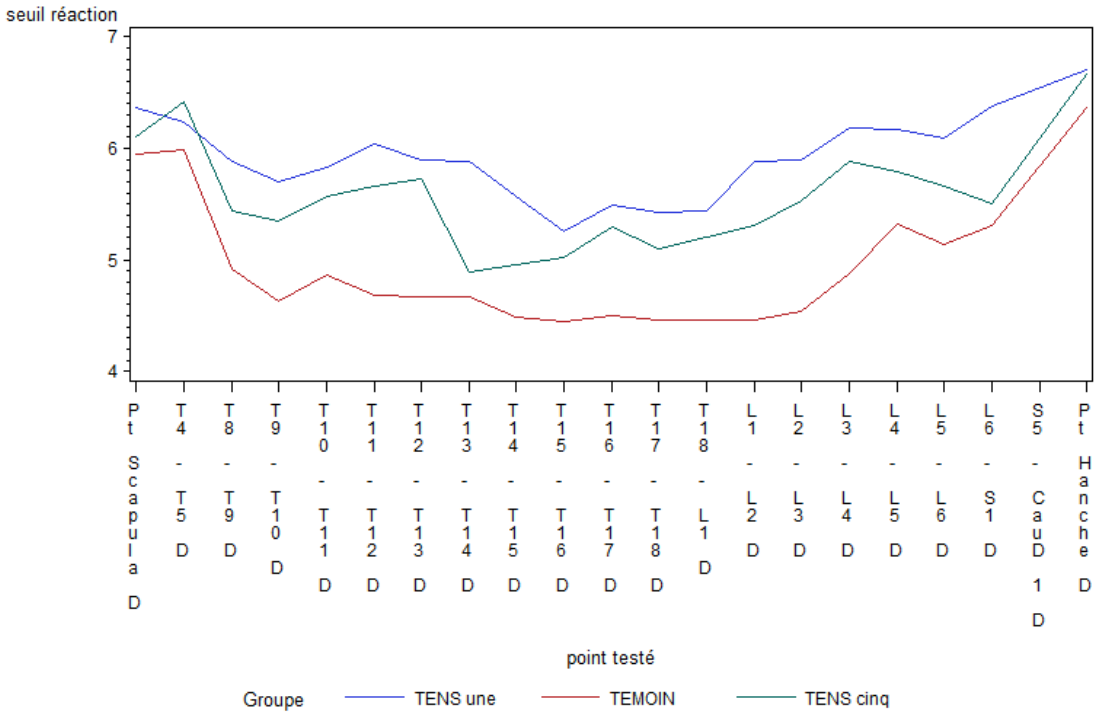


Figure 52 : profil moyen du SSP des points paravertébraux gauches (en haut) et droits (en bas) à J15 pour les 3 groupes



ii. Quelques exemples d'évolution du SSP chez des chevaux sensibles du dos

Nous nous proposons d'illustrer cette amélioration de la sensibilité dorsale par quelques cas remarquables pris comme exemples parmi les chevaux ayant montré à l'examen initial une sensibilité marquée du dos.

- Processus épineux de Feu Follet (groupe TENS 5 séances) et de Kirlyss (groupe témoin) avant et à J15.

Ces deux chevaux montraient un SSP des processus épineux sensibles à l'examen initial. A J0 les courbes des SSP des processus épineux sont sous la courbe moyenne, en particulier en ce qui concerne Feu-Follet en particulier dans la région thoraco-lombaire et lombaire. (Figure 53). A J15, les courbes des SSP avant et après placebo pour Kyrliss sont pratiquement confondues (Figure 54) tandis que pour Feu Follet, on observe un redressement de la courbe après 5 séances de traitement, significatif dans la région lombaire passant au dessus de la courbe à J0 (Figure 55).

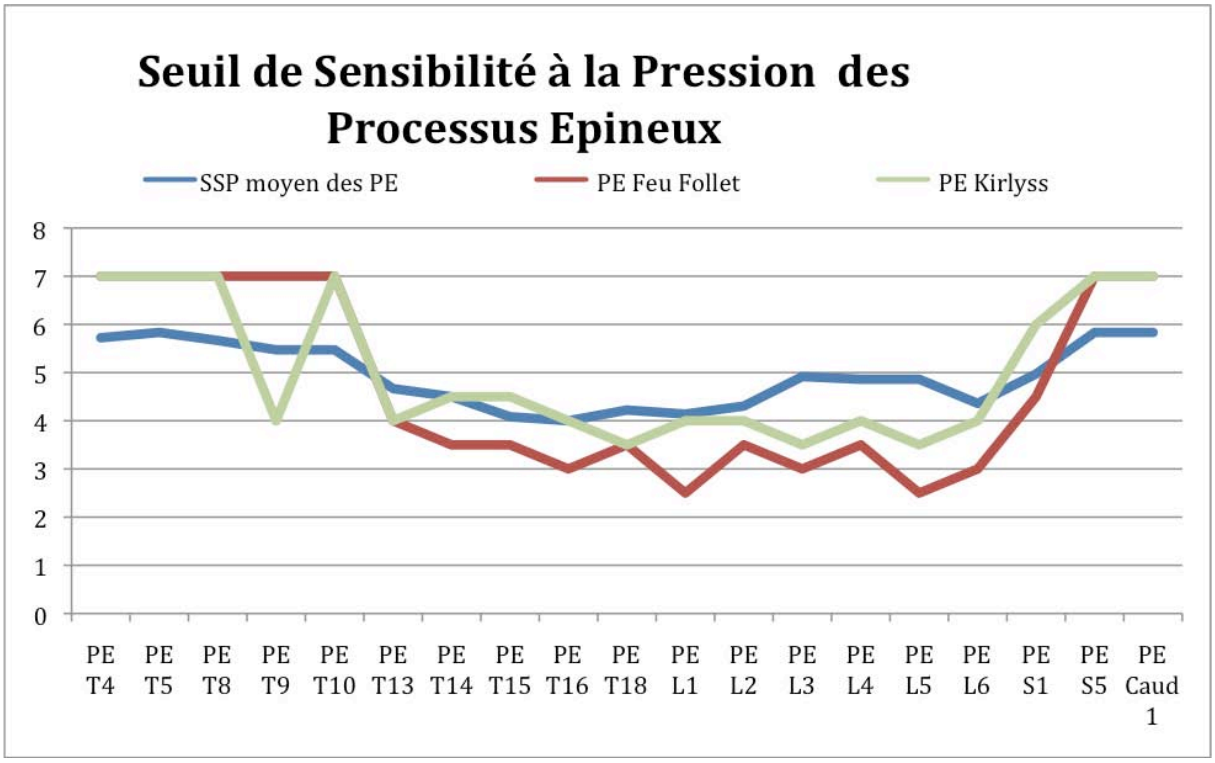


Figure 53 : Profil de SSP des PE de Feu Follet et Kirlyss à J0

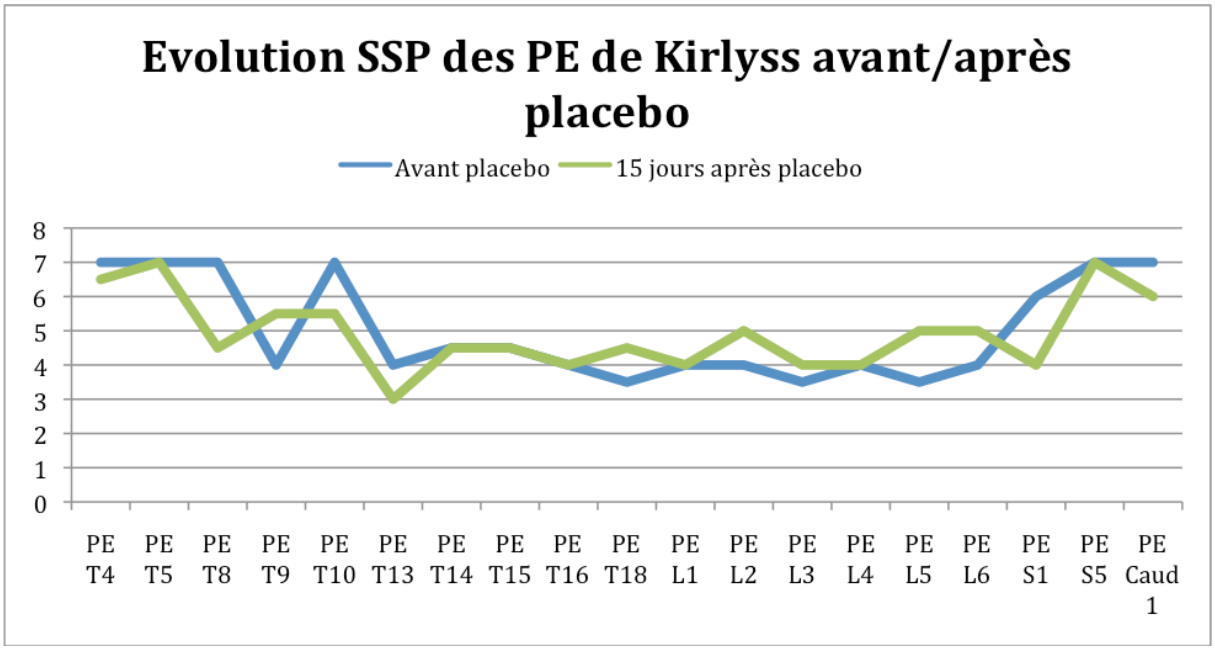


Figure 54 : Comparaison des profils de SSP des PE de Kirlyss à J0 et J15 après traitement placebo

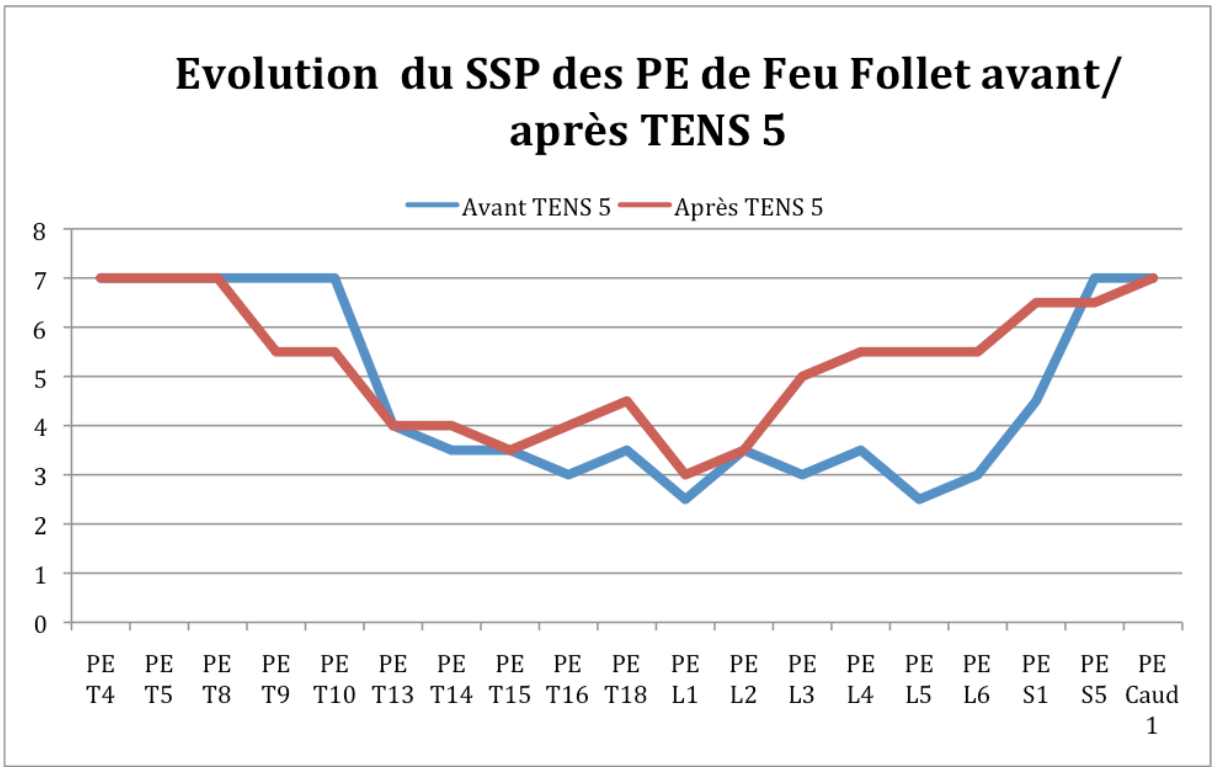


Figure 55 : Comparaison des profils de SSP des PE de Feu Follet à J0 et J15 après 5 séances de TENS

- Comparaison des SSP paravertébraux gauches avant et 15 jours après la fin du traitement de chevaux sensibles du côté gauche : Harmonie du groupe témoin et Quiz du groupe TENS 5 séances.

Quiz et Harmonie ont montré à l'examen initial une sensibilité marquée des points paravertébraux gauches. Les figures 56 et 57 montrent respectivement les SSP qui restent inchangés à J15 pour Harmonie avec des courbes qui restent pratiquement superposées et l'évolution favorable de Quiz à J15 après les 5 séances de TENS.

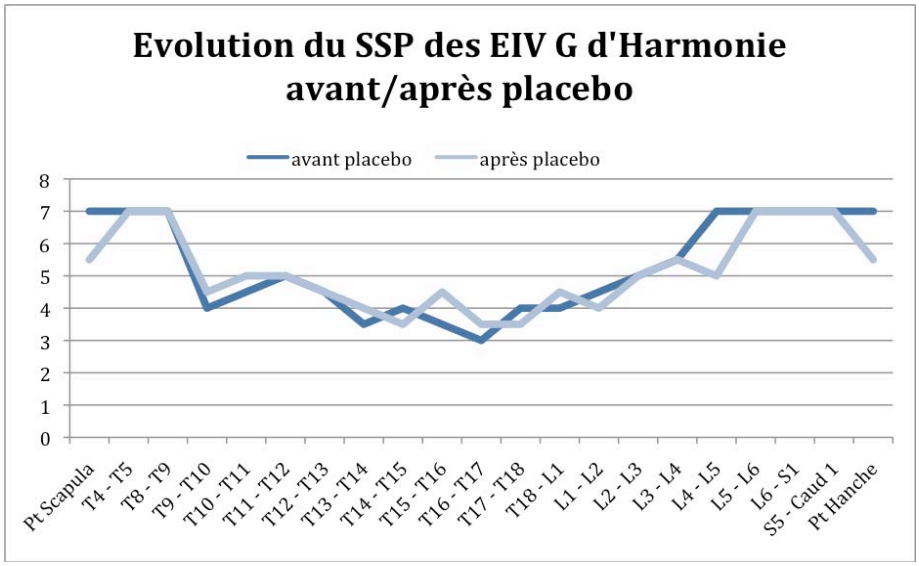


Figure 56 : Profil SSP des points paravertébraux gauches de Harmonie avant et à J15 d'une séance placebo

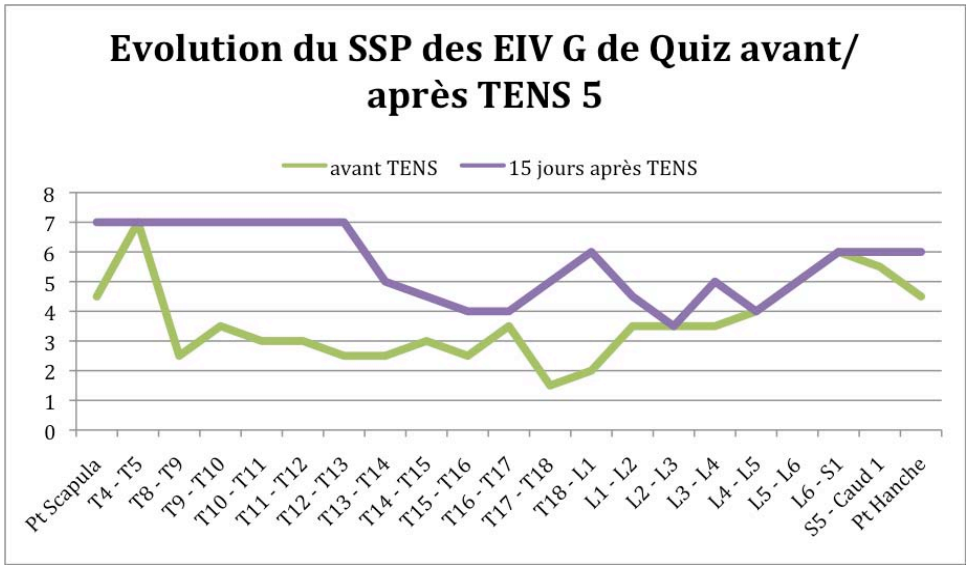


Figure 57 : Profil des SSP des points paravertébraux gauches avant et après 5 séances de traitement TENS

- Comparaison du SSP paravertébral avant et 15 jours après la fin du traitement de chevaux sensibles du côté droit : Serena du groupe témoin et Feu-Follet du groupe TENS 5 séances

Serena et Feu-Follet ont montré à l'examen initial une sensibilité marquée des points paravertébraux droits. Les figures 58 et 59 montrent respectivement les SSP inchangés à J15 pour Serena avec des courbes qui restent pratiquement superposées et l'évolution favorable de Feu Follet à J15 après les 5 séances de TENS.

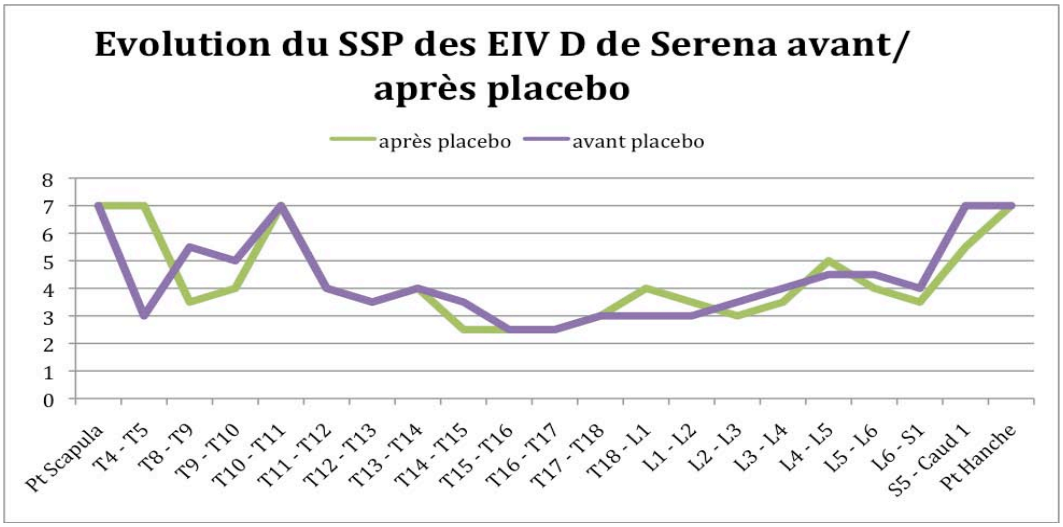


Figure 58 : Profils SSP paravertébraux droits de Séréna avant et 15 jours après séance placebo

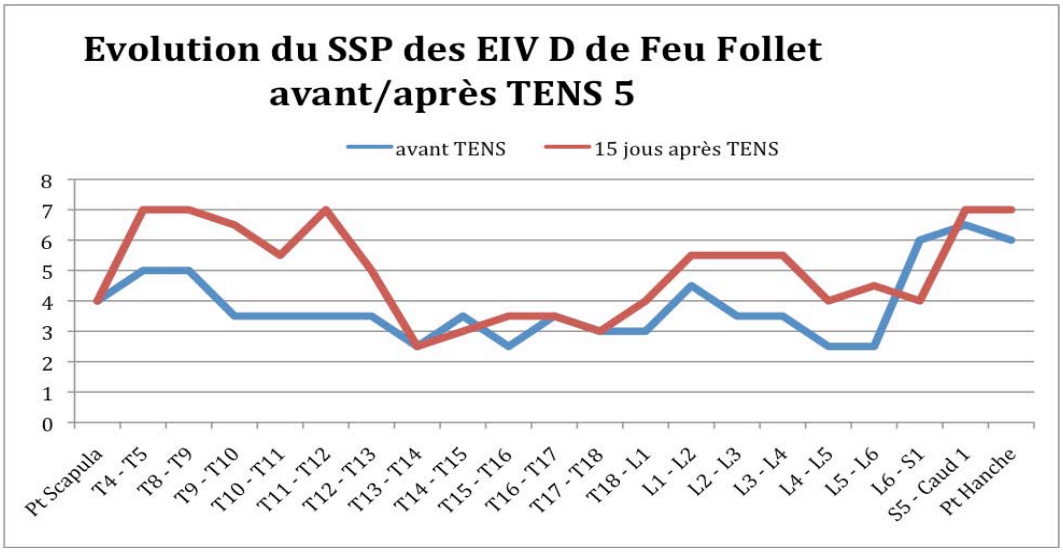


Figure 59 : Profils SSP paravertébraux droits de Feu Follet avant et 15 jours après 5 séances de Tens.

On note en particulier une amélioration significative du SSP des points de la région thoracique crâniale droite (garrot et base du garrot jusqu'à T13) particulièrement sensible chez Feu Follet.

d. Efficacité maximale d'une séance de TENS

Le pic d'amélioration maximale après une séance de TENS se situe à 24h ou 48h chez 82% des chevaux traités aux TENS 1 séance (9 chevaux/11 : 5 chevaux soit 45% à J1 et 4 chevaux soit 36% à J2). Les résultats sont regroupés dans le tableau 9.

Cheval	Maximum amélioration G	Maximum amélioration D	Maximum amélioration G+D
Cassiopeia	J15	J1	J1
Feu Follet	J1	J1	J1
Jivaro	J1	J2	J1
Najma	J15	J1	J1
Nattergal	J7	J2	J2
Orcillo	J2	J7	J7
Pylou	J2	J2	J2
Qualypso	J2	J2	J2
Quiz	J1	J2	J1
Royal	J7	J1	J7
Verdi	J2	J2	J2

Tableau 9 : Maximum d'amélioration après TENS 1

e. Illustration de l'effet comparé à long terme des deux protocoles TENS

En prenant comme exemple le cheval Verdi, comparons les SSP paravertébraux gauches 15 jours après la fin du traitement TENS 1 (issue de la première et unique séance) et 15 jours après la fin du protocole TENS 5 (issue de la cinquième et dernière séance) (Figure 60).

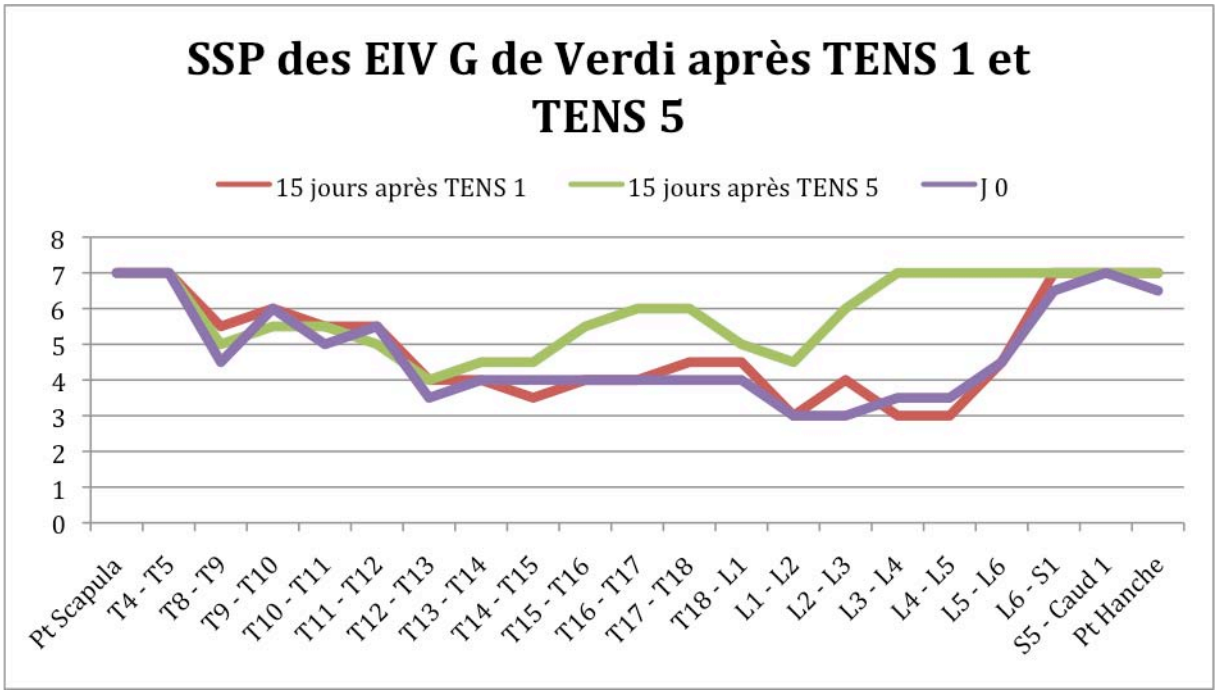


Figure 60 : Profils SSP paravertébrale gauche pour Verdi à J0 , à 15 jours après 1 séance de TENS, et à 15 jours après 5 séances de TENS

On remarque que le profil SSP 15 jours après la fin de TENS 1 est quasi-similaire au seuil de réaction initiale, alors que celui après TENS 5 reste nettement au dessus . Ceci montre que que l'effet d'une séance de TENS ne perdure pas dans le temps. Après un pic d'efficacité à 1 (ou 2) jours après traitement, la SSP décroit progressivement jusqu'à retrouver une valeur proche de celle de départ, ainsi que l'illustre ces courbes de suivi de Verdi après le protocole TENS 1 (Figure 61).

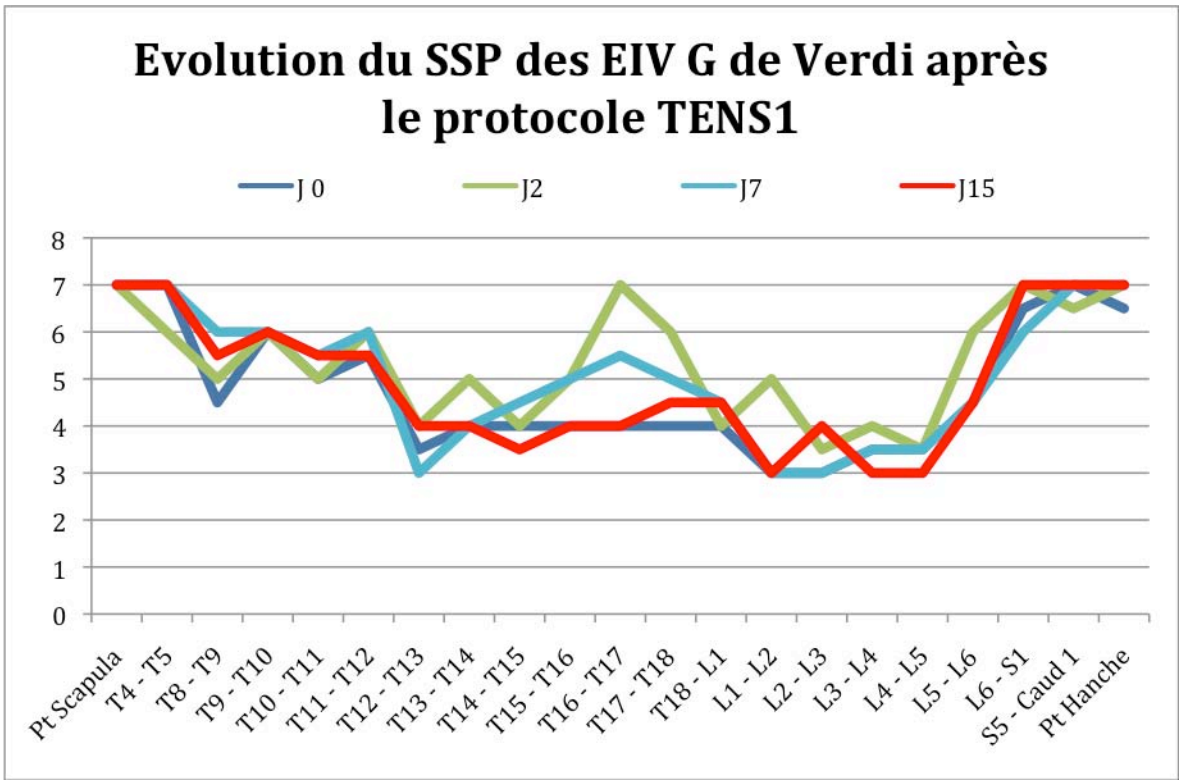


Figure 61 : Evolution des profils du SSP paravertébral gauche pour Verdi à J0 , J2, J7 et J15 après 1 séance de TENS

Le pic d'amélioration de la SSP de la région la plus sensible (thoracique caudale et thoraco-lombaire) se situe à J2, puis le SSP décroit à J7, et retrouve les valeurs initiales à J15.

2. Seuil de réponse musculaire à la stimulation électrique (SRM)

Le SRM a été mesuré **avant traitement** (c'est-à-dire après les mesures algométriques, et juste après la mise en place des électrodes sur le dos du cheval) et **après traitement**

→ Dans le cas du groupe témoin/placebo : avant et après 20 minutes de « TENS placebo », c'est-à-dire sans mettre en route l'appareil d'électrostimulation.
→ Dans le cas du groupe TENS 1 séance : juste après le traitement de 30 minutes.
→ Dans le cas du groupe TENS 5 séances : juste avant et juste après chaque séance de 30 minutes.

Les mêmes 6 chevaux ont été testés dans les 3 groupes (Orcillo, Najma, Quiz, Feu Follet, Jivaro, Verdi) plus deux chevaux dans le groupe TENS 1séance (Nattergale et Pylou).

a. Valeur moyenne du SRM avant placebo ou avant traitement TENS

La valeur moyenne du SRM a été calculée à partir de toutes les mesures réalisées avant la séance placebo, avant la séance de TENS pour le groupe TENS 1 et avant la première séance de TENS pour le groupe TENS 5. Les résultats sont présentés dans le tableau ci - dessous.

Côté gauche	Côté droit	Ensemble des deux côtés
7,8 ± 2,3 mA	**7,9 ± 3,5 mA**	**7,9 ± 3,2 mA**

Tableau 10 : SRM avant traitements

Aucune différence n'existe entre les côtés droit et gauche (test de Student, p=0,88)

Cette valeur moyenne indique que, lors d'une électrostimulation neuro-musculaire du pont thoraco-lombaire chez le cheval,
- avec des électrodes placées en regard des points moteurs du musle erector-spinae
- avec un courant rectangulaire, bidirectionnel, alternatif
- avec une durée d'impulsion de 180 microsecondes

on peut s'attendre à percevoir les premières contractions musculaires en moyenne vers 8 mA, entre 5 et 10 mA selon l'individu.

Certains chevaux de l'étude montrent un SRM nettement plus bas que cette valeur moyenne (Tableau 11).

b. SRM du groupe témoin : avant et après TENS placebo

Les résultats sont présentés dans le tableau 11 et la figure 63. Les données suivent une répartition normale (Figure 62).

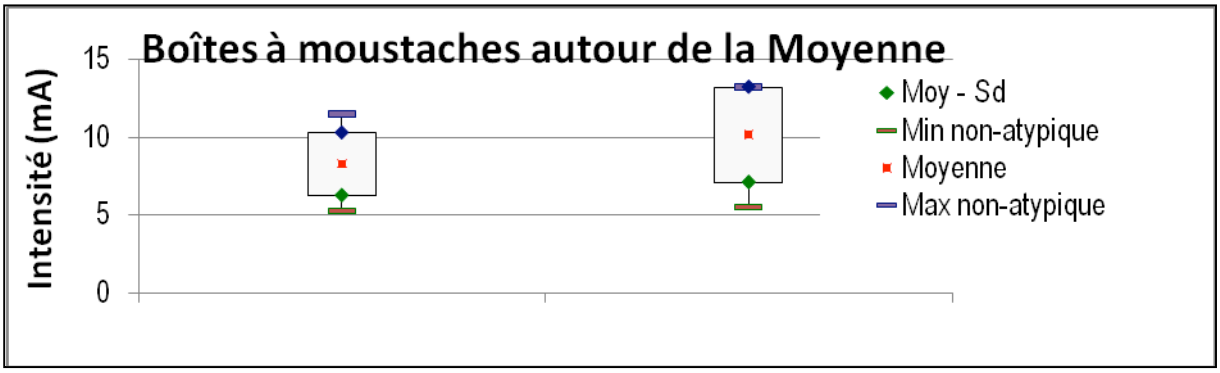


Figure 62 : Box plot montrant la répartition normale des résultats du SRM (à gauche avant, à droite après TENS placebo)

Cheval	**Côté gauche avant** séance placebo	**Côté gauche après** séance placebo	**Côté droit avant** séance placebo	**Côté droit après** séance placebo	**Moyenne des côtés avant** séance placebo	**Moyenne des côtés après** séance placebo
Orcillo	7	10,5	9,5	10	8,25	10,25
Jivaro	8	10	8,5	14	8,25	12
Najma	8,5	5,5	7	5,5	7,75	5,5
Quiz	11	14,5	12	11,5	11,5	13
Feu Follet	5,5	7,5	5	7,5	5,25	7,5
Verdi	9,5	15,5	8	10	8,75	12,75
Moyenne	***8,25***	***10,58***	***8,33***	***9,75***	***8,29***	***10,17***
Ecart-type	***1,92***	***3,88***	***2,36***	***2,98***	***2,00***	***3,06***

Tableau 11 : SRM du groupe témoin avant et après TENS placebo

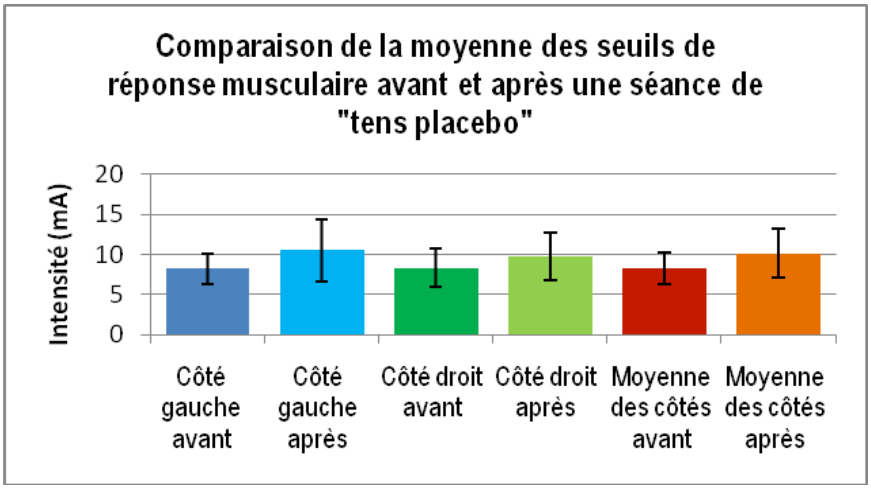


Figure 63 : Moyenne des SRM avant/après TENS placebo

L'analyse statistique ne montre aucune différence significative

- entre les deux côtés avant la séance
- avant et après la séance que ce soit du côté gauche, du côté droit ou pour la moyenne des SRM des deux côtés (Tableau 12)

Test de comparaison des moyennes	Résultat (Test de Student)
Côté gauche / côté droit avant séance	**Aucune différence significative : t = 0,067 - p = 0,95**
Côté gauche : avant et après la séance	**Aucune différence significative : t = 1,909 - p = 0,11**
Côté droit : avant et après la séance	**Aucune différence significative : t = 1,389 - p = 0,22**
Moyenne des deux côtés : avant et après la séance	**Aucune différence significative : t = 2,040 - p = 0,097**

Tableau 12 : Comparaison des moyennes de SRM du groupe témoin

Dans tous les cas sauf un (Najma), on note une légère élévation du SRM après 20 minutes d'application des électrodes sans courant. Cette élévation est en moyenne proche de 2 mA c'est-à-dire d'environ 25% de la valeur initiale, mais, dans certains cas, elle peut être de plus de 4 mA c'est-à-dire de plus de 50% de la valeur initiale (Verdi côté gauche ; Jivaro côté droit). Ceci pourrait être en rapport avec un éventuel effet placebo.

Aucun effet significatif sur le SRM n'est mis en évidence dans le groupe témoin/placebo

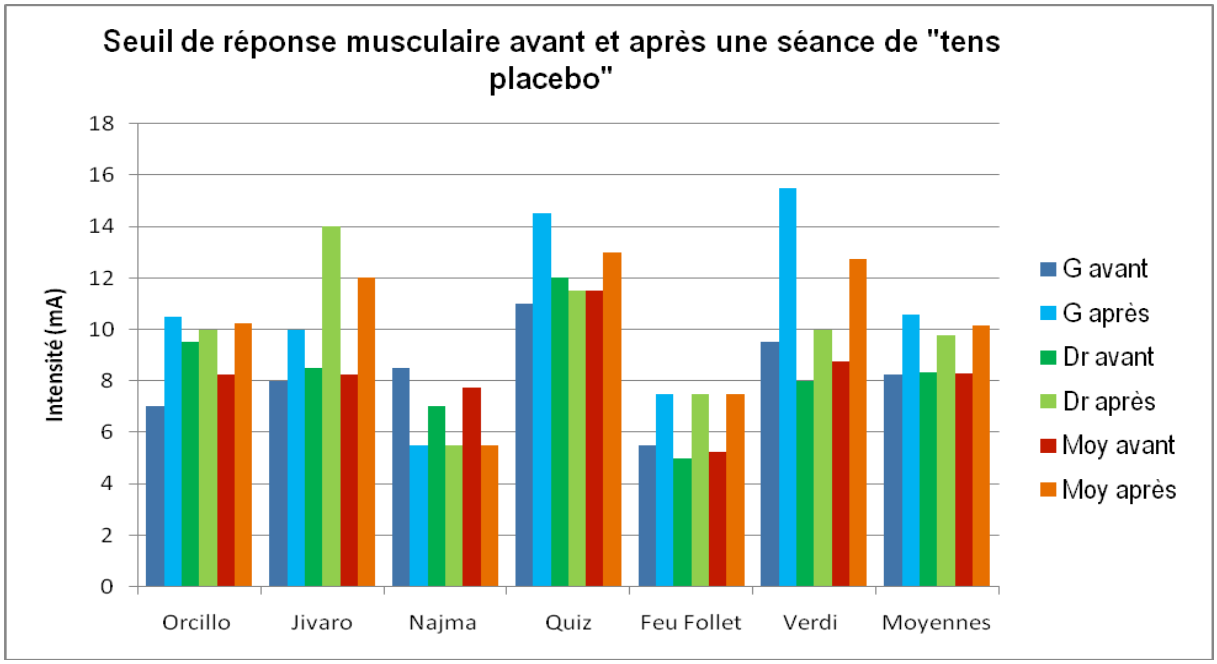


Figure 64 : Histogramme des SRM des chevaux avant/après TENS placebo

c. SRM avant et après une séance de TENS

Les résultats des mesures du SRM avant et après une séance de traitement TENS sont présentés dans le tableau 13 et les figures 66 et 67 . La répartition des données est normale (Figure 65).

	G avant	D avant	G après	D après	Moy Avt	Moy après
Pylou	3,5	6	17	18,5	4,75	17,75
Nattergal	5,5	5	7,5	9,5	5,25	8,5
Jivaro	7,5	7,5	14,5	14,5	7,5	14,5
Najma	12	14	17	19	13	18
Quiz	10	13	18,5	21	11,5	19,75
Feu Follet	9,5	9,5	11	14,5	9,5	12,75
Verdi	7	4	9,5	12	5,5	10,75
Orcillo	3	4	12	13	3,5	12,5
Moyenne	***7,25***	***7,88***	***13,38***	***15,25***	***7,56***	***14,31***
Ecart-type	***3,17***	***3,93***	***3,98***	***3,92***	***3,44***	***3,91***

Tableau 13 : SRM avant/aprè une séance de TENS

On constate d'une part que tous les chevaux montrent une élévation du SRM du côté droit et du côté gauche. Cette augmentation est en moyenne d'environ 6 mA (6,3 ± 2,2 mA) soit d'environ + 75% de la valeur initiale. Dans certains cas individuels, cette augmentation

atteint des valeurs proches de 2 à 3 fois la valeur initiale (Jivaro et Orcillo, Pylou). Un test de comparaison des moyennes est là encore réalisé afin de voir si les différences observées sont significatives (Tableau 10).

Test de comparaison des moyennes	Résultats (Test de Student)
Côté Gauche / Côté droit - Avant séance	Aucune différence significative – t = 0,350 – p = 0,73
Côté Gauche / Côté droit – Après séance	Aucune différence significative. t = 0,949 – p = 0,36
Côté gauche avant / Côté gauche après séance	**Différence significative : t = 4,15 – p < 0,0043**
Côté droit avant / Coté droit après séance	**Différence significative : t = 7,85 – p < 0,0001**
Moyenne des côtés avant / Moyenne des côtés après	**Différence significative : t = 5,78 – p < 0,00067**

Tableau 14 : Tests de différence de moyennes de SRM avant/après une séance TENS

L'analyse statistique (test de Student) montre une élévation significative du SRM après une séance de TENS.

- L'augmentation moyenne de la valeur seuil d'intensité est d'environ + 84% du côté gauche et elle est d'environ + 94% du côté droit par rapport à la valeur avant traitement. Cette augmentation moyenne est de plus de 3 fois supérieure à celle observée avec le groupe témoin.

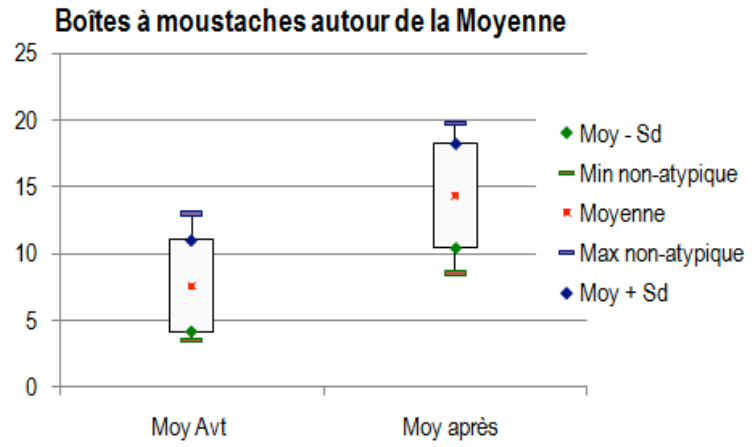


Figure 65 : Box plot des SRM avant/après une séance de TENS

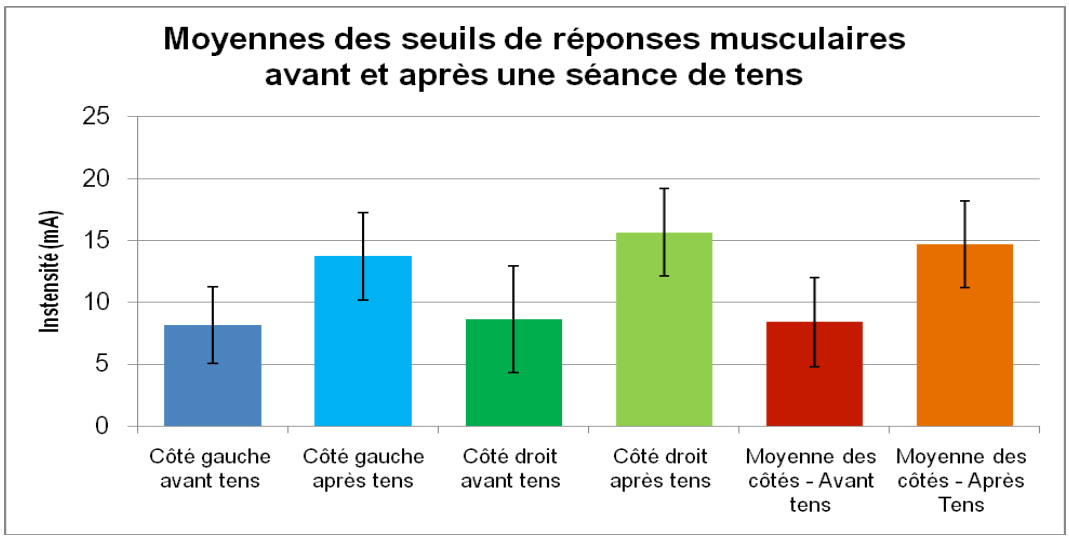


Figure 66 : Histogramme des moyennes des SRM avant/après une séance de TENS

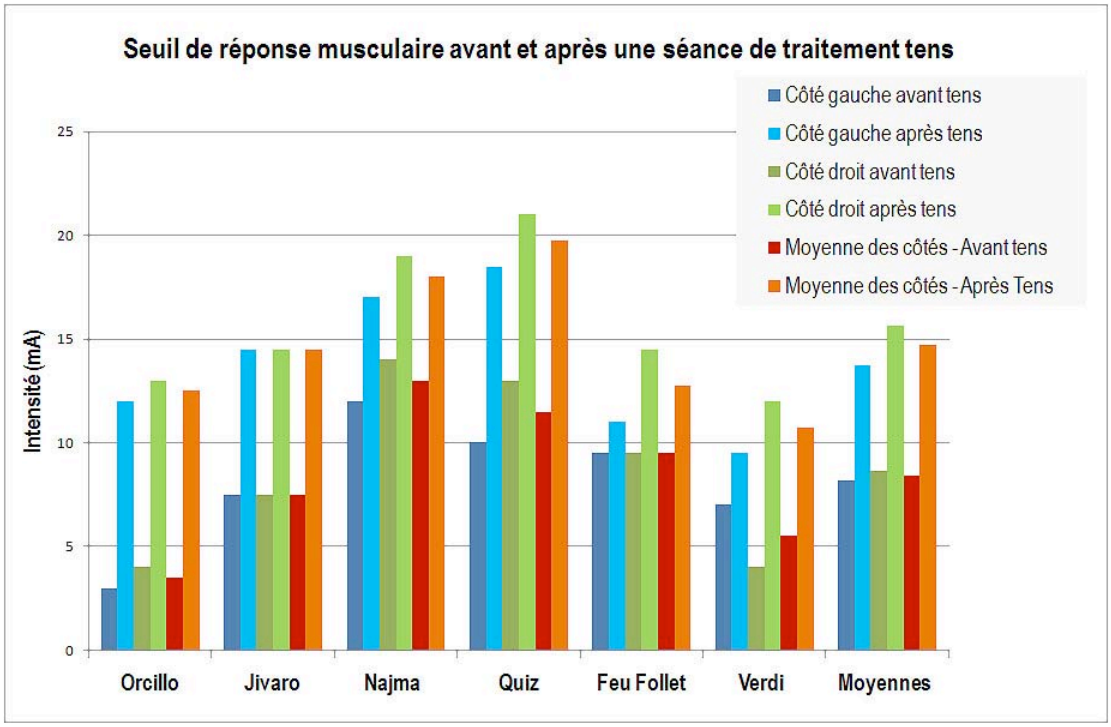


Figure 67 : Histogramme des SRM des chevaux avant/après une séance de TENS

d. Comparaison : groupe TENS 1 séance - groupe témoin

Sont comparées les valeurs des 6 mêmes chevaux ayant fait partie du groupe témoin (TENS placebo) d'abord, puis du groupe TENS 1 séance. Les résultats sont regroupés dans les tableaux 15, 16 et 17 et les figures 69 et 51. La répartition des données est normale (Figure 68).

- **Aucune différence significative n'est mise en évidence entre les deux groupes concernant les moyennes avant traitement TENS et avant la séance de TENS placebo**.

- Il en est de même si on compare la différence d'augmentation du SRM entre les deux groupes après la séance. Le groupe traité montre une amplitude d'augmentation (ou un pourcentage) significativement plus forte du SRM du côté droit et pour la moyenne des deux côtés, mais pas du côté gauche.

Groupe	SRM moyen Côté gauche	SRM moyen Côté droit	SRM moyen Moyenne des deux côtés
Témoin/placebo Avant séance	**8,3 ± 2 mA**	**8,2 ± 2,4 mA**	**8,3 ± 2 mA**
Traité TENS 1 Avant séance	**8,2 ± 3,1 mA**	**8,7 ± 4,3 mA**	**8,4 ± 3,6 mA**
Témoin placebo Après séance	**10,6 ± 3,9 mA**	**9,75 ± 2,3 mA**	**10,2 ± 3 mA**
Traité TENS 1 Après séance	**13,75 ± 3,5 mA**	**15,7 ± 3,5 mA**	**14,7 ± 3,5 mA**

Tableau 15 : SRM comparés groupe témoin/ groupe TENS 1 séance

- La comparaison des moyennes des valeurs après traitement TENS ou TENS placebo montre toujours une **moyenne plus élevée pour le groupe traité**. Du point de vue statistique, le SRM moyen n'est toutefois pas significativement plus élevé du côté gauche pour le groupe traité, mais l'est du côté droit et pour la moyenne des deux côtés.

Comparaison des moyennes	Résultats des tests (Test de Student – Echantillons considérés indépendants)
Avant séance Côté Gauche Gr Tém / Côté gauche Gr tens 1	Aucune différence significative – t = 0,00559 – p = 0,96
Avant séance Côté droit Gr Tém / Côté droit Gr Tens 1	Aucune différence significative. t = 0,169 – p = 0,87
Avant séance Moy des côtés Gr Tem / Moy des côtés Gr Tens 1	Aucune différence significative. t = 0,0741 – p = 0,94
Après séance Côté Gauche Gr Tém / Côté gauche groupe tens 1	Aucune différence significative. t = 1,479 – p = 0,17
Après séance Côté droit Gr Tem / Côté droit Gr Tens 1	**Différence significative : t = 3,130 – p < 0,0011**
Après séance Moy des côtés Gr Tem / Moy des côtés Gr Tens 1	**Différence significative : t = 2,398 – p < 0,0037**
Après séance Côté gauche : Moy différences après-avant Gr Tém / Moy des différences après-avant Gr tens 1	Pas de différence significative – t = 1,847 – p = 0,096
Après séance Côté droit : Moy différences après-avant Gr Tém / Moy des différences après-avant Gr tens 1	**Différence significative : t = 4,548 – p < 0,0018**
Après séance Moyenne des côtés : Moy différences après-avant Gr Tém / Moy des différences après-avant Gr tens 1	**Différence significative : t = 3,455 – p < 0,0062**

Tableau 16 : Résultats des comparaisons des moyennes du groupe témoin/placebo et du groupe TENS 1 séance (test de Student)

Groupe	Différence moyenne du SRM après-avant séance – Côté Gauche	Différence moyenne du SRM après-avant séance – Côté droit	Différence moyenne du SRM après-avant séance – Moyenne des deux côtés
Témoin/placebo	**2,3 ± 3 mA**	**1,4 ± 2,5 mA**	**1,9 ± 2,3 mA**
Traité Tens 1	**5,6 ± 3,2 mA**	**7 ± 1,7 mA**	**6,3 ± 2,2 mA**

Tableau 17 : Différences de moyennes des SRM avant et après séance TENS

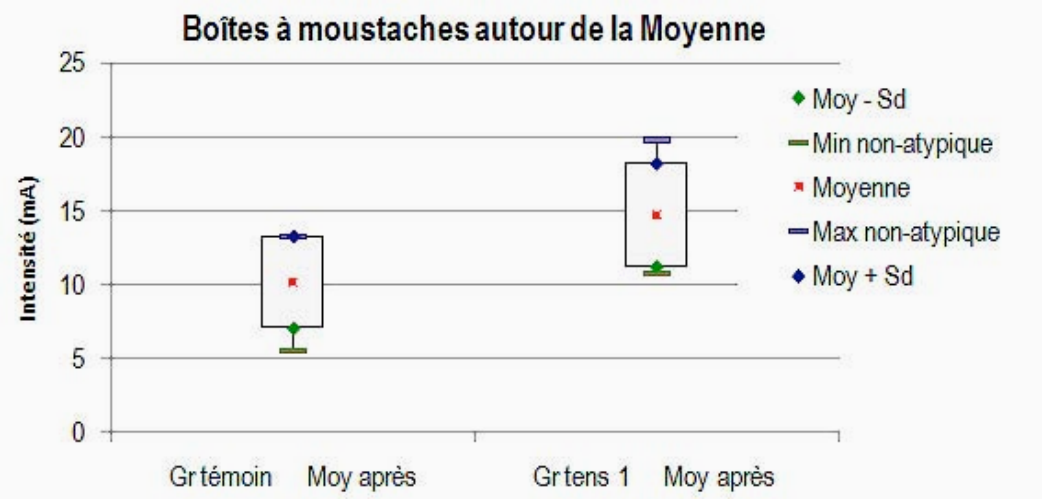


Figure 68 : Boxplot des différences de moyennes selon le groupe

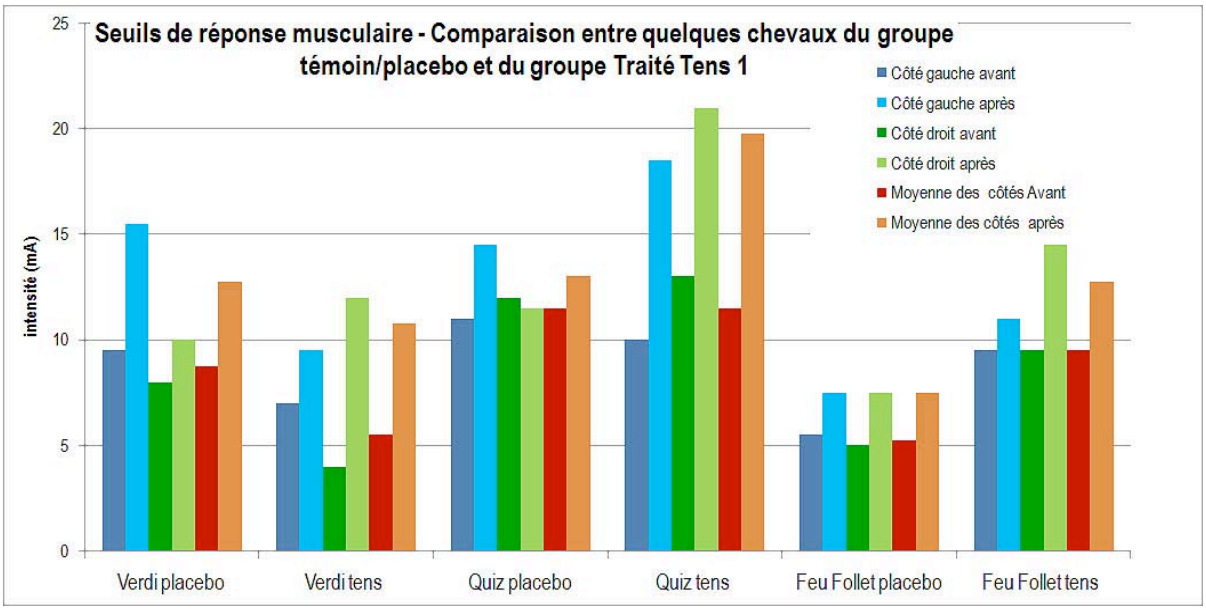


Figure 51 : Histogrammes des SRM : comparaison des SRM de chevaux ayant appartenu aux deux groupes

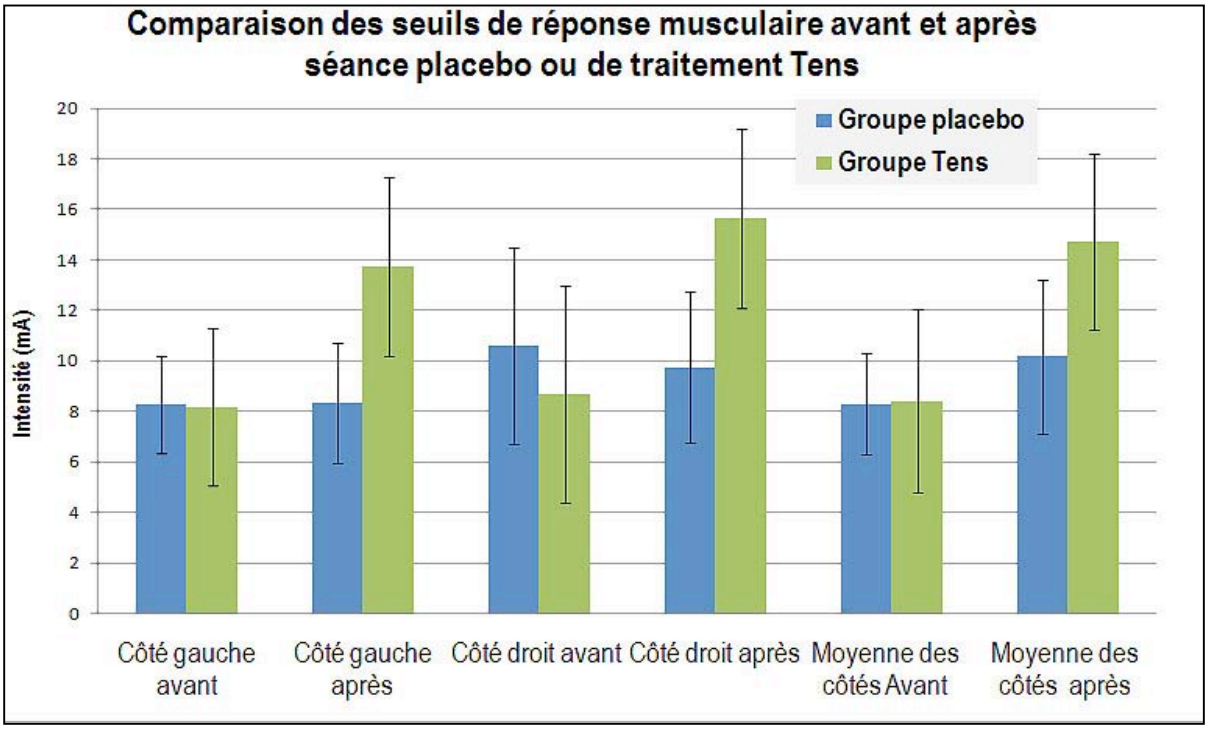


Figure 69 : Comparaison de moyenne des SRM placebo/TENS 1 séance

e. SRM au cours d'un traitement de 5 séances de TENS

Certaines séries de valeurs ne suivant pas une distribution normale (test de normalité de Shapiro-Wilk) les comparaisons des moyennes ont été réalisées dans un premier temps deux à deux au moyen du test non paramétrique de Wilcoxon puis, dans un second temps, au moyen du test de Friedmann permettant de comparer plusieurs séries de mesures pour un même groupe.

Les résultats concernant le SRM au cours du traitement avec 5 séances de TENS peuvent être comparés à une succession de résultats d'un test TENS 1 séance réalisé tous les deux jours.

- **Après chaque séance, on observe une élévation significative du SRM par rapport à la valeur d'avant traitement.**

- D'une séance à l'autre, **aucune différence significative n'est observée:**

  - **Entre les valeurs du SRM avant chaque séance**, d'une part ;

  - **Entre les valeurs du SRM après chaque séance** d'autre part.

  - **Entre les différences moyennes des SRM** (SRM après – SRM avant séance).

En d'autres termes, 48 heures après chaque séance, la SRM redescend à une valeur proche de la SRM à T0, juste avant la première séance : Il n'y a pas d'élévation durable de la SRM, ou sommation des effets au fil des séances.

Des tests intermédiaires, entre deux séances, n'ayant pas été réalisés, il n'est pas possible de connaître le type d'évolution du SRM au cours des 48h qui suivent chaque séance de TENS.

i. Comparaison avec le groupe témoin

Les comparaisons des moyennes ont été réalisées deux à deux au moyen du test non paramétrique de Mann-Withney pour des échantillons indépendants.

- **SRM avant séance : aucune différence significative n'est observée entre le groupe témoin d'une part et à chacune des séances de TENS** (T0, T+2j, T+4j, T+6j, T+8j)

- **SRM après séance** : les tests statistiques ne révèlent **pas de différence significative**.

- **Différence des SRM** (SRM après – SRM avant) : la **différence est, après chaque séance plus élevée pour le groupe traité.** Elle en moyenne de 4±0,5mA pour le groupe traité, pour 1,88±2,3 mA pour le groupe témoin/placebo.

Quand elles sont comparées deux à deux (moyenne des différences pour chaque séance de tens vs moyenne des différences pour le groupe placebo), la différence n'est pas significative ($p>0,05$).

Mais quand on compare la moyenne des différences sur l'ensemble des 5 séances au groupe placebo, la différence s'avère significative, que cela soit du côté gauche, du côté droit, ou pour la moyenne des deux côtés (respectivement : $t = 6,244$, et $p< 0,0034$; $t = 11,84$ et $p< 0,00029$; $t = 9,702$ et $p < 0,00063$) .

ii. Comparaison avec le Groupe TENS 1 séance (Tableaux 18 et 19, Figures 70 et 71)

- **L'élévation moyenne du SRM s'avère plus importante pour le groupe TENS 1 séance, que pour chaque séance du groupe TENS 5 séances.**

- Comme pour la comparaison avec le groupe témoin, les **tests de comparaisons des moyennes de Mann-Withney se révèlent non significatifs dans tous les cas de comparaison deux par deux** ($p > 0,05$), mais la **comparaison entre la moyenne globale des différences pour le groupe 5 séances avec la différence moyenne pour le groupe TENS 1 séance, montre une augmentation plus significative pour le groupe TENS 1** (A gauche : $t = 14,92$ et $p<0,00065$; à droite : $t = 15,80$ et $p < 0,00009$; moyenne des deux côtés : $t = 9,865$ et $p< 0,0059$).

	SRM Gauche avant	SRM Gauche après	SRM Droite avant	SRM Droite après	SRM Moyenne des côtés avant	SRM Moyenne des côtés après
Moy Placebo	8,25	10,58	8,33	9,75	8,29	10,17
Ecart-type placebo	1,92	3,88	2,36	2,98	2,00	3,06
Moy Tens 1	8,17	13,75	8,67	15,67	8,42	14,71
Ecart-type Tens 1	3,11	3,53	4,31	3,54	3,61	3,48
Moy Tens 5 - T0	7,25	12,25	6,92	11,58	7,08	11,92
Ecart-type T0	4,13	6,76	4,42	6,09	4,19	6,40
Moy Tens 5 - T2	7,17	9,67	6,83	11,17	7,00	10,42
Ecart-type T2	3,18	5,00	4,38	5,91	4,07	5,40
Moy Tens 5 - T4	5,42	8,83	5,08	9,00	5,25	8,92
Ecart-type T4	2,60	5,51	2,94	5,79	2,67	5,63
Moy Tens 5 - T6	6,33	10,17	7,00	10,33	6,67	10,25
Ecart-type T6	2,62	3,50	2,77	3,65	2,63	3,56
Moy Tens 5 - T8	6,17	10,17	5,83	10,50	6,00	10,33
Ecart-type T8	1,86	5,77	1,69	5,61	1,68	5,67

Tableau 18 :Valeurs moyennes des seuils de réponses musculaires (SRM) en mA, avant et après séance pour les groupes placebo, TENS 1 séance et TENS 5 séances.

	Groupe témoin placebo	Groupe Tens 1 séance	Groupe Tens 5 séances						
			T0	T2	T4	T6	T8	Moy Tens 5	*Ecart-type Tens 5*
Côté gauche	2,3 ± 3	5,6 ± 3,8	5,0	3,8	3,4	3,8	4,0	4,0	0,6
Côté droit	1,4 ± 2,5	7 ± 1,7	4,7	4,1	3,9	3,4	4,6	4,1	0,5
Moyenne des côtés	1,88 ± 2,3	6,3 ± 2,2	4,8	3,9	3,7	3,6	4,3	4,1	0,5

Tableau 19 :Valeurs des différences moyennes des seuils de réponses musculaires en mA, avant et après séance pour les groupes placebo, TENS 1 séance et TENS 5 séances

Conclusion concernant les résultats du seuil de réponse musculaire (SRM) à la stimulation électrique :

1) Groupe témoin/placebo : Aucune différence statistiquement significative avant et après mise en place des électrodes sans mise en route du courant.

2) Groupe TENS 1 séance : Elévation significative du SRM. Différence significative avec le groupe témoin/placebo.

3) Groupe TENS 5 séances : Elévation significative du SRM après chaque séance. Pas de sommation des effets d'une séance à l'autre. Elévation moins importante que pour le groupe TENS 1. Moyenne des différences (pourcentage d'augmentation) significativement plus élevée que pour le groupe témoin/placebo, mais plus faible que pour le Gr TENS 1.

4) Effet placebo possible, mais l'augmentation du SRM du groupe témoin/placebo est non significative, et significativement plus faible que pour les groupes traités.

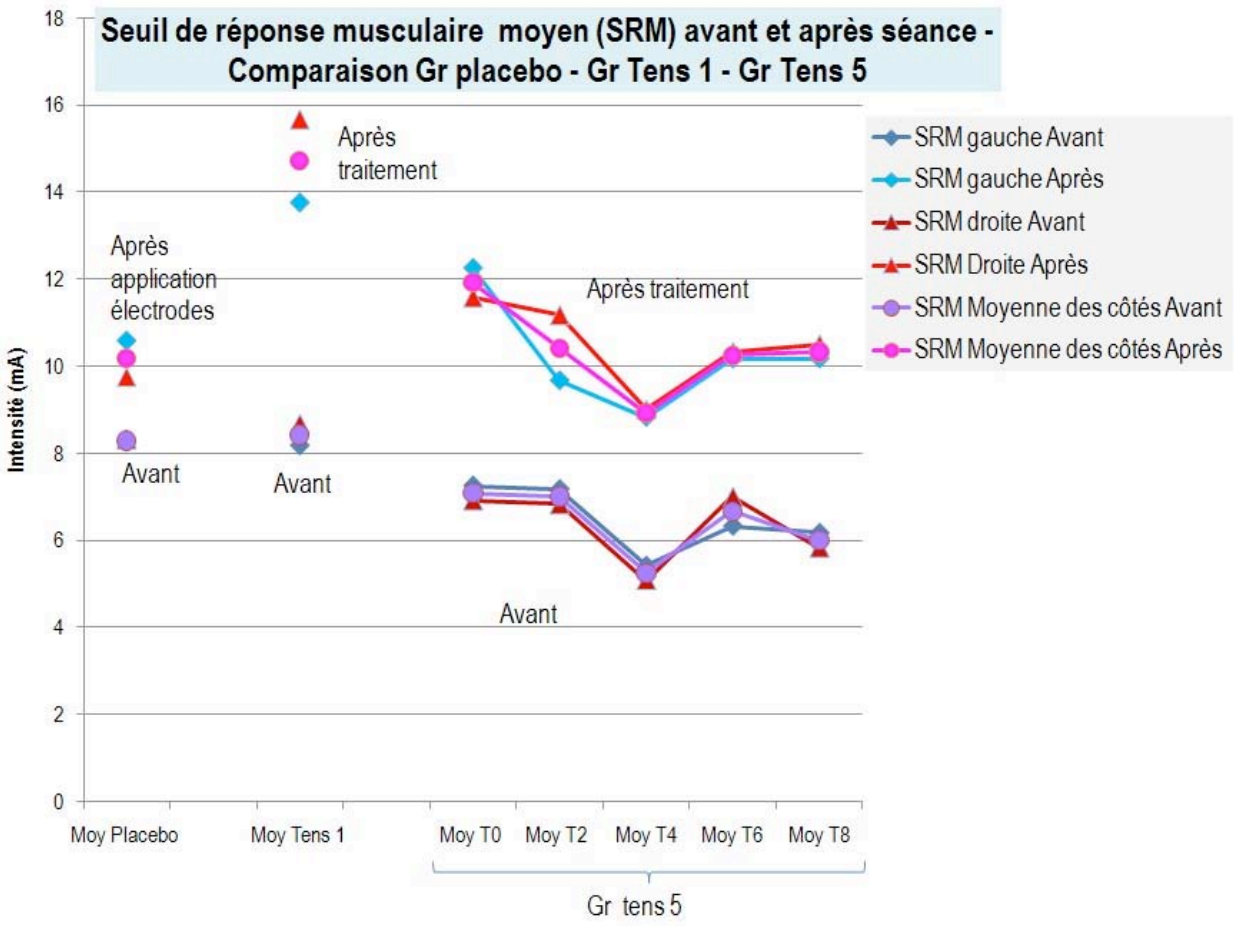


Figure 70 : Valeur moyenne du Seuil de Réponse Musculaire avant et après séance du Gr témoin/placebo, du Gr TENS 1 et du Gr TENS 5

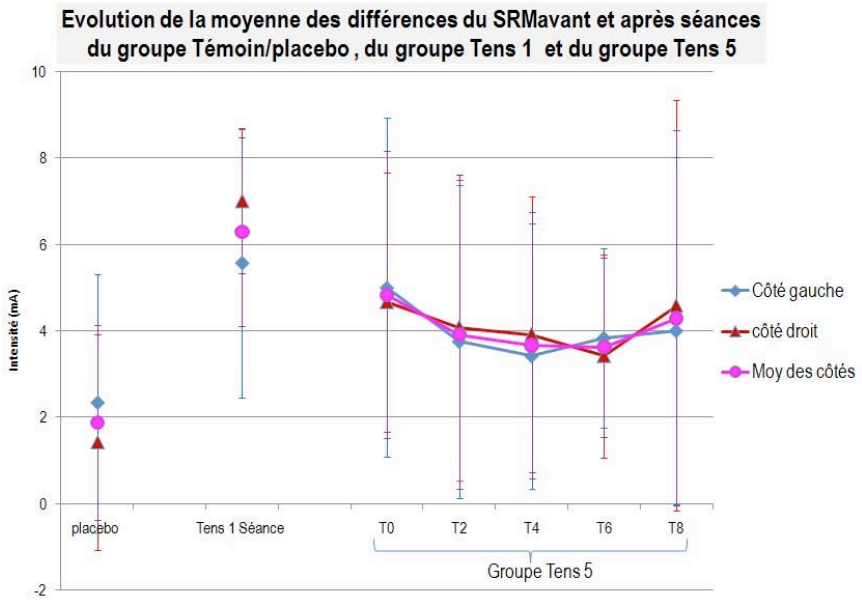


Figure 71 : Evolution de la moyenne des SRM selon le groupe

3. Evaluation des cavaliers

Pour chaque cheval des groupes traités par une et/ou 5 séances de TENS, il a été demandé au cavalier de noter son impression sous la selle sur une échelle de 0 à 4 et d'estimer approximativement la durée d'une éventuelle amélioration.

Les résultats des cavaliers ayant pris le temps de répondre sont récapitulés dans les tableaux 20 et 21 respectivement pour le groupe 1 séance, et le groupe 5 séances :

CHEVAL	AMELIORATION APRES TENS 1	DUREE DE L'AMELIORATION
Feu Follet	3/4	2 jours
Nattergal	2,5/4	2 jours
Quiz	3/4	2 jours
Najma	3,5/4	7 jours
Orcillo	1,5/4	2jours
Verdi	3,5/4	60 jours
Royal, Pylou, Jivaro	Impossibilité de répondre car chevaux n'ayant pu être montés dans les jours suivant la séance de TENS et dont un était en cours de débourrage.	

Tableau 20 : Evaluation de l'amélioration par les cavaliers pour le groupe TENS 1

CHEVAL	AMELIORATION APRES 5 séances de TENS	DUREE DE L'AMELIORATION
Feu Follet	3,5/4	15 jours
Nattergal	2,5/4	?
Quiz	3/4	30 jours
Najma	3,5/4	30 jours
Orcillo	3,5/4	21jours
Verdi	3,5/4	90 jours

Tableau 21 : Evaluation de l'amélioration par les cavaliers pour le groupe TENS 5

Cela fait un score moyen de 2,8 ± 0,75 sur un maximum de 4 après un seule séance de TENS et de 3,25 ± 0,4 après un traitement de 5 séances. Cette amélioration se traduit par une meilleure disponibilité dans le travail, des allures plus déliées, une souplesse augmentée, des chevaux moins raides et douloureux et réalisant plus aisément des exercices compliqués.

Après une séance de TENS, l'amélioration est ressentie pendant quelques jours. La majorité des cavaliers considèrent que l'effet s'estompe après 2 jours, sauf pour le cheval Verdi pour lequel le bénéfice d'une séance a été estimé à pratiquement 2 mois.

Avec 5 séances de traitement, l'amélioration est constatée entre 2 semaines pour Feu-Follet et 3 mois pour Verdi , avec une moyenne autour de 3-4 semaines . Ce sont ces mêmes chevaux qui montraient respectivement les durées minimale et maximale d'effets bénéfiques après une seule séance de TENS rapportées par leur cavalières.

D. Discussion

Cette étude a été menée sur 21 chevaux qui ont tous fait partie du groupe témoin.

Ce groupe témoin a reçu une séance de TENS placebo, c'est-à-dire que les électrodes ont été placées de part et d'autre des zones les plus sensibles détectées à l'examen initial (palpatoire et algométrique) sans mettre en route le courant pendant 20 minutes.

11 chevaux de ce groupe ont bénéficié, un mois plus tard, d'une séance de traitement avec un courant TENS de très basse fréquence (« endorphinique ») pendant 30 minutes.

Enfin, 3 mois plus tard, 6 chevaux de ce groupe ont reçu 5 séances du même traitement TENS à raison d'une séance tous les deux jours.

Les évaluations par algométrie (mesure du seuil de sensibilité à la pression, SSP) et par mesure du seuil de réponse musculaire à la stimulation électrique (SRM) ont eu lieu avant, puis juste après, puis à 3h, J1, J2, J7 et J15 après la séance (placebo ou traitement).

A notre connaissance, c'est la première étude qui tente d'évaluer l'efficacité des courants TENS chez les chevaux avec des méthodes quantitatives.

Les résultats révèlent un effet bénéfique significatif des TENS de très basse fréquence sur la sensibilité dorsale :

→ **Le SSP est augmenté après traitement**. Cette amélioration est durable : Le pic d'amélioration se situe en moyenne à 24 ou 48h après une séance de TENS. Cette amélioration s'estompe progressivement sur 15 jours environ après une seule séance de TENS, mais les effets s'ajoutent lors d'un traitement de 5 séances. On obtient ainsi 15 jours après a dernière séance un SSP moyen qui reste significativement supérieur à la valeur avant traitement.

→**Le SRM est significativement augmenté après une séance de TENS.** Mais il revient à sa valeur initiale à 48h . Il ne semble pas y avoir une **sommation des effets concernant ce paramètre sur un traitement avec 5 séances.**

→ Une petite élévation de la SSP et du SRM a été observée dans le cas des traitements placebo. Cette amélioration ne s'est pas avérée significative statistiquement, et reste significativement inférieure aux améliorations observées après traitement. On ne peut pas exclure un léger effet placebo.

Des 5 hypothèses émises à la fin de la partie « Matériel et Méthodes » de l'étude, les 4 premières se trouvent vérifiées. Seule la dernière, concernant la sommation des effets sur le seuil de réponse musculaire à la stimulation électrique au cours d'un traitement de 5 séances ne se trouve pas vérifiée.

1. Concernant les résultats

a. Seuil de sensibilité à la pression et algométrie

L'algométrie de pression est la technique quantitative la plus fréquemment utilisée pour évaluer la sensibilité dans les articulations et les tissus myofasciaux (Fransoo 2003).
Elle consiste en l'application d'une pression d'intensité progressivement croissante sur la peau, perpendiculairement à la surface de cette dernière. Ainsi on recrute d'abord les récepteurs cutanés des cellules de Merkel, puis les nocicepteurs périphériques qui sont des récepteurs à la pression (mécanorécepteurs) périphériques. Une diminution du SSP détectée par l'algomètre pourrait donc correspondre à une diminution du seuil de stimulation des nocicepteurs périphériques, terminaisons des nerfs rachidiens, et donc témoin d'une souffrance dorsale. L'augmentation du SSP après traitement aux courants TENS serait donc bien en rapport avec un effet antalgique.

Le tableau 22 ci-dessous, récapitule les différents types de mécanorécepteurs.

	Fibres associées	Localisation	Vitesse de conduction	Stimulus	Adaptation
Corpuscule de Pacini	A β	Tissu sous cutané	57-75 m/sec	Pression profonde, vibration	Phasique
Corpuscule de Ruffini	A β	Tissu sous cutané	50-70 m/sec	Étirement de la peau	Tonique
Corpuscule de Meissner	A β	Chorion	54-60 m/sec	Tact Pression	Phasique
Disque de Merkel	A β	Chorion	40-70 m/sec	Tact Pression	Tonique
Terminaisons libres	A δ, C	Épiderme	5-30 m/sec, 0.5-2 m/sec	Douleurs aiguës/fraîches/froid Douleur sourde/mal/de toucher/chaud	Tonique
Terminaison primaire du fuseau neuromusculaire (FN)	A α	Partie équatorial du FN	70-120 m/sec	Étirement musculaire	-
Terminaison secondaire du FN	A β	Partie équatorial du FN	30-70 m/sec	Étirement musculaire	-
Organe tendineux de Golgi	A β	Collagène	72-110 m/sec	Variation de force contractile	-
Récepteurs articulaires	A β, A δ	Articulation (capsule articulaire)	12-90m/sec	Variation d'angle et position articulaire	Phasico-toniques

Tableau 22 : Les mécanorécepteurs

L'utilisation de l'algométrie dans l'évaluation de la douleur dorsale du cheval a été validée par plusieurs études (Haussler et Erb, 2006a, 2006b, Hue S 2010) et a été utilisée de façon fiable pour évaluer les effets de divers traitements sur les dorsalgies du cheval : chiroprartie, massages, ostéopathie, anti-inflammatoires (Sullivan et al 2008, Hue 2010).

Dans notre étude, on a constaté chez 86 % des chevaux (18/21) une correspondance entre 75% et 100% entre les points sensibles détectés à l'algomètre et ceux détectés à la palpation digitée. Ceci rejoint le constat de Hue S (2010) qui avait trouvé plus de 75 % de correspondance entre l'examen palpatoire et algométrique.

Le profil de SSP le long de l'axe vertébral établi par mesure de la moyenne pour chaque point pour tous les chevaux est assez comparable à celui établi par Haussler et Erb (2006 b) avec des zones plus sensibles situés autour de la vertèbre anticlinale et en région thoraco-lombaire.

b. Seuil de réponse musculaire à la stimulation électrique (SRM)

Le SRM est augmenté de façon significative juste après chaque séance de TENS. Dans certains cas sa valeur est pratiquement multipliée par deux voire trois. Mais contrairement à ce que nous escomptions, et contrairement à la mesure du SSP, le SRM semble revenir à ses valeurs initiales dans les 48h qui suivent la séance. Pour des causes pratiques et de disponibilités, ces tests n'ont été réalisés que juste avant et juste après chaque séance. On ne peut rien conclure sur l'évolution des SRM, s'ils atteignent un maximum, s'ils diminuent progressivement ou très rapidement après traitement.

L'augmentation du SRM implique une élévation du seuil d'excitation des motoneurones. Ce qui peut être en rapport avec une réduction des tensions myofasciales ou des contractures dorsales. La réduction des contractures et spasmes est une composante importante de la réduction de la douleur du tissu musculo-squelettique (cercle vicieux de la douleur : contracture → spasme →douleur →contracture). Une autre interprétation de ce SRM serait que cette augmentation rapide et de courte durée serait le reflet d'une activation des mécanismes du gate-control par stimulation prolongée des récepteurs cutanés tactiles, même pour des stimulations à très faible fréquence.

La mesure du SRM semble être fiable pour une évaluation à court terme de la modification du seuil de la douleur mais pas à long terme comme c'est le cas pour le SSP.

c. Effet antalgique des TENS

La grande majorité des cavaliers dont les chevaux ont subi ou une plusieurs séances de TENS est d'accord sur l'amélioration du cheval au travail après le protocole. Les quelques cavaliers n'ayant pas observé d'amélioration sont ceux n'ayant pas monté leur cheval après le protocole, ou ne le montant pas assez régulièrement pour constater une quelconque évolution.

Pour ceux qui montaient régulièrement leur cheval avant et l'ont ensuite travaillé comme à leur habitude à l'issue du protocole, ils ont noté une amélioration nette du cheval dans son travail après les séances de TENS. Cette amélioration s'exprimant par une raideur et une fatigue diminuée, une plus grande facilité à réaliser des exercices compliqués (rassembler, changements de pied…), traduit une moins grande pénibilité du travail pour le cheval. Cette diminution de pénibilité, au sens physique du terme, n'est ni plus ni moins que la traduction macroscopique de la diminution de la douleur dorsale du cheval suite aux séances de TENS.

L'effet antalgique des TENS, démontré chez l'homme et l'animal de laboratoire, s'illustre aisément ici sur une partie du cheval extrêmement sollicité lors d'une séance d'équitation, le dos. Les mesures algométriques, les analyses statistiques ne font qu'appuyer ce que les cavaliers ont ressenti : les chevaux sont mieux après les TENS. Mieux car…moins douloureux !

d. Durée de l'effet d'une séance de TENS

L'effet antalgique des TENS atteint son maximum en 24h ou 48h avant de s'estomper progressivement sur 2 semaines (à J7 les SSP sont en moyenne encore significativement supérieurs à leur valeur avant traitement) .

Ceci semble bien en rapport avec l'effet retardé et prolongé de l'antalgie médiée par les opioïdes endogènes confirmée par de nombreuses études (voir partie II – mode d'action des TENS) et caractérisant les TENS de très basse fréquence qualifiés de TENS « endorphiniques »).

Pour les 5 séances espacées de 48h chacune, le bénéfice obtenu est d'une part supérieur à celui d'une seule séance et d'autre part, perdure plus longtemps. Notre suivi nous permet d'affirmer qu'il dure au moins 15 jours après la fin du protocole, les cavaliers trouvent qu'il dure en moyenne 37 jours.

2. Limites de l'étude

a. Recrutement des chevaux

Dans cette étude on a recruté des chevaux d'âge, de race, d'activités différentes. De ce fait nous n'avons pas de groupes standardisés. Il en résulte que les zones de sensibilité du dos variaient selon les individus, de même que l'ancienneté de la douleur . Cependant, le but de cette étude était de comparer l'évolution clinique après des séances de TENS chez des chevaux dorsalgiques ou non. Nous nous sommes attelés à suivre l'évolution du seuil de réaction des zones sensibles propres à chaque cheval, et avons comparé des chevaux sensibles pour les mêmes zones. De plus cette étude s'intègre dans l'évaluation d'une technique de physiothérapie et il serait aberrant de considérer que la physiothérapie ne puisse s'étudier que sur des groupes standardisés. Les variations individuelles et la variété des zones de douleur/sensibilité accrue constituent la richesse d'utilisation des TENS et en font un moyen indolore, sûr et adaptable de la gestion des zones douloureuses du rachis du cheval.

b. Nombre de chevaux

Nos effectifs de groupe ne sont pas équitables : 21 chevaux dans le groupe placebo, 11 dans le groupe TENS 1 et 6 dans le groupe TENS 5 (ces six derniers appartenaient déjà aux deux groupes précédents). Les chevaux participant à l'étude l'ayant été suite au consentement de leur propriétaire, il était plus facile de ré-utiliser certains chevaux pour les différents protocoles. En outre nous sommes efforcés à faire en sorte que chaque cheval soit son propre témoin, pour les chevaux ayant appartenu au groupe TENS 1 et/ou 5. De ce fait tous ont appartenu au groupe placebo. Ce choix nous a permis de comparer sur un même cheval les effets de différents protocoles ce qui nous a été d'une grande utilité dans l'interprétation des résultats. Le manque de significativité des tests de mesure du SRM concernant l'évolution dans le temps, pourrait être en rapport avec d'une part l'effectif restreint des chevaux ayant

suivi le traitement sur 5 séances de TENS d'une part, et le nombre de tests réalisés d'autre part.

c. Mesures au moyen de l'algomètre

L'algomètre est un des rares moyens permettant de quantifier une modification de la sensibilité du dos cheval . Cependant l'estimation du seuil de réaction reste opérateur dépendante et présente une certaine subjectivité. En effet, l'opérateur considère que le seuil de réaction est atteint à partir du moment où une réaction d'éviction, un mouvement de lordose, d'auto-auscultation de contraction musculaire profonde (pas du muscle peaucier) est observée. Néanmoins, la répétition des mesures en cas de doute sur la valeur seuil permet de limiter le risque de mesures erronées.

Associées à l'examen palpatoire, les mesures algométriques initiales nous ont permis de déceler une zone de plus grande sensibilité chez chacun des chevaux. Cela a rendu chaque cheval intéressant à un moment ou un autre de l'étude, en tant que point de comparaison initial ou en ce qui concernait son évolution au cours du temps.

d. Autres marqueurs de l'effet antalgique : mesure des endorphines

L'effet antalgique des TENS de très faible intensité est caractérisé par une libération d'opioïdes endogènes, qui sont mesurables.

Dans le projet initial de cette étude, des mesures suivies de la concentration sérique des endorphines avait été envisagées. Malheureusement, il a n'a pas été possible de trouver un laboratoire susceptible de réaliser ces mesures en France . Le recours à des laboratoires hors de France a été abandonné du fait du coût élevé de ces mesures et du budget très limité qui pouvait être consacré à cette étude.

e. Saisonnalité des expériences

Les mesures des groupes témoins et TENS 1 séance ont été réalisés à la fin du printemps - début d'été 2010 alors que celle du groupe TENS 5 séances et de quelques témoins supplémentaires ont été réalisées en hiver 2010-2011. On peut supposer que le temps clément du printemps-début de l'été pourrait être plus favorable, en particulier pour les animaux souffrant d'affections de type arthrose des processus articulaires, inflammations ligamentaires vertébrales ou sacro-iliaques chroniques, qui exprimeraient moins de douleur qu'en période froide et humide. Mais sur un autre plan, on peut objecter que cette période de printemps-été est une période d'activité sportive intense et de concours qui serait tout aussi susceptible de réveiller des douleurs dorsales chez le cheval dont l'appareil locomoteur sera plus sollicité.

Sur le plan méthodologique, il était important de comparer le même groupe de chevaux avec un traitement d'une séance puis un traitement de 5 séances. Il était donc primordial de respecter un délai conséquent (4 mois minimum dans notre cas) entre les deux protocoles sur un même cheval afin qu'il n'y ait absolument aucune interférence entre les protocoles successifs.

Notre étude était également soumise à des contraintes logistiques et temporelles, les expériences devant être réalisées en parallèle de nos activités habituelles. En outre, dans cette étude nous ne nous sommes pas attachés aux valeurs à proprement parler mais bel et bien à l'évolution dans le temps de celles-ci ; ceci nous libère d'un éventuel biais de sensibilité accrue par le froid/l'humidité puisque pour chaque cheval, puisque si un tel biais existait, il a persisté tout le long du suivi.

f. Travail des chevaux après les séances

Tous les chevaux n'ont pas repris le travail au même moment après les séances, et pas avec la même intensité ni la même sollicitation du dos. Pour limiter le biais lié à cela, il a été demandé aux cavaliers de ne pas monter les chevaux immédiatement après la séance et de reprendre ensuite une activité normale, afin que chaque cheval soit de nouveau soumis aux contraintes qui lui sont propres.

En définitive

Notre étude confirme pour la première fois l'efficacité des courants TENS dans la réduction de la douleur dorsale chez le cheval. Cette réduction est significative et quantifiable.

Ces résultats justifient l'utilisation des TENS de très basse fréquence dans le traitement de la douleur chronique dorsale chez le cheval

Des études complémentaires s'avèrent nécessaires, avec des groupes d'effectifs plus grands, et un suivi à plus long terme. La validité de la mesure du seuil de réponse musculaire à la stimulation électrique, méthode très simple, peu coûteuse, confortable pour le cheval et rapide à mettre en place est à confirmer par des tests à des intervalles plus rapprochés et à plus long terme.

De même, pour évaluer la réelle porté des courants TENS dans le traitement de la douleur en général chez le cheval, des études portant sur d'autres segments que le dos, et avec d'autres modalités de TENS, ainsi que des tests comparatifs avec d'autres modalités thérapeutiques seront également à envisager.

CONCLUSION

Le port du cavalier, l'exercice régulier en conditions variables, les positions parfois contraignantes lors du travail sont autant de facteurs qui créent des zones de plus grande sensibilité sur le dos des chevaux de sport et loisir. Que ces zones de sensibilité augmentée se traduisent de manière plus ou moins explicite dans la façon de travailler du cheval et le ressenti du cavalier ne change pas le fond du problème : chaque zone de sensibilité augmentée correspond à une zone douloureuse. Celle-ci peut aussi bien résulter d'un phénomène aigu que d'une douleur chronique.

Le courant à l'état variable est utilisé pour ses propriétés analgésiques depuis le début du 20ème siècle. Mais c'est surtout la théorie des mécanismes du Gate Control de Melzack et Wall (1965) qui a véritablement apporté les assises physiologiques à l'utilisation des courants à visée antalgique, et qui est à l'origine de la création des courants de neurostimulation transcutanée ou TENS. Très utilisés chez l'homme pour traiter douleurs aigües ou chroniques au moyen de petits stimulateurs ambulatoires, les courants TENS sont aussi bien connus en physiothérapie vétérinaire, mais aucune étude jusqu'ici n'avait évalué leur efficacité chez le cheval.

Notre étude, réalisée sur 21 chevaux de sport et loisirs dont plusieurs montraient des signes de dorsalgie, a pour but d'objectiver l'influence d'une ou plusieurs séances de thérapie TENS sur la sensibilité du rachis dorso-lombaire. L'évaluation a consisté à mesurer le seuil de tolérance à la pression de quelques 60 points situés entre le garrot et la racine de la queue au moyen d'un algomètre d'une part, et du seuil de réponse musculaire (« rhéobase ») avant après la séance au moyen du même stimulateur d'autre part.

Trois séries de tests sur ont été réalisées. Dans un premier temps, tous les chevaux ont fait partie du groupe témoin/placebo : les électrodes sont posées de part et d'autre des zones sensibles pendant 30 minutes, mais sans application du courant. Dans un deuxième temps, un groupe de 11 chevaux a reçu une séance de TENS de très basse fréquence (2 Hz) pendant 30 minutes. Enfin, 3 mois plus tard, 6 chevaux de ce même groupe ont bénéficié du même traitement sur 5 séances, espacées de 48h.

Le suivi sur deux semaines (J0 avant, puis J0+30 min, J0+3h, J+1, J+2, J+7, J+15) de tous les chevaux a permis de mettre en évidence : 1) une augmentation significative du seuil de sensibilité à la pression et 2) une augmentation significative du seuil de réponse musculaire chez les chevaux traités comparés aux chevaux du groupe témoin . L'augmentation de la tolérance à la pression peut être mise en relation avec une diminution de la sensibilité douloureuse. L'augmentation du seuil de réaction musculaire indique une élévation du seuil de réactivité des motoneurones alpha en relation avec une réduction des tensions et contractures musculaires.

Cette amélioration perdure dans le temps, sur au moins 2 semaines (durée de suivi) avec un pic d'amélioration à 24 h après une séance de traitement. Lors d'une cure de 5 séances de TENS, les effets bénéfiques de chaque séance semblent s'ajouter avec un plateau d'amélioration qui reste pratiquement stable tout le long des 15 jours du suivi réalisé.

Cette amélioration des paramètres mesurés est corrélée à un meilleur ressenti rapporté par tous les cavaliers : les chevaux sont plus souples et plus disponibles dans leur travail après traitement aux TENS.

Les résultats de cette étude rejoignent ceux constatés chez l'homme concernant l'efficacité des courants TENS sur le traitement symptomatique de la douleur en général, des douleurs dorso-lombaires en particulier. Ils corroborent également leur efficacité constatée dans la pratique de terrain de la physiothérapie équine. Ils justifient l'utilisation des courants TENS de très basse fréquence dans le traitement symptomatique des douleurs chroniques, et hypersensibilités du rachis thoraco-lombaires chez le cheval.

Des études complémentaires sont nécessaires pour tester d'autres modalités de courants antalgiques (TENS « gate control » ; TENS avec fréquence variable ; TENS avec courants interférentiels.. .) et les comparer à d'autres thérapeutiques à visée antalgique, qu'elles soient pharmacologiques ou physiothérapiques telles que les ultrasons ou les ondes de chocs extracorporelles.

Le Professeur responsable général

VetAgro Sup campus vétérinaire

Le Directeur

VetAgro Sup

Par délégation
Pr F. Grain - DEVE
VetAgro Sup
Campus Vétérinaire

Le Président de la thèse

Vu et permis d'imprimer

Lyon, le 08 JUIN 2011

Pour le Président de l'Université,

Le Président du Comité de Coordination des Etudes Médicales,

Professeur F.N GILLY

Le Président du Comité de Coordination des Etudes Médicales

UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD LYON I

François-Noël GILLY

BIBLIOGRAPHIE

1. Aarskog R, Johnson MI, Demmink JH, Lofthus A, Iversen V, Lopes-Martins R, Joensen J, Bjordal JM. *Is mechanical pain threshold after transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) increased locally and unilaterally? A randomized placebo-controlled trial in healthy subjects;*. Institute of Physiotherapy, Bergen University College, Norway, Bergen: PubMed, 2007, 12(4):251-63.

2. Aimone LD, Gebhart GF. *Stimulation-produced spinal inhibition from the midbrain in the rat is mediated by an excitatory amino acid neurotransmitter in the medial medulla,* J Neurosci , 1986: 6:1803–1813.

3. Aiyejusunle CB, Kola-Korolo TA, Ajiboye OA. *Comparison of the effects of tens and sodium salicylate iontophoresis in the management of osteoarthritis of the knee.* Department of Physiotheropy, School of Clinical Sciences, College of Medicine, University of Lagos, Lagos, Nigeria: PubMed, 2007, 17(1):30-4.

4. Ashburn MA, et al. *The iontophoresis of fentanyl citrate in humans.* Anesthesiology, 1995: 82:1146-53.

5. Basbaum A, Fields HL, *Endogenous pain control mechanisms: Review and hypothesis*. Ann.Neurol., 4, 451-462 (1978)

6. Basford JR. *Electrical therapy.1990* In : Kottke FJ, Lehmann JF (eds) Krusen's handbook of physical médicine and réhabilitation. Saunders, Philadelphia,pp 375-401.

7. Bars, D Le. *The whole body receptive field of dorsal horn multireceptive neurones,* International Congress Series 1238. Amsterdam: Elsevier, 2002. 40:29-44.

8. Berliner, MN. *Reduced skin hyperemia during tap water iontophoresis after intake of acetylsalicylic acid,* American Journal of Medecine and Rehabilitation, 1997: 76:482-7.

9. Besson JM, Guilbaud G, Ollat H. *Peripheral neurons and nociceptioin : physiopharmalogical aspects.* Paris: John Libbey Eurotext, 1994.

10. Binder A, et al. *Pulsed electromagnetic field therapy of persistant rotator cuff tendinitis; a double blind controlled assesment.,* Lancet, 1984: 8379:695-8.

11. Bircan C, et al. *Efficacy of two forms of electrical stimulation in increasing quadriceps strength : a randomized controlled trial,* Clin rehabil, 2002

12. Bouman HD, Shaffer KJ. *Physiological basis of electrical stimulation of human muscle and its clinical application,* Phys Ther Rev, 1957: 37;207-223.

13. Bourguignon G (1933).*La chronaxie motrice et les syndromes chronaxiques.* The journal of Neurologie, Ed. Steinkopff;129:198-219

14. Boureau F, Willer JC. *La douleur. Monographie de réflexothérapie appliquée.* Paris: Editions Masson, 1990.

15. Bruxelle J. *La stimulation électrique périphérique à visée antalgique.* Paris: Encycl Méd Chir, Kinésithérapie, 1988, 26145 C 10 4p.

16. Campbell JN, Taub A. *Local analgesia from percutaneous electrical stimulation: a periph- eral mechanism,* Electrical Analgesia, 1973: 28: 347-350.

17. Chou R, Hhuffman LH. *Nonpharmacologic therapies for acute and chronic low back pain: a review of the evidence for an American Pain Society, American Pain Society, American College of Physicians/American College of Physicians clinical practice guideline.* Oregon Evidence-based Practice Center and Oregon Health & Science University, Portland: PubMed, 2007, 147(7):492-504.

18. Crépon F. (2009, N°503). *Electrostimulation antalgique de très basse fréquence. Libération d'endorphines et electroacupuncture*. Kinésithérapie Scientifique , pp. p 78-79.

19. Crépon F. *Electrophysiothérapie et rééducation fonctionnelle.* Frison-Roche, 2002, 243.

20. Crépon F, Doubère JF, Vanderthommen M, Castel-Kremer E, Cadet G *Electrothérapie-Electrostimulation, EMC (Kinésithérapie Médecine Physique Réadaptation).* Paris: Elsiever Masson SAS, 2007.

21. Crépon F. *Intérêt de l'électrostimulation polyvalente en rééducation fonctionnelle,* Kinésithér Scient , 2003: 437 : 59-60.

22. DeVahl J, Gersh MR. *Neuromuscular electrostimulation in rehabilitation, Chapter 7 in: Electrotherapy in Rehabilitation.* Philadelphia: FA Davis Company, 1992.

23. Dickenson AH, Oliveras J, Besson J. *Role of the nucleus raphe magnus in opiate analgesia as studied by the microinjection technique in the rat,* Brain Res, 1979 : 70:95–111.

24. Dumoulin J, de Bischop G. (1987). *Electrothérapie.* Paris, France: Editions Maloine.

25. Dumoulin J, De Bisshop G. (1980). *L'électrodiagnostic neuro-musculaire et l'électromyogramme*. Paris: Librairie Maloine

26. Faghri PD, Rodgers MM, Glaser RM, Bors JG, Ho C, Akuthota P. *The effects of functional electrical stimulation on shoulder subluxation, arm function recovery, and shoulder pain in hemiplegic stroke patients,* Arch Phys Med Rehabil, 1994: 75(1), 73-79.

27. FahrerH. *Analgesic low-frequency electrotherapy. In Physiotherapy: Controlled Trials and Facts. Rheumatology: The Interdisciplinary Concept.* Vol. 14. Basel: Sclapbach S Eds, 1991.

28. Fields HL, Basbaum A. *Central nervous system mechanisms of pain modulation.* Vol. chapter 12 . Churchill Livingstone: in Textbook of Pain (Wall PD and Melzack R eds) 3rd ed, 1994.

29. Fischer A, et al. *Pressure algometry over normal muscles: Standard values, validity and reproducibility of pressure threshold.* Pain 30, 1987.

30. Fransoo P, *L'algomètre de pression,* Kinésithérapie, la Revue, Volume 9,Issue 95 (Novembre 2009): Pages 44-47 .

31. Galinkin JL, et al. *Lidocaine iontophoresis versus eutectic mixture of local anesthetics (EMLA) for IV placement in children*. Anesth analg, 2002: 94:1484-8.

32. Gebhart GF, *Descending modulation of spinal nociceptive processing*, Der Schmerz, 1993: 7:216—225

33. Giniaux D. (2000). *Les chevaux m'ont dit. Essai d'ostéopathie équine.* Montfort l'Amaury , France : Editions Optipress.

34. Glass JM, Stephens BL et al. *The quantity and distribution of radio-labelled dexamethasone delivered to tissues by iontophoresis* ,Internal journal of dermatology, 1980: 19:519-25.

35. Godaux E, Cheron G. *Le mouvement.* Paris: Éditions Medsi-McGRAW HILL , 1989.

36. Grossi E, et al. *Nsaid ionisation in the management of soft tissue rheumatism : role played by the drug, electrical stimulation and suggestion*, Clin Exp Rheumatol, 1986: 4:256-7.

37. Gudeman SD, et al. *Treatment of plantar fasciitis by ontophoresis of 0,4% dexamethsaone. A randomized, double blind, placebo-controlled study* Am J Spors Med, 1997: 25:312-6.

38. Hannon SM, et al. *Dexamethasone iontophoresis : effect on delayed muscle soreness and muscle function.* Can J spt Sci, 1991: 17:8-13.

39. Haussler KK, Erb HN . *Mechanical nociceptive thresholds in the axial skeleton of horses.* Equine Vet J, 2006 b: 38;70-75

40 . Haussler KK, Erb HN . Pressure Algometry for the detection of induced back pain inhorses: a preliminary study. *Equine Veterinaru Journal (37;1).* 2006 a, pp. 76-81.

41. Herrera-Lasso I, Mobarak L, Fernández-Dominguez L, Cardiel M. *Comparative Effectiveness of Packages of Treatment Including Ultrasound or Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation in Painful Shoulder Syndrome.* The Chartered Society of Physiotherapy , Elsevier Ltd, 1993, 251-253.

42. Hill L. *TNS for Back Pain in Late Pregnancy.* The Chartered Society of Physiotherapy , Elsevier Ltd, 1990.

43. Holzer B, Rosen HR, Novi G, Ausch C, Hölbling N, Schiessel R. *Sacral nerve stimulation for neurogenic faecal incontinence.* Department of Surgery, Sozialmedizinisches Zentrum Ost,Danube Hospital, Vienna, Austria: PubMed, 2007, 94(6):749-53.

44. Hou CR, et al. *Immediate effects of various physical theraputic modalities on cervical myofascial pain and trigger-point sensitivity* , Arch phys med rehab, 2002: 83:1406-14.

45. Howson DC. *Peripheral neural excitability. Implications for transcutaneous electrical nerve stimulation.* Phys Ther 1978;58:1467-1473.

46. Hue S. (2010). *Evaluation du seuil de sensibilité dorsale à la pression au moyen d'un algomètre avant et après traitement ostéopathique chez le cheval.* Thèse en Médecine Vétérinaire, . Université Claude Bernard Lyon I

47. Hultman E, Sjoholm J, Jaderholm-Ek I, Krynicki J. *Evaluation of methods for electrical stimulation of human skeletal muscle in situ,* Pflugers Arch 398 , 1983: pp. 139–141.

48. Hurley RW, Grabow TS, Tallarida RJ, Hammond DL. *Interaction between medullary and spinal 1 and 2 opioid receptors in the production of antinociception in the rat.* J Pharmacol Exp Ther, 1999: 289:993–999.

49. Ieran M, et al. *Effect of low frequency pulsing electromagnetic fields on skin ulcers of veinous origin in humans : a double blind trial study.* J orthop res, 1990: 8:276-81.

50. Janko M, Trontelj JV. *Transcutaneous electrical nerve stimulation: a microneurographic and perceptual study,* Pain, 1980: 9:219–230.

51. Johannsen F, Gam A, Hauschild B, Mathiesen B, Jensen L. *Rebox: an adjunct in physical medicine?* . Department of Rheumatology, Bispebjerg Hospital, University of Copenhagen, Copenhagen: PubMed, 1993, 74(4):438-40.

52. Johnston KD, Levine D, Price MN, Scneider NH, Millis DL. *The effects of TENS on osteoarthritic pain in the stifle of dogs.* Proceeding of second international symposium on rehabilitation and physical therapy in veterinary medicine, Knoxville USA, 2002.

53. Jones D, Round D, De Haan A. *Physiologie du muscle squelettique, De la structure au mou-vement,*. Paris: Elsevier, 2005.

54. Jorge S, Parada CA, Ferreira SH, Tambeli CH. *Interferential therapy produces antinociception during application in various models of inflammatory pain.*Phys Ther, 2006: 86:800–808.

55. Kalra A, Urban MO , Sluka KA. *Blockade of Opioid Receptors in Rostral Ventral Medulla Prevents Antihyperalgesia Produced by Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS).* Physical Therapy Graduate Program, College of Medicine, University of Iowa, Iowa City: PubMed, 2001, 298(1):257-63.

56. Kalra A, Urban MO, Sluka KA. *Blockade of Opioid Receptors in Rostral Ventral Medulla Prevents Antihyperalgesia Produced by Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS),* the journal of pharmacology and experimental therapeutics, 2001: 298:257–263.

57. Kalra AB, Urban MO, Sluka KA. *Blockade of mu-opioid receptors in the rostral ventral medulla (RVM) prevents antihyperalgesia produced by low frequency but not high frequency TENS.* American Physical Therapy Association Annual Conference. Indianapolis, 2000.

58. Kane K, Taub A. *Pain.* 1975: 4:109-121.

59. Koes BW, Bouter LM, Beckerman H, Van der Heijden GJ, Knipschild PG. *Physiotherapy exercises and back pain: a blinded review.* Department of Epidemiology and Health Care Research, University of Limburg, Maastricht, The Netherlands: BMJ, 1991.

60. Kovelowski CJ, Bian D, Hruby VJ, Lai J, Ossipov MH, Porreca F. *Selective opioid delta agonists elicit antinociceptive supraspinal/spinal synergy in the rat.* Brain Res , 1999: 843:12–17.

61. Lake DA. *Neuromuscular electrical stimulation. An overview and its application in the treatment of sports injuries.* Sports Med 13 (1992): pp. 320–336.

62. Lapique L. *La chronaxie et ses applications physiologiques*. Paris: Hermann & Cie, 1938

63. Leandri M, Parodi CI, Corrieri N, Rigardo S. *Comparison of TENS treatments in hemiplegic shoulder pain.* Department of Neurology, University of Genoa, Genoa,Italy: PubMed, 1990, 22(2):69-71.

64. Lee KH, Chung JM, Willis WD. *Inhibition of primate spinothalamic tract cells by TENS.* J Neurosci, 1985: 62:276–287.

65. Li C, Zhang XL, Ding H, Tao YQ, Zhan HS. *Comparative study on effects of manipulation treatment and transcutaneous electrical nerve stimulation on patients with cervicogenic headache.* Rehabilitation Center,, Naval Convalescent Hospital of People's Liberation Army, Hangzhou, Zhejiang Province: PubMed, 2007, 5(4):403-6.

66. Malm-Buatsi E, Nepple KG, Boyt MA, Austin JC, Cooper CS. *Efficacy of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation in Children with Overactive Bladder Refractory to Pharmacotherapy.* Division of Pediatric Urology, University of Iowa, Iowa City: PubMed, 2007, 70(5):980-3.

67. Mannheimer C, Carlsson CA. *The analgesic effect of TENS in patients with rheumatoid arthritis. A comparative study of different pulse patterns.* PubMed, 1979, 6:331-334.

68. Marks RA, et al. *Spine fusion for discogenic low back pain : outcomes in patients treated with or without pulse electromagnetic field stimulation.* Adv ther, 2000: 17:57-67.

69. Meagher J. (2000). *Vaincre les lésions musculaires chez le cheval.* Loudun, France: PSR Editions.

70. Méallier E. (2005). *Determination expirementales des chronaxies des principaux muscles superficiels du cheval : application à l'électromyostimulation en physiothérapie et rééducation équines.* Thèse en Médecine Vétérinaire. Université Claude Bernard Lyon I .

71. Meallier E (2005) : *Détermination expérimentale des chronaxies musculaires pour l'établissement de protocoles d'électromyostimulation en rééducation fonctionnelle chez le cheval* . In: Chuit P., Montavon S. (eds). 9ème congrès de médecine et de chirurgie équine, Genève, 2005, IVIS, Ithaca NY 2005

72. Melzack R, Wall P. *Le défi de la douleur.* Paris: Maloine, 1982.

73. Melzack R, Wall PD. *Pain mechanisms : a new theory*. Science, 1965: 150: 971-978.

74. Melzack, R. *Myofascial trigger points: relation to acupuncture and mechanisms of pain.* Paris: Editions Masson, 1981.

75. Molinier, F. (2003). *Traité d'acupuncture vétérinaire.* Paris, France: Editions Phu Xuan.

76. Molinier, F. (2005). *Planches d'acupuncture vétérinaire.* Paris, France: Editions Phu Xuan.

77. 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.* Center for Neurologic Study, San Diego: Arch Phys Med Rehabil, 1997, 78:55-60.

78. Morris CJ *Carrageenan-induced paw edema in the rat and mouse,* Methods Mol Biol, 2003: 225:115–121.

79. Murray CC, et al. *Effect of pulse repitition on the perception of thermal sensation with pulse shortwave diathermy.* Physiother res int, 2000: 5:73-84.

80. Noble JG, et al. *The effect of interferential therapy upon cutaneous blood flow in humans.* Clin Phys, 2000: 20:2-7.

81. Nolan MF. *Conductive differences in electrodes used with transcutaneous electrical nerve stimulation devices.* Phys Ther, 1991: 71:746-751.

82 . Nussbaum EL, Downes L. *Physical Therapy* Volume 78 . Number 2 (Février 1998): 160-169.

83. Palmer ST, et al. *Alteration of interferential current and transcutaneous electrical nerve stimulation frequency : effects on nerve excitation,* Arch phys med rehab, 1999: 80-1065-71.

84. Podd JV, et al. *Do ELF magnetic fields affect human reaction time ?* Bioelectromagnetics, 1995: 16:317-23.

85. Prato FS, et al. *Human standing balance is affected by exposure to pulsed ELF magnetic fields : light intensity-dependent effects.* Neuroreport, 2001: 12: 1501-5.

86. Quick A, et al. *An evaluation of interferential therapy, shortwave diathermy and exercise in the treatment of osteoarhtrosis of the knee,* Physiotherapy, 1985: 71:55-57.

87. Resende MA, et al. *Local transcutaneous electrical stimulation (TENS) effects in experimental inflammatory edema and pain,* Eur j pharmacol, 2004: 504:217-222.

88. Rivière S, *La physiothérapie chez les carnivores domestiques : étude bibliographique et élaboration de protocoles de rééducation fonctionnelle.* Thèse de Doctorat Vétérinaire, Créteil, Faculté de médecine, 2002, 195.

89. Rossi GC, Pasternak GW, Bodnar RJ. *mu and delta opioid synergy between the periaqueductal gray and the rostro-ventral medulla* Brain Res , 1994: 665:85–93.

90. Sabino GS, Santos CM, Francischi JN, Resende MA. *Release of Endogenous Opioids Following Transcutaneous Electric Nerve Stimulation in an Experimental Model of Acute Inflammatory Pain.* Rehabilitation Sciences Program, Federal University of Minas Gerais, Minas Gerais,Brazil: PubMed, 2008, 9(2):157-63.

91. Saggini R, et al. *Comparison of electromotive drug administration with ketorolac or with placebo in patients with pain from rheumatic disease : a double masked study*, Clin Ther, 1996: 18:1169-74.

92. Saunders DG, *Electrical stimulation* Proceedings 2nd international symposium on rehabilitation and physical therapy in veterinary medicine. Knoxville; Tenessee, USA, 2002. 55-58. 106.

93. Sawaya SG, Coutant JC, Daubon JC *Eléments de physiothérapie. Approche de son utilisation en médecine vétérinaire équine et canine.* Formation professionnelle en Santé animale , 2003: 44pp.

94. Sawaya SG, Meallier E, Combet D, Chanoit G, Thiebault JJ, Levine D, Marcellin-Little DJ (2008) *Assessment of impulse duration thresholds for electrical stimulation of muscles (chronaxy) in dogs* Am. J. Vet Res : 2008; 69, 1305-1309

95. Sawaya SG, Meallier E, Combet D, Thiebault JJ, Chanoit G, Levine D, Marcellin-little DJ (2009) *Comparison of several hind limb muscles chronaxies in human, dog and horse* . Abstract dans J.Vet. Intern. Med. 2009; 23:412-413.

96. Sawaya SG (2007) : *Physiothérapie-Rééducation-Réhabilitation en médecine vétérinaire – II – Les agents physiques* – Académie Vétérinaire d'Acupuncture et Ostéopathie (Avetao) – Novembre 2007 – 46 pages.

97. Sawaya SG (2008) : *Intérêts et pratique des courants antalgiques « TENS » en rééducation du cheval*. In: Proceedings des 36èmes journées annuelles de l'AVEF; Centre des Congrès de Reims, France; 9-11 Octobre 2008 ; p390.

98. Sawaya SG (2010) : *Douleur et physiothérapie* - Académie Vétérinaire d'Acupuncture et Ostéopathie (Avetao) – Octobre 2010 – 17pages.

99. Sawaya SG (2011) : *Communications personnelles* – Unité de physiothérapie-Rééducation – Ostéopathie – Campus vétérinaire de Lyon -2011

100. Schiffman EL, et al. *Temporomandibular joint iontophoresis : a double blind randomized clinical trial,* J Orofac pain, 1996: 10:157-65.

101. Shafshak TS, et al. *Personality traits in the mechanism of interferential therapy for osteoarthritic knee pain,* Arch pys med rehabil, 1991: 72:579-581.

102. Shigeki S, et al. *Treatment of keloid and hypertrophic scars by iontophoresis transdermal delivery of tranilast.* Scand j plast reconstr surg hand surg, 1997: 31:151-8.

103. Shimizu T, Koja T, Fujisaki T,Fukuda T *Effects of methysergide and naloxone on analgesia induced by the peripheral electric stimulation in mice*. Brain Res, 1981 ;208:463–467.

104. Sjolund F, Erickson T. *Endorphins and Analgesia Produced by Peripheral Conditioning Stimulation,* Advances in Pain Research and Therapy, 1979: vol. 3, pp. 587 to 59.

105. Sluka KA, Judge MA, Colley MM, Reveiz PM, Taylor BM. *Low frequency TENS is less effective than high frequency TENS at reducing inflammation- induced hyperalgesia in morphine-tolerant rats* , Eur J Pain, 2000: 4:185–193.

106. Sluka KA, et al. *High frequency, but not low-frequency, transcutaneous electrical nerve stimulation reduces aspartate and glutamate release in the spinal cord dorsal horn*. J neurochem, 2005: 95:1794-1801.

107. Sluka KA, et al. *Spinal blockade of opioid receptors prevents the analgesia produced by TENS in arthritis rats.* J pharmacol exp ther, 1999: 289:840-846.

108. Sluka KA, et al. *Treatment with either high or low frequency TENS reduces the secondary hyperalgesia oberserved after injecion of kaolin and carrageenan into the knee joint.* Pain, 1998: 77:97-102.

109. Smidt N, Windt A et al. *Interobserver reproducibility of the assessment of severity of complaints, grip strength, and pressure pain threshold in patients with lateral epicondylitis,* Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 83 (2002, nr. 8): p. 1146-1150.

110. Solomon RA, Viernstein MC, Long DM. *Reduction of postoperative pain and narcotic use by transcutaneous electrical nerve stimulation,* Surgery , 1980: 87:142–146.

111. Somers DL, Clemente FR. *High-frequency transcutaneous electrical nerve stimulation alters thermal but not mechanical allodynia following chronic constriction injury of the rat sciatic nerve* , Arch Phys Med Rehabil, 1998: 79:1370 –1376.

112. Somers DL, Clemente FR. *The relationship between dorsal horn neurotransmitter content and allodynia in neuropathic rats treated with high frequency transcutaneous electrical nerve stimulation,* Arch Phys Med Rehabil, 2003: 84:1575–1583.

113. Sotoskyy JR, Lindsay SM. *Use of TENS in arthritis management.* Bulleyin of the rheumatic diseases, PubMed, 1991, 40(5):3-5.

114. Sullivan KA, Hill E, Haussler KK. *The effects of chiropractic, massage and phenylbutazone on spinal mechanical nociceptive thresolds in horses without clinical signs*. Equine vet. J. *(40;1).* 2008, pp. 14-20.

115. Stephenson R, et al. *The analgesic effects of interferential therapy on cold-induced pain in healthy subjects : a preliminary report*. Physiother theory pract, 1995: 11:89-95.

116. Thiébault JJ. *Physiologie du système nerveux. Chapitre V : la douleur,* notes de cours. ENVL, 2008. 11-22.

117. Van der Geest R, et al. *Iontophoretic delivery of apomorphine. II : an in study in patients with Parkinson's disease,* Pharm res, 1997: 14:1804-10.

118. Van der Heijden, et al. *No effect of bipolar interferential herapy and pulse ultrasound for soft tissue shoulder disorders : a randomised controlled trial,* Ann rheum dis, 1999: 58:530-40.

119. Vanderthommen M, Depresseux JC, Dauchat L, Degueldre C, Croisier JL, Crielaard JM. *Blood flow variation in human muscle during electrically stimulated exercise bouts*. Arch Phys Med Rehabil , 2002: 83:936-41.

120. Vanderthommen M, Depresseux JC, Dauchat L, Degueldre C, Croisier JL, Crielaard JM. *Spatial distribution of blood flow in electrically stimulated human muscle: a positron emission tomography study*, Muscle Nerve, 2000: 23: 482-489.

121. Vanderthommen M, Kelleter B, Crielaard JM. *Les courants excito-moteurs de basses fréquences. Détermination des durées d'impulsions optimales de stimulation.* Ann Kinésithér , 1991, 18 (10) : 483-484.

122. Wall PD, Sweet WH. *Temporary abolition of pain in man*, Science, 1967: 155:108-

123. Wall PD. *The gate control theory of pain mechanisms : a re-examination and a restatement.* (Masson), 1978.

124. Wang H, Wessendorf MW. *mu and delta opioid receptor mRNAs are expressed in spinally projecting serotonergic and nonserotonergic neurons of the rostral ventral medulla.* J Comp Neurol , 1999: 404:183–196.

125. Wang B, Tang J, White PF, Naruse R, Sloninsky A, Kariger R, Gold J, Wender RH. *Effect of the intensity of transcutaneous acupoint electrical stimulation on the postoperative analgesic requirement,* Anesth Analg , 1997: 85:406–413.

126. Weishaar E, et al. *Effect of topical capsaïcin on the cutaneous reaction and itching to histamine in atopic eczema compared to healthy skin*, Arch derma res, 1998: 290:306-11.

127. Weiss G. *Sur la possibilité de rendre comparable entre eux les appareils servant à l'excitation électrique*. Arch Itali Biol 1901;35:413-446.

128. Wright B, *Management of chronic soft tissue pain.* Mistralvet, Fort Collins: PubMed, 2010, 25(1):26-31.

129. Wright B, *Pain physiology :from Neuron to Brain*, Bordeaux: congrès national de l'AVEF, 2010. 1-24.

130. Yeung JC, Rudy TA. *Multiplicative interaction between narcotic agonisms expressed at spinal and supraspinal sites of antinociceptive action as revealed by concurrent intrathecal and intracerebroventricular injections of morphine,* J Phar- macol Exp Ther , 1980: 215:633–642.

131. Ylinena J, *Pressure algometry*, Australian Journal of physiotherapy2007,53: 207.

132. Ylinena J, et al. *Evaluation of repeatability of pressure algometry on the neck muscles for clinical use*. Manual Therapy Volume 12, Issue 2 (mai 2007): Pages 192-197.

133. Young EG, Watkins LR, Mayer DJ. *Comparison of the effects of ventral medullary lesions on systemic and microinjection morphine analgesia,* Brain Res , 1984: 290:119 –129.

134. Zorman G, Belcher G, Adams JE, Fields HL. *Lumbar intrathecal naloxone blocks analgesia produced by microstimulation of the ventral medulla in the rat,* Brain Res , 1982: 236:77–84.

.

ANNEXES

Annexe 1 Calibration de l' algomètre

Graduation de l’ algomètre	Poids en kg
1	0,5
1,5	1
2	1,5
2,5	2
3	2,5
3,5	3
4	3,5
4,5	4
5	4,5
5,5	5
6	5,5
6,5	6
7	6,5

Annexe 2 Examen clinique initial et commémoratifs

Date :

Identification du cheval : (nom, âge, race, propriétaire, travail)

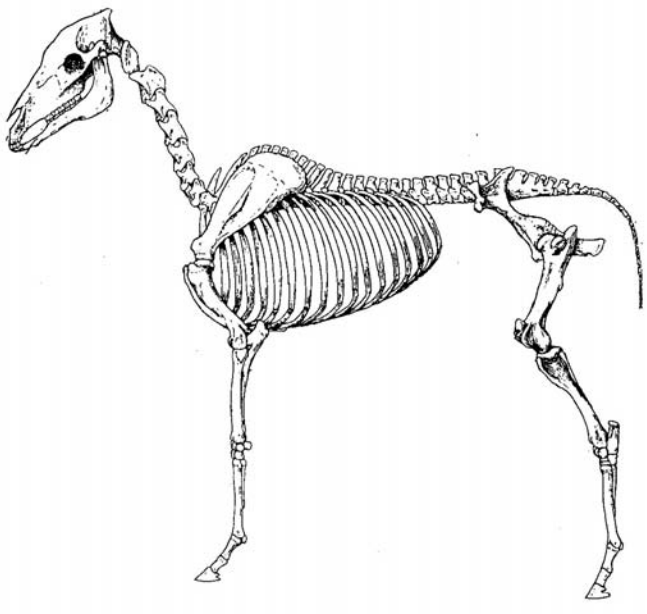
Anamnèse :

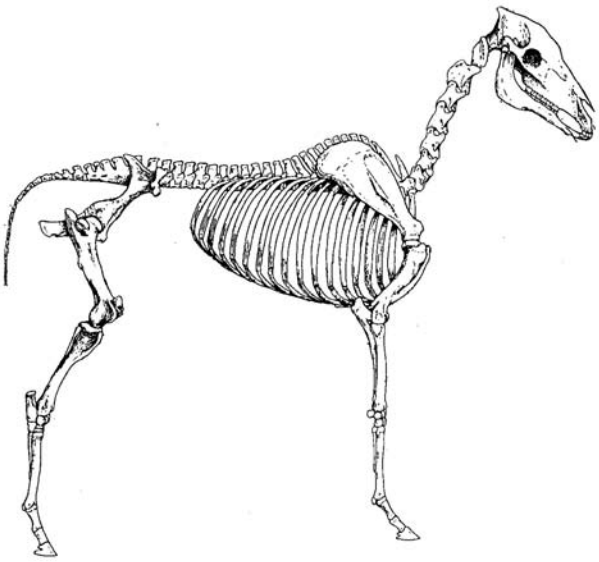
- Remarques du propriétaire à la monte, lors du seller, etc…
- Antécédents pathologiques
- SELLE
- Autre

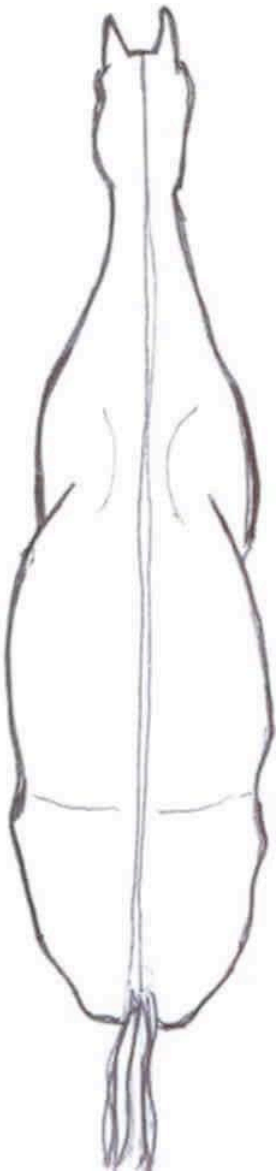
Examen ostéopathique :

- Tête/ encolure :
- Garrot/ Avant-main :
- Pont vertébral :
- Bassin/ Membres pelviens :

Examen dynamique :







Annexe 3 Fiche de mesure Témoin -TENS 1 séance

Nom du cheval : *Date de la première journée de manipulation :*

Point testé	J0 avant	J0 après	J0 +3h	J1	J2	J7	J15
PE T4							
PE T5							
PE T8							
PE T9							
PE T10							
PE T13							
PE T14							
PE T15							
PE T16							
PE T18							
PE L1							
PE L2							
PE L3							
PE L4							
PE L5							
PE L6							
PE S1							
PE S5							
PE caud1							

	J0 avant	J0 avant	J0 après	J0 après	J0+ 3h	J0 +3h	J1	J1	J2	J2	J7	J7	J15	J15
	G	D	G	D	G	D	G	D	G	D	G	D	G	D
T4-T5														
T8-T9														
T9-T10														
T10-T11														
T11-T12														
T12-T13														
T13-T14														
T14-T15														
T15-T16														
T16-T17														
T17-T18														
T18-L1														
L1-L2														
L2-L3														
L3-L4														
L4-L5														
L5-L6-S1														
S5-caud1														
Pt scapula														
Pt hanche														

Annexe 4 Fiche mesure TENS 5 séances

Nom
Date

Point Testé	Avant T1	Avant T2	Avant T3	Avant T4	Avant T5	J1	J2	J7	J15
PE T4	7	7	7	7	7	7	7	7	7
PE T5	7	7	7	7	7	7	7	7	7
PE T8	7	7	7	7	7	7	7	7	7
PE T9	7	7	7	7	7	7	7	7	7
PE T10	7	7	7	7	7	7	7	7	7
PE T13	7	7	7	7	7	7	7	7	7
PE T14	7	7	7	7	7	7	7	7	7
PE T15	7	7	7	7	7	7	7	7	7
PE T16	7	7	7	7	7	7	7	7	7
PE T18	7	7	7	7	7	7	7	7	7
PE L1	7	7	7	7	7	7	7	7	7
PE L2	7	7	7	7	7	7	7	7	7
PE L3	7	7	7	7	7	7	7	7	7
PE L4	7	7	7	7	7	7	7	7	7
PE L5	7	7	7	7	7	7	7	7	7
PE L6	7	7	7	7	7	7	7	7	7
PE S1	7	7	7	7	7	7	7	7	7
PE S5	7	7	7	7	7	7	7	7	7
PE Caud 1	7	7	7	7	7	7	7	7	7

Point Testé	Avant T1	Avant T1	Avant T2	Avant T2	Avant T3	Avant T3	Avant T4	Avant T4	Avant T5	Avant T5
Pt Scapula	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
T4 - T5	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
T8 - T9	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
T9 - T10	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
T10 - T11	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
T11 - T12	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
T12 - T13	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
T13 - T14	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
T14 - T15	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
T15 - T16	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
T16 - T17	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
T17 - T18	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
T18 - L1	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
L1 - L2	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
L2 - L3	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
L3 - L4	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
L4 - L5	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
L5 - L6	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
L6 - S1	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
S5 - Caud 1	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
Pt Hanche	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7

Point Test	J1 G	J1 D	J2 G	J2 D	J7 G	J7 D	J15 G	J15 D
Pt Scapula	7	7	7	7	7	7	7	7
T4 - T5	7	7	7	7	7	7	7	7
T8 - T9	7	7	7	7	7	7	7	7
T9 - T10	7	7	7	7	7	7	7	7
T10 - T11	7	7	7	7	7	7	7	7
T11 - T12	7	7	7	7	7	7	7	7
T12 - T13	7	7	7	7	7	7	7	7
T13 - T14	7	7	7	7	7	7	7	7
T14 - T15	7	7	7	7	7	7	7	7
T15 - T16	7	7	7	7	7	7	7	7
T16 - T17	7	7	7	7	7	7	7	7
T17 - T18	7	7	7	7	7	7	7	7
T18 - L1	7	7	7	7	7	7	7	7
L1 - L2	7	7	7	7	7	7	7	7
L2 - L3	7	7	7	7	7	7	7	7
L3 - L4	7	7	7	7	7	7	7	7
L4 - L5	7	7	7	7	7	7	7	7
L5 - L6	7	7	7	7	7	7	7	7
L6 - S1	7	7	7	7	7	7	7	7
S5 - Caud	7	7	7	7	7	7	7	7
Pt Hanche	7	7	7	7	7	7	7	7

GUERIN CAROLINE

Evaluation des courants antalgiques TENS par mesure du seuil de sensibilité à la pression au moyen d'un algomètre chez le cheval

Thèse d' Etat de Doctorat Vétérinaire : Lyon, le 8 juillet 2011

RESUME : Les courants antalgiques TENS, utilisés de façon courante en médecine humaine, ne cessent de se développer en physiothérapie vétérinaire. La première partie de ce travail rappelle les principales caractéristiques et le mode d'action des TENS ; la seconde partie s'intéresse à leur application en médecine vétérinaire équine. Enfin, la dernière partie de ce mémoire consiste en un essai clinique réalisé sur des chevaux de sport et loisir de cavaliers d'écuries voisines du Campus de VetagroSup. Cette étude permet d'évaluer l'efficacité de ces courants antalgiques, au moyen d'un algomètre d'une part (évaluation du seuil de sensibilité à la pression) et au moyen de l'estimation du seuil de réponse musculaire d'autre part. L'innocuité des TENS ainsi que leur efficacité dans la gestion de la douleur en font un outil judicieux pour le traitement des dorsalgies des chevaux.

MOTS CLES :

- TENS
- Algomètre
- Cheval
- Dorsalgie

JURY :

Président :	Monsieur le Professeur Claide GHARIB
1er Assesseur :	Monsieur le Professeur Serge SAWAYA
2ème Assesseur :	Monsieur le Professeur Jean-Jacques THIEBAULT

DATE DE SOUTENANCE : 8 JUILLET 2011

ADRESSE DE L'AUTEUR :

Impasse des Châtelets 86580 Vouneuil sous Biard