

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE VETERINARIA

Departamento de Medicina y Cirugía Animal



TESIS DOCTORAL

Efecto de la electroestimulación muscular abdominal en el caballo

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTORA

PRESENTADA POR

Tatiana Hernández Fernández

Directores

**Luna Gutiérrez Cepeda
Rafael Cediél Algovia
Javier López San Román**

Madrid, 2016



Efecto de la electroestimulación muscular abdominal en el caballo

Facultad de Veterinaria

UCM 2015

Tatiana Hernández Fernández



EFECTO DE LA ELECTROESTIMULACIÓN MUSCULAR ABDOMINAL EN EL CABALLO

TESIS DOCTORAL PRESENTADA PARA LA
OBTENCIÓN DEL GRADO DE DOCTOR

Tatiana Hernández Fernández



Dpto. Medicina y Cirugía Animal
Facultad de Veterinaria Universidad Complutense de Madrid
2015

DIRECTORES:

Dra. LUNA GUTIERREZ CEPEDA

Dr. RAFAEL CEDIEL ALGOVIA

Dr. JAVIER LOPEZ SAN ROMAN

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer su ayuda, orientación y apoyo en esta experiencia a mis directores Luna, Rafa y Javier. En especial a Luna sin quien este proyecto no hubiera ni siquiera empezado, porque de ella partió mi interés investigador y porque durante todo este tiempo ha hecho un gran esfuerzo para ayudarme. A Maite, Noemí, Ana, Rocío, Aitor, María, Carmen, Laura y Laurence gracias a todos por vuestra dedicación y por vuestro interés en aprender. A Gabriel y a Vanessa por la ayuda técnica. A mis padres que siempre me apoyan. Y por último a Patricia por su amor, su apoyo, su paciencia y sus infinitas correcciones.

Tabla de contenido

AGRADECIMIENTOS	7
FIGURAS	12
TABLAS.....	15
RESUMEN.....	17
SUMMARY	25
1.CONTEXTO BIBLIOGRÁFICO	33
1.1. ANTECEDENTES – INTRODUCCIÓN.....	33
1.2. REHABILITACIÓN Y CONTROL MOTOR VERTEBRAL.....	36
1.2.1. ESTABILIDAD Y CONTROL MOTOR DE LA COLUMNA VERTEBRAL EN EL HOMBRE Y DEL RAQUIS EN EL CABALLO.....	36
1.2.2. LUMBALGIAS Y DORSALGIAS EN MEDICINA HUMANA	41
1.2.3. PATOLOGÍA DEL DORSO EN MEDICIA EQUINA.....	43
1.2.4. REHABILITACIÓN DE LAS LUMBALGIAS Y DORSALGIAS EN MEDICINA HUMANA	46
1.2.5. REHABILITACIÓN DE LAS LUMBALGIAS EN MEDICINA EQUINA	48
1.2.6. CORE TRAINING EN EL DEPORTE.....	49
1.3. ELECTROESTIMULACIÓN	51
1.3.1. BASES DE LA ELECTROESTIMULACIÓN.....	51
1.3.1.1. MODALIDADES TERAPEUTICAS	53
1.3.2. ELECTROESTIMULACIÓN MUSCULAR.....	56
1.3.2.1. DIFERENCIAS CON LA CONTRACCIÓN MUSCULAR VOLUNTARIA.....	56
La contracción voluntaria	56
La contracción estimulada eléctricamente	58
1.3.2.2. PARAMETROS	59
Tipos de corriente usadas en NMES.....	59
Duración del impulso	60
Frecuencia	61
Intensidad.....	61
Tiempo de contracción y de relajación	62
Rampa.....	62

Número de sesiones semanales	63
1.3.2.3. EQUIPAMIENTO.....	63
1.3.2.4. EFECTOS DE LA ELECTROESTIMULACIÓN MUSCULAR.....	64
1.3.2.5. APLICACIONES	65
1.3.2.6. ELECTROESTIMULACIÓN MUSCULAR EN LUMBALGIAS EN MEDICINA HUMANA.....	66
1.3.3. <i>POSIBLES USOS DE LA ELECTROTERAPIA EN EL CABALLO</i>	67
1.4. MÉTODOS DE VALORACIÓN FUNCIONAL NO INVASIVOS.....	69
1.4.1. <i>ELECTROMIOGRAFIA DE SUPERFICIE</i>	70
1.4.1.1. ORIGEN Y ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL	71
Factores que influyen en la adquisición de la señal	75
1.4.1.2. PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL	76
Rectificación	76
Suavizado o <i>Smoothing</i>	76
Normalización de la amplitud	77
1.4.1.3. ANÁLISIS DE LA SEÑAL.....	78
Relación con la fuerza muscular	79
Relación con la fatiga muscular	80
Utilidad de la electromiografía de superficie	81
1.4.1.4. MÚSCULO ESTIMULADO ELÉCTRICAMENTE	82
1.4.1.5. ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE EN MEDICINA HUMANA PARA VALORAR PROGRAMAS DE NMES	84
1.4.1.6. ELECTROMIOGRAFIA DE SUPERFICIE EN CABALLOS.....	85
1.4.2. <i>CROSS SECTIONAL AREA (CSA) MEDIANTE ECOGRAFÍA MUSCULAR</i>	88
1.4.2.1 MEDICIÓN DEL CSA MUSCULAR EN MEDICINA HUMANA PARA VALORAR PROGRAMAS DE NMES.....	89
1.4.2.2 MEDICIÓN DEL CSA MUSCULAR EN CABALLOS	90
1.4.3. <i>ACELEROMETRÍA</i>	92
1.4.3.1. TIPOS DE MARCHA Y SUS CARACTERÍSTICAS	92
1.4.3.2. ANALISIS DE LA LOCOMOCIÓN	94
1.4.3.3. PARÁMETROS	95
Velocidad.....	95
Amplitud y duración del tranco	95
Frecuencia del tranco.....	95
Ventajas y desventajas del uso de la acelerometría.....	98
2. OBJETIVOS.....	99
3. MATERIALES Y MÉTODOS	101
3.1. ANIMALES.....	101
3.2. PROGRAMA DE ELECTROSTIMULACION	101

3.3. EVALUACIÓN	104
3.3.1. VALORACIÓN MEDIANTE ELECTROMIOGRAFÍA.....	104
3.3.1.1. PRUEBA DE ESFUERZO.....	106
3.3.1.2. PRUEBA DE ESTIMULACIÓN MUSCULAR TRANSCUTÁNEA	108
3.3.1.3. PRUEBA DE ESTIMULACIÓN MUSCULAR CON AGUJA.....	109
3.3.2. VALORACIÓN MEDIANTE ECOGRAFÍA	110
3.3.2.1 VALORACIÓN ECOGRÁFICA DEL MÚSCULO RESCTO ABDOMINAL	110
3.3.2.2 VALORACIÓN ECOGRÁFICA DE LOS MÚSCULOS OBLICUO EXTERNO ABDOMINAL, OBLICUO INTERNO ABDOMINAL Y TRANSVERSO DEL ABDOMEN.....	111
3.3.2.3 VALORACIÓN ECOGRÁFICA DE LOS MÚSCULOS MULTÍFIDOS	112
3.3.3. VALORACIÓN MEDIANTE ACELEROMETRÍA	112
3.3.4. ANÁLISIS ESTADÍSTICO	115
4. RESULTADOS	117
4.1. ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE	117
4.1.1. PRUEBA DE ESFUERZO	117
4.1.2. PRUEBA DE ESTIMULACIÓN MUSCULAR TRANSCUTÁNEA.....	119
4.1.3. PRUEBA DE ESTIMULACIÓN MUSCULAR CON AGUJA	120
4.2. ECOGRAFÍA	121
4.3. ACELEROMETRÍA	122
5. DISCUSIÓN	125
6. CONCLUSIONES	137
7. BIBLIOGRAFÍA	139

FIGURAS

FIGURA 1. ESQUEMA DEL CONCEPTO DEL ARCO TENSADO DE SLIJPER. ADAPTADO DE HENSON, 2013.	37
FIGURA 2. ESQUEMA DONDE SE REPRESENTAN LOS GRADOS DE MOVIMIENTO INTERVERTEBRAL.	38
FIGURA 3. ESQUEMA DONDE SE MUESTRAN LOS DIFERENTES FASCÍCULOS DEL MULTÍFIDO EN LOS CABALLOS (STUBBS Y COL., 2006).	39
FIGURA 4. VARIOS EJERCICIOS PARA MEJORAR LA COORDINACIÓN, PROPIOCEPCIÓN Y ACTIVAR.	49
FIGURA 5. A LA IZQUIERDA UNA CORRIENTE CONTINUA O GALVÁNICA, A LA DERECHA UNA CORRIENTE INTERRUMPIDA CON IMPULSOS ELÉCTRICOS CUADRANGULARES.	51
FIGURA 6. ARRIBA A LA IZQUIERDA UNA CORRIENTE ALTERNA SINUSOIDAL, A LA DERECHA UNA CORRIENTE ALTERNA RECTANGULAR SIMÉTRICA. ABAJO A LA IZQUIERDA LA MISMA CORRIENTE BIFÁSICA RECTIFICADA, A LA DERECHA LA MISMA CORRIENTE MONOFÁSICA.	52
FIGURA 7. A LA IZQUIERDA UNA CORRIENTE INTERRUMPIDA TRIANGULAR, A LA DERECHA UNA CORRIENTE ALTERNA CUADRANGULAR ASIMÉTRICA.	52
FIGURA 8. A LA IZQUIERDA UNA CORRIENTE DE 100 HZ, A LA DERECHA UNA CORRIENTE DE 30 HZ.	53
FIGURA 9. REPRESENTACIÓN GRAFICA DE LA RELACIÓN ENTRE REOBASE Y CRONAXIA EN LA DESPOLARIZACIÓN DE LAS FIBRAS NERVIOSAS.	54
FIGURA 10. DIAGRAMA DE HOWSON. ADAPTADO DE GUERIN Y COL., 2011.	55
FIGURA 11. AUMENTO DE LA FRECUENCIA DE RECLUTAMIENTO DE UNIDADES MOTORAS HASTA LA TETANIZACIÓN (GUYTON, 2006).	57
FIGURA 12. REPRESENTACIÓN DEL TIEMPO DE CONTRACCIÓN Y RELAJACIÓN.	62
FIGURA 13. POTENCIAL DE ACCIÓN DE UNA FIBRA MUSCULAR. POTENCIAL DE REPOSO (A),	71
FIGURA 14. CREACIÓN DE LA SEÑAL DEL RAW EMG POR SUPERPOSICIÓN.	72
FIGURA 15. EQUIPAMIENTO PARA UNA ELECTROMIOGRAFÍA, LOS EQUIPOS COMERCIALES INCLUYEN UN AMPLIFICADOR Y UN DIGITALIZADOR.	73
FIGURA 16. REPRESENTACIÓN DE CÓMO AL DISMINUIR EXCESIVAMENTE LA FRECUENCIA DE MUESTREO.	74
FIGURA 17. ASPECTO DE UNA GRAFICA DE RAW EMG EN DOS CONTRACCIONES CONSECUTIVAS DEL MÚSCULO RECTO ABDOMINAL.	74
FIGURA 18. UN RAW EMG ARRIBA Y LA SEÑAL RECTIFICADA ABAJO, SE OBSERVAN TRES CONTRACCIONES MUSCULARES.	76
FIGURA 19. EN LA GRAFICA VEMOS DE ARRIBA A ABAJO, EL RAW EMG, ARV, RMS Y IEMG (RECTIFICADA).	77
FIGURA 20. ANÁLISIS ESPECTRAL DE LA ENERGÍA O TOTAL POWER SPECTRUM.	79
FIGURA 21. GRAFICAS DONDE SE MUESTRA LOS PARÁMETROS QUE SE OBTIENEN DEL ANÁLISIS ESPECTRAL DE ENERGÍA.	79

FIGURA 22. EL GRAFICO DE LA IZQUIERDA REPRESENTA QUE EL REGISTRO DE LAS FIBRAS ACTIVAS PUEDE ESTAR SOBRESTIMADO O SUBESTIMADO DEBIDO	80
FIGURA 23. GRAFICA EN LA QUE SE PUEDE OBSERVAR EL RAW EMG Y DEBAJO LOS VALORES DE LA MEDIANA	81
FIGURA 24. TIMING DE LA MUSCULATURA DE LA EXTREMIDAD POSTERIOR REALIZADO POR ROBERT Y COL. EN 1999.	82
FIGURA 25. CUANDO SE ESTIMULA ELÉCTRICAMENTE UN MÚSCULO SE PRODUCE UNA DESPOLARIZACIÓN	82
FIGURA 26. POR CADA ESTÍMULO ELÉCTRICO CUADRANGULAR DE 1 MS SE EMITE UNA ONDA M.	83
FIGURA 27. LECTURA DE ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE DE UNA CONTRACCIÓN MUSCULAR EVOCADA MEDIANTE NMES	84
FIGURA 28. IMAGEN ECOGRÁFICA DEL CSA DEL MÚSCULO MULTÍFIDO, DONDE SE OBSERVA UNA ATROFIA ..	91
FIGURA 29. CAMBIO DEL CSA DEL MÚSCULO MULTÍFIDO A LA ALTURA DE T12, ANTES, A LA IZQUIERDA,	91
FIGURA 30. CICLO DEL PASO.	92
FIGURA 31. CICLO DEL TROTE CON DOS FASES QUE SE REPITEN EN EL OTRO LADO.	93
FIGURA 32. PRIMERA IMAGEN DE UN CABALLO GALOPANDO, OBTENIDA POR MUYBRIDGE EN 1872. SE OBTUVO PARA DETERMINAR SI EL CABALLO TENÍA UNA FASE DE SUSPENSIÓN AL GALOPE, ES UNA DE LAS PRIMERAS IMÁGENES QUE CAPTAN EL MOVIMIENTO EN LA HISTORIA Y FUE PARA DETERMINAR LA BIOMECÁNICA DE UN CABALLO.	93
FIGURA 33. SOFTWARE DE EQUIMETRIX QUE MUESTRA LOS VALORES DE LAS DIFERENTES VARIABLES DE UNA MEDICIÓN.....	96
FIGURA 34. IMAGEN DEL SOFTWARE PROPORCIONADO POR EQUIMETRIX® PARA EL ANÁLISIS DE LAS ACELERACIONES DETECTADA POR LOS SENSORES.	98
FIGURA 35. EQUIPO PORTÁTIL UTILIZADO EN LA ESTIMULACIÓN MUSCULAR.....	102
FIGURA 36. RESPUESTA MOTORA DE FLEXIÓN TORACOLUMBAR PRODUCIDA POR LA ESTIMULACIÓN EN EL MÚSCULO RECTO ABDOMINAL.....	103
FIGURA 37. CABALLO EN LA SALA DE EXPLORACIÓN PREPARADO PARA LA ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE.....	105
FIGURA 38. POSICIÓN DE LOS ELECTRODOS, 6 CM LATERAL A LA LÍNEA MEDIA Y A NIVEL DEL OMBLIGO.	105
FIGURA 40. SE OBSERVA EL RAW EMG DEL LADO DERECHO EN ROJO Y DEL LADO IZQUIERDO EN AZUL, DEBAJO SE PRESENTAN LAS CURVAS DE LOS VALORES DE LA MEDIANA DE LA FRECUENCIA, LA MEDIA DE CADA CONTRACCIÓN ES CALCULADA EN LA ESQUINA SUPERIOR IZQUIERDA.....	107
FIGURA 39. SOFTWARE DEL BIOPAC SYSTEM MP150® DONDE SE PUEDE VER UNA SERIE DE TRES CONTRACCIONES MUSCULARES, CADA UNA DELIMITADA POR UNA SEÑAL EN FORMA DE BANDERA. LA DOS GRÁFICAS SUPERIORES CORRESPONDEN AL RAW EMG DE CADA LADO (DERECHO E IZQUIERDO) Y LAS DOS INFERIORES AL RMS (DERECHO E IZQUIERDO) DE DONDE SE OBTUVIERON LOS PARÁMETROS.	107

FIGURA 42. SE PUEDEN OBSERVAR LAS ONDAS M EN LA PARTE SUPERIOR PRODUCIDAS POR EL ESTÍMULO ELÉCTRICO	109
FIGURA 41. SE PUEDE OBSERVAR EL FINAL DE LA PRIMERA CONTRACCIÓN Y LA SEGUNDA CONTRACCIÓN PROVOCADA POR EL NMES, LAS DOS GRAFICAS DE ARRIBA SON EL RAW EMG DE LOS LADOS DERECHO E IZQUIERDO, LAS DOS GRAFICAS DE ABAJO ES LA SEÑAL PROCESADA MEDIANTE RMS	109
FIGURA 43. IMAGEN ECOGRÁFICA Y PUNTO DE MEDICIÓN DEL M. RECTO ABDOMINAL.....	110
FIGURA 44. SITUACIÓN DE LA Sonda PARA LA ECOGRAFÍA DE LA PARED ABDOMINAL.....	111
FIGURA 45. IMAGEN ECOGRÁFICA DE LA PARED ABDOMINAL. A LA IZQUIERDA LA SITUACIÓN DE LOS MÚSCULOS, A LA DERECHA LOS PUNTOS DE MEDICIÓN.....	111
FIGURA 46. IMAGEN ECOGRÁFICA DEL MÚSCULO MULTÍFIDO. ARRIBA MÁRGENES.....	112
FIGURA 47. CABALLO AL PASO CON EL ACELERÓMETRO COLOCADO SOBRE LAS TUBEROSIDADES SACRAS....	113
FIGURA 48. SOFTWARE EQUIMETRIX-CENTAURE 3D®, SE PUEDE OBSERVAR LA VENTANA DE 10 SEGUNDOS EN LA IMAGEN DE LA IZQUIERDA Y LOS RESULTADOS DEL ANÁLISIS QUE OFRECE EL SOFTWARE EN LA IMAGEN DE LA DERECHA.	113

TABLAS

TABLA 1. ORIENTACIÓN DE LAS FACETAS ARTICULARES Y LOS GRADOS DE MOVIMIENTO SEGÚN LOS SEGMENTOS.....	38
TABLA 2. EJERCICIOS PROPUESTOS POR STUBBS Y COL. EN 2011.....	48
TABLA 3. CLASIFICACIÓN GENERAL DE FIBRAS NERVIOSAS, SU FUNCIÓN Y CARACTERÍSTICAS. ADAPTADO DE GUYTON, 2006.....	53
TABLA 5. DIFERENCIAS ENTRE CONTRACCIÓN VOLUNTARIA Y CONTRACCIÓN ESTIMULADA ELÉCTRICAMENTE, ADAPTADO DE MAFFIULETTI, 2010.	58
TABLA 6. CRONAXIAS EN EL CABALLO (MELLIER, 2005).	60
TABLA 7. PROTOCOLOS DE NMES UTILIZADOS SOBRE MÚSCULOS ABDOMINALES.	66
TABLA 8. PROTOCOLO UTILIZADO POR BERGH Y COL., 2010	68
TABLA 9. INCREMENTO DE MINUTOS DE TRABAJO DURANTE LAS PRIMERAS 6 SEMANAS.	102
TABLA 10. CARACTERÍSTICAS Y TIEMPOS DE LA NMES APLICADA.....	102
TABLA 11. VARIABLES PE ÁREA Y PE MAX DE LA PRUEBA DE ESFUERZO CON ESTIMULACIÓN DIGITAL.....	117
TABLA 12. VARIABLES DEL ANÁLISIS ESPECTRAL DE LA FRECUENCIA EN LOS MOMENTOS INICIAL Y FINAL...	117
TABLA 14. MEDIAS DEL VALOR PEAK TO PEAK EN LA PRUEBA DE ESTIMULACIÓN MUSCULAR CON AGUJA....	120
TABLA 15. CSA DE LOS MÚSCULOS INCLUIDOS EN EL ESTUDIO EN RELACIÓN AL TAMAÑO DE LA EVALUACIÓN INICIAL,	121
TABLA 16. VARIABLES CINÉTICAS AL TROTE Y AL PASO EN LA EVALUACIÓN INICIAL Y FINAL.....	122
TABLA 17. VALORES BRUTOS DE LAS VARIABLES ELECTROMIOGRÁFICAS.	163

RESUMEN

JUSTIFICACIÓN Y ANTECEDENTES

La especialidad de fisioterapia y rehabilitación veterinaria ha adquirido una importancia creciente experimentando un constante desarrollo en las últimas décadas. Prueba de ello es la aparición de varios cursos de postgrado en diferentes universidades veterinarias o la creación del *American College of Veterinary Sports Medicine and Rehabilitation* en 2010. En términos generales, esta especialidad se ha nutrido de los protocolos de medicina humana sin existir una base científica sólida, por lo que las publicaciones científicas en el campo veterinario, aunque han ido incrementando recientemente, son aún escasas. Por lo tanto, son necesarios estudios que exploren tratamientos, protocolos y métodos de valoración funcional en veterinaria.

En la clínica equina, la fisioterapia se ha centrado en gran medida en la rehabilitación de lesiones musculoesqueléticas, donde los problemas de dorso son una de las principales causas de disminución del rendimiento en caballos de deporte. Su etiología suele ser multifactorial y su presentación hace difícil un diagnóstico claro. Basándonos en el modelo de medicina humana, donde se ha demostrado el papel vital que juega la musculatura multífida en la estabilidad dinámica de la columna y en el desarrollo de patologías, se han comenzado a describir diferentes programas de ejercicios en caballos con el objetivo de mejorar la estabilidad y el control motor del raquis. Aunque algunos han demostrado ser efectivos, aún se necesitan muchos estudios que pongan de manifiesto la aplicación clínica de estos protocolos y su metodología exacta de aplicación en medicina equina.

Debido a los efectos descritos en medicina humana por la electroestimulación muscular abdominal sobre la musculatura estabilizadora de la columna, así como a la dificultad de que un animal siga unas pautas de ejercicio voluntario, numerosos especialistas en rehabilitación han incorporado la electroestimulación muscular abdominal como técnica de entrenamiento de la musculatura estabilizadora del dorso. Sin embargo, no existen

muchos estudios sobre electroestimulación muscular en caballos y no se conocen estudios que valoren su efecto sobre la fuerza, la fatiga muscular o la estabilidad del dorso.

En rehabilitación se le da mucha importancia a la valoración funcional, que ofrece un punto de vista diferente al diagnóstico clásico anatomopatológico. Por ello, la mayoría de los estudios en medicina humana en esta área tratan de poner de manifiesto aspectos funcionales utilizando frecuentemente medios no invasivos como son la ecografía y electromiografía. La combinación de técnicas de diagnóstico por imagen para medir la sección del área del músculo (CSA) y la electromiografía de superficie han sido utilizadas en varios estudios de medicina humana para valorar los resultados de programas de electroestimulación muscular. En clínica equina la ecografía se ha utilizado en varias publicaciones para valorar los cambios de tamaño de la musculatura multifida (CSA), determinando su atrofia o hipertrofia. La electromiografía de superficie ha sido usada frecuentemente en caballos para valorar la función muscular desde un punto de vista biomecánico, lo que ha permitido determinar la función de varios grupos musculares y su intervención en diferentes actividades y disciplinas, aunque son escasos aquellos que se refieren a los cambios producidos por un entrenamiento. Otro medio de valoración no invasivo, que además evalúa el caballo en movimiento, es la acelerometría. Esta técnica podría incluirse dentro de las valoraciones funcionales para comprobar los efectos de programas de entrenamiento o de rehabilitación sobre la marcha. La acelerometría es un método sencillo y que no requiere grandes instalaciones, permitiendo su uso en condiciones de campo, y que se ha usado para valorar el efecto de medicación sobre la estabilidad del caballo. Por estas razones podría ser una excelente forma de valorar si un entrenamiento o rehabilitación está produciendo modificaciones en la marcha.

Por todo ello, creemos que la aplicación de un programa de electroestimulación muscular sobre los músculos abdominales podría mejorar sus características funcionales y como consecuencia podría tener un efecto estabilizador en el dorso del caballo, al igual que ocurre en medicina humana. Además, se pretenden utilizar métodos no invasivos, como la electromiografía, ecografía y acelerometría, que según la bibliografía consultada, no han sido utilizados en otras publicaciones para valorar programas de electroestimulación muscular en caballos.

OBJETIVOS

El objetivo principal es valorar los efectos producidos por un programa de electroestimulación muscular sobre el músculo recto abdominal en el caballo. Los objetivos secundarios son:

1. Validar los métodos de valoración de los cambios musculares mediante ecografía y electromiografía de superficie en el caballo
2. Valorar mediante el uso de la ecografía si existen cambios en la sección del área (CSA) de los músculos que intervienen en la estabilización del raquis (multífido, recto abdominal, oblicuo externo abdominal, oblicuo interno abdominal y transverso abdominal).
3. Valorar mediante acelerometría si existen cambios como consecuencia del entrenamiento en la cinética del paso o el trote.

MATERIAL Y MÉTODOS

En el estudio se incluyeron un total de 5 caballos que no realizaron ningún ejercicio durante el periodo de investigación. Estos caballos fueron sometidos a un programa de electroestimulación muscular consistente en la aplicación de una corriente alterna cuadrangular simétrica de 200 μ s y 40Hz, 5 veces a la semana durante un total de 12 semanas. Se estableció un tiempo de trabajo que se fue incrementando durante las 6 primeras semanas desde 15 minutos hasta un máximo de 30 minutos, con contracciones de 15 segundos y 30 segundos de reposo.

Las valoraciones se realizaron con electromiografía de superficie, ecografía y acelerometría. Se establecieron tres valoraciones, la primera antes de iniciar el programa de estimulación (semana 0), la segunda a las 6 semanas y la última una semana después de finalizado el entrenamiento (semana 13), excepto para la acelerometría que sólo se tomaron las medidas iniciales y finales.

El músculo recto abdominal se valoró mediante electromiografía de superficie a ambos lados. Para el análisis se realizaron 3 tests en los que se valoraron contracciones musculares repetidas:

1. Prueba de esfuerzo: se analizó el área bajo la curva (PE Área) y valor máximo (PE Max) mediante RMS (*root median square*), que nos aporta datos relacionados con la fuerza muscular, y el análisis del espectro de la frecuencia (mediana de la frecuencia; MF), para la obtención de información sobre la fatiga muscular.
2. Prueba de estimulación muscular transcutánea: se analizó el área bajo la curva (NMES Área) y valor máximo (NMES Max) mediante RMS.
3. Prueba de estimulación muscular con aguja: se valoró la amplitud de la onda producida, mediante el valor *peak to peak* (P-P), relacionada con el reclutamiento de fibras musculares.

La valoración mediante ecografía se realizó con una sonda de 12 MHz para los músculos abdominales y de 4 MHz para los multífidos. Para la medición del CSA del músculo recto abdominal se tomó una imagen transversal a 10 cm del esternón y lateral a la línea alba. Los músculos oblicuo externo abdominal, oblicuo interno abdominal y transversal abdominal se valoraron al terminar el ángulo costal de la última costilla donde se pueden visualizar los tres músculos. Por último, para la medición de los músculos multífidos se tomaron imágenes transversales a la altura de T12, T18 y L3 a ambos lados.

El análisis acelerométrico consistió en mediciones al paso y al trote durante una distancia de 50 metros, valorándose los parámetros: velocidad, longitud de tranco, frecuencia de tranco, regularidad, simetría, desplazamiento y potencia en los tres ejes del movimiento.

Para el análisis estadístico, y debido a la variabilidad individual, las variables de electromiografía de superficie y ecografía fueron normalizadas respecto a su valor inicial. Cada lado (izquierdo/derecho) fue considerado como independiente obteniendo una N=10 y se llevó a cabo un análisis de medias repetidas. Para la acelerometría se utilizó una N=5 y el análisis estadístico se obtuvo mediante T de Student.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Nuestros resultados coinciden con los resultados obtenidos en medicina humana, en los que programas de entrenamiento mediante electroestimulación muscular obtienen cambios notables, tanto en las variables orientadas a valorar el aumento de la fuerza muscular, como son el área del RMS y el valor máximo del RMS, como las orientadas a medir la resistencia a la fatiga, a través del análisis del espectro de frecuencia mediante la MF. En la prueba de esfuerzo no se encontraron diferencias significativas en el área del RMS entre los diferentes momentos y el valor máximo del RMS fue significativamente menor sólo en la evaluación de la semana 6 (evaluación mitad) con respecto a los momentos inicial y final. Debido a la influencia clara de las diferencias individuales y la dificultad de conseguir una contracción cuantificable, este test mediante estímulos externos no parece ser absolutamente fiable en caballos para valorar los cambios electromiográficos, por lo que se recomienda la utilización de otros de los test evaluados en el estudio. Sin embargo, en el análisis espectral de frecuencia, se encontró un aumento estadísticamente significativo de la MF entre las evaluaciones inicial y final, lo que se relaciona con un incremento de la resistencia muscular.

En la prueba de estimulación muscular transcutánea los resultados determinaron que, tras el programa de entrenamiento aplicado y ante el mismo estímulo eléctrico, el músculo recto abdominal fue capaz de reclutar mayor número de unidades motoras y producir una contracción más fuerte (valores de NMES Área y NMES Max significativamente mayores al final del estudio). Este resultado se corrobora en la prueba de estimulación muscular con aguja, donde la variable P-P también aumenta significativamente al final del programa.

En el estudio de la contracción muscular evocada eléctricamente, tanto la prueba de estimulación muscular transcutánea como la prueba de estimulación muscular con aguja, han permitido estandarizar y cuantificar de forma clara y sencilla los datos, lo que las convierte en pruebas idóneas en caballos para estudiar los cambios electromiográficos y funcionales producidos por el entrenamiento. Ello permite validar esta técnica en caballos.

No hemos encontrado cambios estructurales (CSA) en los músculos abdominales ni en los músculos multífidos. Es posible que el ejercicio haya sido insuficiente para producir cambios en el tamaño de la musculatura. Otra de las razones puede haber sido la ausencia de patología y/o atrofia existente en esta musculatura en los caballos incluidos en el estudio. Autores de medicina humana sugieren la necesidad de la existencia de atrofia previa para revelar cambios estructurales significativos. Sin embargo, no se pueden descartar efectos sobre la estabilidad del dorso, ya que al igual que ocurre en medicina humana, no siempre la hipertrofia de esta musculatura debe estar presente para lograr este efecto. Otros estudios de medicina equina determinan la hipertrofia desencadenada sobre la musculatura multífida tras la realización de programas de ejercicio específicos, sin embargo, es posible que este tipo de ejercicios supongan una actividad muscular voluntaria más exigente que la desencadenada por nuestro programa de electroestimulación. Y ponen de manifiesto la necesidad, como ocurre en medicina humana, de combinar estos protocolos con programas de actividad física voluntaria. Además es importante mencionar que la dificultad encontrada en la medición del CSA en los músculos abdominales y multífidos puede haber sido una limitación en nuestro estudio y se sugiere la necesidad de establecer referencias anatómicas diferentes a las de medicina humana para la valoración de los músculos oblicuo externo, interno y transversal del abdomen.

El análisis acelerométrico no ha mostrado diferencias significativas entre el momento inicial y final en ninguna de las variables consideradas. En medicina humana son numerosos los autores que determinan la efectividad de este tipo de entrenamientos sobre la mejora de la postura y la estabilidad vertebral, relacionada o no con la hipertrofia de la musculatura multífida. Sin embargo, no hemos podido establecer este efecto mediante la acelerometría. En cualquier caso, no se descarta la acelerometría como un método no invasivo de valoración de programas de entrenamiento que puedan mejorar la estabilidad del raquis, ya que la falta de resultados podría estar relacionada con una ausencia de patología previa.

Esta tesis abre un campo de estudio basado en el uso de medios diagnósticos o de valoración no invasivos que nos permitan evaluar y monitorizar los cambios producidos por diferentes programas de entrenamiento o rehabilitación. El desarrollo de los protocolos

electromiográficos en este estudio pueden resultar de utilidad para la implementación de las técnicas de valoración cuantitativa, de los cambios neuronales y funcionales, que se producen en la musculatura sometida a protocolos específicos de entrenamiento en medicina deportiva equina o rehabilitación. Sin duda se abre una línea de investigación tanto en el ámbito clínico como investigador. Sin embargo, son necesarios más estudios científicos donde se exploren diferentes técnicas y protocolos para su aplicación clínica que nos permitan avanzar en la disciplina de la rehabilitación y medicina deportiva veterinaria.

SUMMARY

BACKGROUND AND RATIONALE

In recent decades veterinary physiotherapy and rehabilitation has become increasingly important, undergoing a constant development. Proof of this is the appearance of several postgraduate courses in several veterinary colleges or the creation of the American College of Veterinary Sports Medicine and Rehabilitation in 2010. Generally, human medicine protocols are extrapolated into veterinary medicine, without a solid scientific base. Although research in this field is becoming more popular, there is still a lack of publications in veterinary medicine. Therefore, a large number of scientific studies are needed in order to explore treatments, protocols and functional assessment methods in veterinary medicine.

Equine physiotherapy has focus primary on musculoskeletal injuries rehabilitation. Within this topic, back pain is considered to be one of the main causes of lack of performance in sport horses. Etiology is usually multifactorial and symptoms made it difficult to diagnose. Based on the human model, where *multifidus* muscles are proven to play a key role in spine dynamic stabilization and back pain problems, different equine exercises training programs have been described to improve spine stability and motor control. Although some of them have proven to be efficient, more studies are needed to justify their clinical relevance and specific methodology for the equine clinics.

In human medicine, abdominal electro-stimulation has proven to have an effect on the stability muscles of the spine. Due to this fact and because the difficulty of executing a voluntary exercise program in the horse, numerous specialists have used abdominal muscular electro-stimulation as a way to train back postural muscles in the horse. However, there is a lack of papers in the field of muscular electro-stimulation in the horse, and we have not found studies that validate its effect over muscle force, fatigue or back stability.

Functional assessment, which has a different approach from classical anatomopathological diagnosis, is key in rehabilitation. Therefore, most studies in human

medicine in this area highlight functional aspects by using non-invasive evaluation methods such as ultrasound and electromyography. The combination of imaging techniques to measure cross sectional area (CSA) and surface electromyography has been used in several studies in human medicine to assess the results of muscle electro-stimulation programs. In the equine clinic, ultrasound has been used in various publications to assess changes in size of the *multifidus* muscles (CSA), in terms of atrophy or hypertrophy. Surface electromyography has been frequently used in horses to assess muscle function from a biomechanical point of view, identifying group muscle function and muscle timing during different activities and disciplines. However, papers regarding training related changes are limited among horses. Accelerometry is another mean of noninvasive assessment, which leads to evaluate horse motion. This technique could be included within the functional assessments to test the effects of training or rehabilitation programs. It is a simple method that does not require large facilities, allowing its use under field conditions, and has been used to assess the effect of different drugs on the horse stability. For all these reasons it could be an excellent way to assess whether training or rehabilitation programs are producing changes in motion.

We believe that, as in the human, by applying a muscular electro-stimulation program over the abdominal muscles, their functional properties could be improved creating a stability effect over the horses back. Moreover, we incorporate non-invasive assessment methods, electromyography and ultrasound, that according references we have consulted, have not ever been used for assessing muscular electro-stimulation programs in the horse.

OBJETIVES

Our main goal is to evaluate the effect of an electro-stimulation program over the *rectus abdominus* muscle in the horse. Secondary objectives are:

1. Validate the use of superficial electromyography and ultrasound to assess muscular change in the horse.

2. Use ultrasound to determine if changes in the cross section area (CSA) are produced in back postural muscles (*multifidus*, *rectus abdominis*, *external oblique*, *internal oblique* and *transverse abdominus*).
3. Use accelerometry to determine if our program is responsible of changes in motion (at walk and trot).

MATERIALS AND METHODS

A total of 5 horses were included. No other exercise was performed during the research period. Muscular electro-stimulation program consisted in an alternating quadrangular symmetric current (200 μ s, 40Hz) applied 5 times a week during a total of 12 weeks. We establish a protocol of 15 to 30 minutes of work for the first 6 week and 30 minutes for the week 7 to 12. A duty cycle of 15 seconds of contraction and 30 seconds of rest was selected.

Superficial electromyography, ultrasound and accelerometry assessments were performed. Three different evaluation times were considered: one week prior starting the electro-stimulation program (week 0), during week 6 and one week after completing the program (week 13), except for the accelerometry assessment were only two evaluation times were considered (week 0 and 13).

Rectus abdominus muscle was assessing using superficial electromyography at both sides. 3 different tests were performed to assess muscular contractions:

1. Effort test (manual stimulation): measurement RMS (*root median square*) area (PE Area) and peak value (PE Max), related to muscle force, and median frequency (MF), related to muscle fatigue, were performed.
2. Transcutaneous muscular electro-stimulation test: measurements RMS (root median square) area (PE Area) and peak value (PE Max) were performed.
3. Needle muscular electro-stimulation test: *peak to peak* (P-P) measurements were performed. P-P is related to muscles fibers recruitment.

Ultrasound assessment was performed using a 12 MHz transducer for the abdominal muscles and a 4 MHz for *multifidus* muscles. Cross-sectional area (CSA) measurements were made off-line. For the *rectus abdominus* muscle one transverse image was taken 10 cm from the sternum and lateral to the linea alba. For the *external oblique*, *internal oblique* and *transverse abdominus* images were taken at the level of the angle of the last rib. For the *multifidus* muscles transverse images were taken at the level of T12, T18 and L3 at both sides.

Accelerometric measures were taken at walk and trot for 50 meters, several parameters were analyzed: velocity, stride length, stride frequency, regularity, symmetry, triaxial displacement and power.

Regarding individual variability, electromyography and ultrasound variables were normalized calculating their percentage change from baseline for the statistical analysis. Each side was considered independent, obtaining an N=10. A repeated measure analysis was performed. Regarding accelerometry variables a T-Student test was applied (N=5).

RESULTS AND DISCUSSION

Our results are consistent with those obtained in human medicine, where training muscular electro-stimulation programs produced notable changes in terms of increasing muscle strength, as seen by increased RMS Area and RMS Peak values, and resistance to fatigue, according the frequency spectrum analysis (MF). In the stress test, no significant differences were found in the RMS Area variable between the start and the end of the program and Peak RMS value was significant lower in week 6 comparing to week 0 and 13. Because of the clear influence of individual variability and the difficulty of getting a measurable contraction, this stress test performed by external manual stimulation seems not to be quite reliable for assessing horses electromyographic changes, so that the use of other tests evaluated the study is better recommended. However, a statistically significant increase in MF between the initial and final evaluations was found, which is associated with increased muscle strength.

In the transcutaneous muscle stimulation test, we found that the *rectus abdominus* muscle was able to recruit a greater number of motor units after the training program, as shown by a significantly higher NMES Area and Peak values in week 13 compared to week 0. These results were confirmed in needle muscle stimulation test, where the P-P variable was also significantly increased at the end of the program. So our training program achieved to produce a stronger contraction.

When studying the muscle contraction electrically evoked, both transcutaneous and needle muscle stimulation, allowed to standardize and quantify data with a clear and simple method, which makes them suitable tests in horses to study electromyographic and functional changes produced by training. This allows us to validate this technique in horses.

We have not found structural changes (CSA) neither in the abdominal or *multifidus* muscles. It is possible that the exercise has been inadequate to produce changes in the size of these muscles. Another reason may have been the absence of pathology and/or pre-existing atrophy in these muscles in the horses included in the study. Human medicine authors suggest the need for the existence of prior atrophy to reveal significant structural muscle changes. However, effects over horse back stability cannot be rule out, being that, as it also happens in human medicine, muscle hypertrophy must not always be present to achieve this effect. Other studies in equine medicine demonstrated how after performing specific exercise programs hypertrophy of *multifidus* muscles was obtained. However, it is possible that those type of exercises are much more voluntary muscle activity demanding than our program. As proven in human medicine, a combination of this type of programs with voluntary physical activity exercises is needed to obtained objective results. It is also important to mention that we found very difficult to measure the CSA in the abdominals and *multifidus* muscles, what is a limitation in our study. Different anatomical references to that of human medicine are need to be determined in the horse in order to evaluate the *external oblique*, *internal oblique* and *transverse abdominus* muscles.

Accelerometry analysis showed no significant differences between the initial and final values in any of the variables considered. In human medicine, a large number of studies determine the effectiveness of such training programs on improving posture and

spine stability, being related or not to *multifidus* muscle hypertrophy. However, we were unable to establish this effect by accelerometry, what could be related to the lack of back pathology in the horses included. In any case, accelerometry is not ruled out as a non-invasive method of evaluating training programs that can improve spine stability.

This thesis opens a field of study based on the use of non-invasive diagnostic tools that allow us to evaluate and monitor the changes caused by different training or rehabilitation programs. Our electromyography protocol may be very useful for implementation of the techniques for quantitative assessment of neuronal and functional muscle changes produced by specific training or rehabilitation protocols in equine sports medicine. Definitely a new line of research, both with a clinical and scientific interest, has started. However, more scientific studies are needed in order to validate the clinical application of different techniques and protocols, allowing us to implement the veterinary rehabilitation and sports medicine discipline.

1.Contexto bibliográfico

1.1. ANTECEDENTES – INTRODUCCIÓN

La aplicación de técnicas físicas y manuales en clínica humana ha demostrado fehacientemente su utilidad. Hoy en día la fisioterapia es una disciplina reconocida por la Organización Mundial de la Salud que se refrenda bajo numerosos programas de formación universitaria en muchos países desarrollados. Del mismo modo, esta especialidad ha adquirido una importancia creciente dentro de la medicina veterinaria, habiendo experimentado un constante desarrollo en las últimas décadas. La aparición de varios cursos de postgrado en universidades veterinarias en España y otros países europeos o la creación del American College of Veterinary Sports Medicine and Rehabilitation en 2010, ponen de manifiesto esta tendencia, siempre buscando el reconocimiento así como la promoción y certificación de formación de calidad en este campo.

Debido al origen multidisciplinar de la especialidad, tradicionalmente los protocolos de tratamiento veterinario se han nutrido de los protocolos de medicina humana, sin existir una base científica sólida en cuanto a su analogía o posibilidad de extrapolación. Si bien las publicaciones científicas en el campo veterinario están incrementándose en las últimas décadas, su número es aún muy escaso (*McGowan y col., 2007a*). El avance de esta disciplina, como cualquier otra en el campo médico, requiere de un desarrollo científico sólido y respaldado, orientado a explorar tratamientos, protocolos y métodos de valoración funcional en rehabilitación veterinaria.

En la clínica equina, la fisioterapia se ha centrado en gran medida en la rehabilitación de lesiones musculoesqueléticas y neurológicas (*McGowan y col., 2008*). Dentro de las lesiones musculoesqueléticas, los problemas de dorso constituyen una de las principales causas de disminución del rendimiento en caballos de deporte y una de las diez lesiones deportivas más frecuentes en casi todas las disciplinas deportivas ecuestres (*Jeffcot, 1980; Denoix 1998, 1999; Haussler, 1999; Peham y col., 2001*). Su etiología suele ser

multifactorial y su presentación hace difícil un diagnóstico claro. Clásicamente el tratamiento se ha basado en una combinación de manejo del ejercicio y control del dolor, incluyendo medios físicos y rehabilitación (Ross y Dyson, 2010; Henson, 2013).

En medicina humana, los problemas de lumbalgia y dorsalgia son extremadamente comunes y presentan unos altos índices de recurrencia (Liebensm, 1996). La investigación en cuanto a su patogenia y tratamiento ha abierto hace varias décadas una nueva línea de investigación basada en la importancia del sistema de control neuromuscular de la columna vertebral (Hodges, 2003^a; Lee, 2004). Numerosos estudios en clínica humana han demostrado como la musculatura epiaxial profunda, principalmente los músculos multifidos, juegan un papel vital en la estabilidad dinámica de la columna, así como en el desarrollo de patologías. La atrofia y disfunción de esta musculatura se produce como resultado del dolor y predispone a la reincidencia de lesión (Hides y col., 2001; Hodges, 2003a), determinándose la necesidad de desarrollar protocolos específicos de reentrenamiento de esta musculatura para la recuperación de la función de control neuromotor (Hides y col., 1996, 2001; Moseley y Hodges, 2006).

Basado en este modelo de control neuromuscular varios equipos investigadores han establecido una correlación entre el modelo equino y el modelo humano, observando similitudes entre la morfología y función de la musculatura de los multifidos en el caballo y su implicación en la patogenia de los problemas del raquis (Stubbs y col., 2006; 2010; McGowan y col., 2007b, 2008). Por esta razón, se han comenzado a describir diferentes programas de ejercicios en caballos (Stubbs y Clayton, 2008; Paulekas y Haussler, 2009; Clayton, 2012) con el objetivo de mejorar la estabilidad y el control motor del raquis, favoreciendo así la resolución del cuadro clínico de la patología del dorso (Stubbs y col., 2011). Aunque algunos han demostrado ser efectivos, aún se necesitan más estudios que pongan de manifiesto la eficiencia de la aplicación clínica de estos protocolos y su metodología exacta de aplicación en medicina equina. Lo mismo ocurre con otras herramientas terapéuticas incorporadas a la clínica equina desde la medicina humana. Este es el caso de la electroestimulación muscular, que ha sido utilizada con éxito en medicina humana sobre la musculatura abdominal para el tratamiento de lumbalgias por su implicación en el control neuromotor vertebral (Park y col., 2001; Porcari y col., 2005; Coghlan y col., 2011; Baek y col.,

2014). La dificultad añadida de que un animal siga unas pautas de ejercicio voluntario y su potencial efecto sobre la musculatura estabilizadora del raquis ha determinado que se incorpore de forma empírica a la clínica. Sin embargo, no existen muchos estudios sobre electroestimulación muscular en caballos (Meallier, 2005; Bergh y col. en 2010; Guerin, 2011) y no hemos encontrado en la bibliografía consultada estudios que valoren su efecto sobre la fuerza o la fatiga muscular, ni sobre la estabilidad del raquis.

En medicina humana, esta línea de investigación generalmente sigue el uso de métodos no invasivos para la valoración de aspectos funcionales de la columna vertebral o la musculatura relacionada, como la ecografía, la resonancia magnética nuclear, la tomografía axial computerizada o la electromiografía. Estos métodos tienen la ventaja de no interferir en la estructura que se valora.

La medicina veterinaria necesita desarrollar este concepto de diagnóstico funcional, así como diferentes protocolos y tratamientos que lo tengan en cuenta y considerarlos en la investigación y clínica, principalmente en el caso del caballo, en el que el aspecto funcional es fundamental debido a su uso deportivo.

1.2. REHABILITACIÓN Y CONTROL MOTOR VERTEBRAL

1.2.1. ESTABILIDAD Y CONTROL MOTOR DE LA COLUMNA VERTEBRAL EN EL HOMBRE Y DEL RAQUIS EN EL CABALLO

La estabilidad dinámica es un factor determinante en la patogenia del dolor de origen vertebral en el humano (*Panjabi, 1992*). Se sabe que los músculos multifidos juegan un papel vital en la estabilización de la columna vertebral (*Moseley y col., 2002*), al actuar como estabilizadores bilaterales durante la rotación axial y equilibrar el exceso de flexión producido durante la rotación (*Bogduk y Twomey, 1987; Panjabi y col., 1989*). Y aunque están implicados en menor medida otros músculos como el músculo transverso abdominal o el músculo iliopsoas, se determina que los músculos multifidos son los principales estabilizadores de la columna lumbar en el humano (*Wilke y col., 1995; Moseley y col., 2002*), al igual que en el cerdo (*Kaigle, 1995*).

Resulta importante conocer que estos músculos son sometidos a un tipo de reclutamiento diferente. Estudios de electromiografía han puesto de manifiesto que mientras que los músculos epiaxiales superficiales y las capas más superficiales de los músculos multifidos se activan según el movimiento de la columna vertebral, las fibras más profundas de los músculos multifidos, al igual que las del músculo transverso abdominal, se activan anticipándose al movimiento (*Hodges y Richardson, 1997; Moseley y col., 2002*). Estos hallazgos hacen concluir que existe una contracción muscular coordinada que se anticipa al movimiento para contrarrestar fuerzas externas, con una clara función protectora sobre la producción de rotaciones o fuerzas externas lesivas sobre la columna vertebral. Este sistema de coordinación se denomina control motor vertebral y en él están implicados varios niveles neurales. Sabemos que el sistema nervioso central tiene un papel muy importante en este control, encargándose de desarrollar estrategias de estabilidad vertebral (*Hodges, 2003b*). En este sentido, cuando el sistema nervioso central es capaz de anticipar una desestabilización, como en el caso de que se produzca el movimiento voluntario de una extremidad, la musculatura epiaxial profunda se prepara activándose para contrarrestar esta

desestabilización (Moseley y col., 2002), sin embargo, cuando la desestabilización por fuerzas externas no se puede predecir, esta musculatura no se activa (Moseley y col., 2003), ya que el sistema nervioso central no ha recibido la información necesaria para poder establecer una estrategia de estabilización adecuada.

El raquis del caballo presenta una serie de diferencias anatómicas y biomecánicas respecto a la columna vertebral del humano. En este sentido, es importante mencionar que el concepto de biomecánica del dorso del caballo está basado en el concepto del Arco Tensado (Slijper, 1946), representado por unas estructuras óseas con cierto grado de flexibilidad que son sometidas a diferentes fuerzas provocadas por el movimiento de las extremidades y la gravedad sobre las vísceras, y que se equilibran por acción de la musculatura epiaxial e hipo axial (Figura 1).

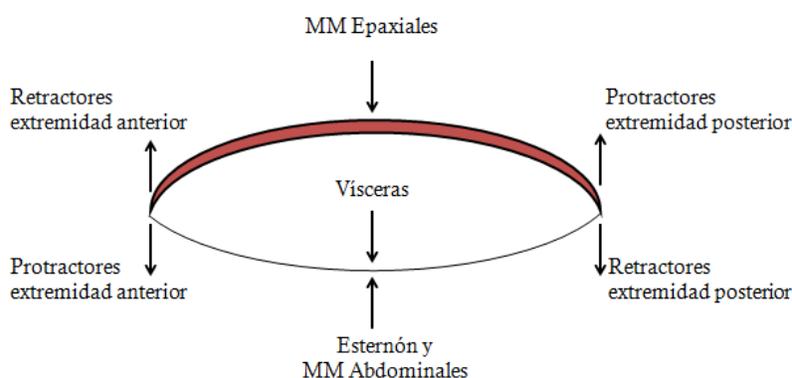


Figura 1. Esquema del concepto del Arco Tensado de Slijper. Adaptado de Henson, 2013.

En cuanto a su anatomía, de forma general el raquis del caballo está constituido por varias estructuras óseas: 7 vértebras cervicales, 18 vértebras torácicas y 6 vértebras lumbares, aunque existen variaciones anatómicas a esta fórmula hasta en un 30-40% de caballos, principalmente afectando a caballos Pura Sangre Inglés y al segmento L5-S1 (Haussler y col., 1997; Stubbs y col., 2006; McGowan y col., 2007b). No se ha determinado exactamente la importancia clínica de estas variaciones, aunque suele producirse un desplazamiento de la función de la articulación lumbosacra al segmento vertebral L5-L6. Además, en cuanto a las estructuras óseas se debe mencionar que las superficies de las apófisis articulares en los distintos segmentos vertebrales del dorso cambian de orientación, proporcionando diferentes ejes de movimiento al mismo como se puede apreciar en la Tabla 1.

Tabla 1. Orientación de las facetas articulares y los grados de movimiento según los segmentos del raquis toracolumbar, a mayor número de signos + representan mayor grado de movimiento (Henson, 2013)

Región	Angulo de las facetas articulares	Flexo- extensión	Rotación	Lateralización
T1-T2	45°	++	+	+
T2-T16	Horizontal	+	+++	+++
T16-L6	Vertical	+	+	+
L6-S1	Vertical	++++	+	+

Así mismo, se debe mencionar que las apófisis espinosas, principalmente las de las vértebras torácicas, limitan la extensión del dorso y son un punto de inserción de diferentes ligamentos que aportan estabilidad pasiva al raquis, como son el ligamento longitudinal dorsal o el ligamento interespinoso. Por otro lado, las apófisis transversas de las vértebras limitan el movimiento de lateralización del raquis, principalmente en la zona lumbar, junto con el ligamento intertransverso.

Todo este sistema de estabilización pasiva parece determinar que el dorso en el caballo sea una estructura con cierto grado de rigidez (Jeffcott, 1980) y pocos grados de flexión, extensión y lateralización intervertebral, sin embargo, debido a un efecto sumatorio, el resultado final es el desarrollo de un raquis flexible y funcional (Henson, 2013) (Figura 2).

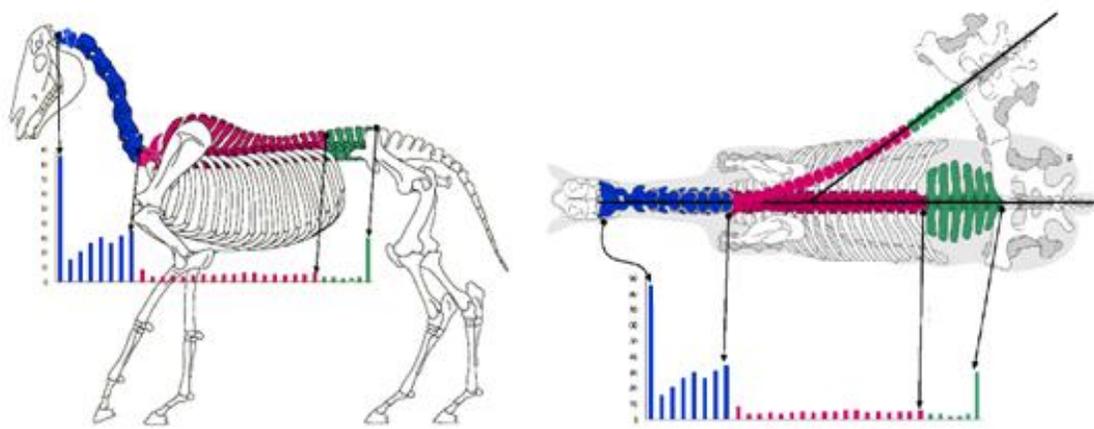


Figura 2. Esquema donde se representan los grados de movimiento intervertebral.

Basado en descripciones de Clayton, 1999.

En referencia a la musculatura, distinguimos los músculos epiaxiales y los hipoaxiales. Entre los músculos epiaxiales encontramos el músculo longísimo del dorso, el músculo iliocostal y los músculos multifidos. Los dos primeros tienen un papel predominante en la extensión y lateralización activa y global del raquis como conjunto (Peham y col., 2001). Además, en el caso del músculo longísimo del dorso, la determinación de su función mediante electromiografía, ha puesto de manifiesto que también tienen un efecto estabilizador en el caballo, al aumentar su actividad contrarrestando las fuerzas a las que el raquis es sometido durante el movimiento (Robert y col., 2001; Licka y col., 2003; Groesel y col., 2010). Los músculos multifidos tienen una estructura similar a la encontrada en los humanos, constituyendo una serie de fascículos superpuestos profundos que comprenden entre 1-5 vertebras, originándose en la apófisis espinosa y lámina vertebral e insertándose en la apófisis articular o mamilar (Figura 3) (Stubbs y col., 2006; McGowan y col., 2007b). Esta estructura les permite, a diferencia de los músculos largos, tener control sobre la posición entre vértebras adyacentes o cercanas, al igual que en el humano y en el cerdo, donde su función es principalmente la estabilización segmentaria, la propiocepción y el control postural del raquis del caballo (McGowan y col., 2007b).

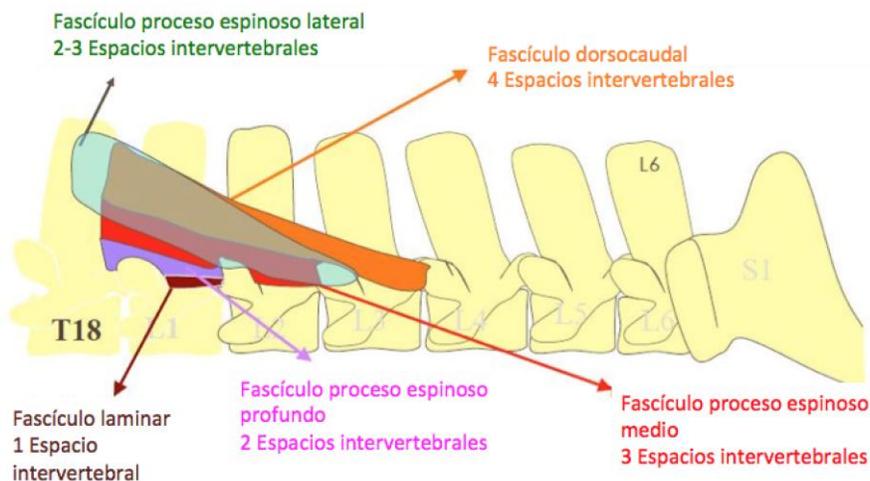


Figura 3. Esquema donde se muestran los diferentes fascículos del multifido en los caballos (Stubbs y col., 2006).

A pesar de que existen similitudes con la anatomía humana, se han encontrado diferencias importantes como es la presencia y relevancia de los músculos sacrocaudales dorsales en el área lumbosacra en los caballos (*McGowan y col., 2007b*). Estos músculos presentan una morfología similar a la de los músculos multifidos, aunque sus fascículos son más largos y gruesos, se insertan en la cola o vértebras coccígeas, y llegan hasta las vértebras más caudales (*McGowan y col., 2007b*). Al igual que la musculatura multifida, estos músculos juegan un papel fundamental en la estabilización y control motor de esta zona, con la ventaja de que al ser superficiales es factible su exploración clínica visual en casos de patología lumbar o pélvica (*McGowan y col., 2007b*).

La musculatura hipoaxial comprende los músculos abdominales y los músculos sublumbares. Los músculos abdominales son flexores y lateralizadores del raquis en su conjunto, además de sujetar las vísceras y formar la cavidad abdominal. Sin embargo, también se han relacionado con una función de estabilización secundaria. En este sentido, y al igual que el músculo longísimo del dorso, se ha determinado que el músculo recto abdominal se activa de manera excéntrica para controlar la flexoextensión y lateralización del raquis durante el trote (*Robert y col., 1998; Wakeling y col., 2007*), incrementándose su actividad con el aumento de la velocidad (*Robert y col., 2001*). La musculatura sublumbar es principalmente flexora de la articulación lumbosacra y de la articulación de la cadera y, aunque no hay estudios en caballos, es lógico pensar que contribuye a la estabilización del raquis y de la pelvis, debido a su origen en la cara ventral de los cuerpos vertebrales y apófisis transversas. En humanos si se ha demostrado una actividad electromiográfica del músculo psoas y del músculo iliaco relacionada con la estabilización de la pelvis (*Andersson y col., 1995*).

Por lo tanto, la musculatura axial tiene un papel activo estabilizador tanto en caballos como en humanos. Por un lado existen grupos musculares grandes y superficiales que amortiguan las fuerzas dinámicas producidas durante el movimiento, y por otro una musculatura corta y profunda que proporciona movimientos finos y complejos. Aunque en caballos podría parecer que este control motor tiene una menor importancia debido a la rigidez pasiva existente en el raquis (*Jeffcott and Dalin, 1980; McGowan y col., 2007b*), la gran movilidad de la zona lumbosacra y de las articulaciones sacroiliacas imponen la necesidad

de un control y estabilización dinámica destacado en estas zonas (*McGowan y col., 2007b*). En este sentido, tanto en humanos como en caballos los músculos multifidos tienen un papel vital (*Moseley y col., 2002; Hodges, 2003a; Lee, 2004; Stubbs y col., 2006, 2010; McGowan y col., 2007b*). Además, en los caballos los músculos sacrocaudales dorsales cumplen así mismo una función muy importante en el control motor del dorso (*McGowan y col., 2007b*). Todo este sistema de control motor vertebral constituye un entramado complejo del que todavía es necesaria más información, aunque la investigación tanto en humanos como en equinos pone de manifiesto su implicación en la patogenia y rehabilitación de los problemas de dorso.

1.2.2. LUMBALGIAS Y DORSALGIAS EN MEDICINA HUMANA

La lumbalgia o dorsalgia en medicina humana es un problema con una altísima incidencia y unos índices de recidiva de entre el 60-80% durante el año consecutivo al primer episodio de dolor agudo, y de entre el 22-62% en los cuatro años siguientes (*Liebensm, 1996*). En la mayoría de los casos no se encuentra un diagnóstico anatomopatológico claro, aunque el componente de dolor y pérdida de función si parecen constantes y constituyen generalmente la causa de la consulta (*Rodríguez Alonso y col. 2001*).

Desde hace varias décadas se investiga la fisiopatología de este problema, en cuanto a la implicación de los músculos multifidos y su papel en la estabilidad dinámica de la columna vertebral. Varios estudios demuestran la inactivación y consecuente atrofia de esta musculatura en pocos días en casos de dolor lumbar (*Hides y col., 1994; Hodges y col., 2006*). Esta atrofia se presenta en el 80% de los pacientes con lumbalgia (*Kader y col., 2000*), y puede alcanzar hasta el 30% del área del músculo (*Hides y col., 1994; Danneels y col., 2000*). Como consecuencia de la misma se produce una asimetría del músculo, que permanece de menor tamaño en la zona del dolor (*Hides y col., 1994; Hodges, 2001*). A pesar de lo que cabría esperar, el desarrollo de esta atrofia no precisa de la existencia de un dolor crónico, de hecho, en un modelo experimental en cerdo se ha demostrado que ésta se produce tan pronto como a los tres días de producida la lesión (*Hodges y col., 2006*).

Si bien la atrofia de los músculos multifidos es selectiva y no afecta al resto de la musculatura epiaxial (*Hides y col., 1994; Danneels y col., 2000*), su inactividad y disminución de volumen conlleva a una afectación del resto de la musculatura implicada. El estudio de *Hodges y colaboradores (2003)*, en el que se produce de manera experimental dolor lumbar, pone de manifiesto la inhibición de la actividad del músculo transverso abdominal, y se ha sugerido que los músculos más superficiales de la zona, como el músculo longísimo del dorso, aumentan su actividad en un intento de estabilizar la columna (*Shirado y col., 1995*).

Todo ello conlleva a que la actividad muscular se altere de diferentes formas, produciéndose cambios en el patrón de activación e inhibición muscular que llevan al establecimiento de un nuevo patrón denominado patrón disfuncional (*Sterling and Wright, 2001*), que determina el desarrollo de una columna con mayor rigidez y menor control motor (*Hodges y col., 2006*). Estudios de electromiografía han mostrado que la activación de los músculos multifidos se reduce durante el periodo inicial de rotación axial en casos de dolor lumbar (*Ng y col., 2002*), perdiendo su función de estabilización preparatoria o protectora, lo que predispone a que se perpetúe el problema de dolor. Es decir, el dolor y la incapacidad funcional terminan desembocando en un reclutamiento muscular anormal y un retraso en la activación de los músculos estabilizadores de la columna (*Hodges, 2001*).

Estos patrones disfuncionales compensatorios, que son el resultado de alteraciones en el control motor, no economizan energía e imponen una tensión inusual sobre estructuras ligamentosas, capsula articular y raíces nerviosas. Todo ello favorece la perpetuidad del dolor y la incapacidad, la disminución del rendimiento y finalmente el desarrollo de modificaciones estructurales con la aparición de lesiones de la columna, como lesiones discales o cambios degenerativos como la osteoartrosis (*Panjabi, 1992; Hides y col., 1996; Kalichman y col., 2010*).

Además, es vital destacar que se ha demostrado que los cambios producidos en la musculatura de la columna vertebral no revierten a la normalidad por la simple desaparición del cuadro inicial de dolor (*Hides y col., 1996*). Es decir, aún cuando se haya subsanado la lesión, aún restablecida la función estructural mecánica, el control neuromuscular no se restablece por sí sólo, sino que necesita de un reentrenamiento específico para que recupere su función correcta (*Moseley y Hodges, 2006*).

1.2.3. PATOLOGÍA DEL DORSO EN MEDICIA EQUINA

El dolor y los problemas de dorso en el caballo representan un problema económico y de bienestar animal muy importante dentro de la industria del caballo de competición por su relevante implicación en la disminución del rendimiento atlético, la alteración cinemática y el desgaste de los atletas equinos (*Jeffcott 1979, 1980, 1999; Denoix 1998, 1999; Haussler 1999; Peham y col., 2001; McGowan y col., 2007b*), así como en la aparición de problemas de espondilosis y osteoartritis en los procesos articulares vertebrales del dorso (*Giller y col., 2004; Girodroux y col., 2009; Meehan y col., 2009*).

Además, debido a la poca especificidad y variabilidad de signos clínicos que se presentan, como cambios en los aires o en el comportamiento, y la frecuente coexistencia de otros problemas como cojeras, el diagnóstico de estos problemas suele suponer un reto para los veterinarios, lo que ha provocado que con frecuencia se hayan infradiagnosticado (*Jeffcott, 1980; Jeffcott et al., 1982; Denoix, 1998, 1999; Gellman, 1998; McGowan y col., 2007b*). Este hecho explicaría la encuesta realizada por *Haussler* en 1999 en la que los problemas de dorso representaban tan sólo entre el 1-13% de los problemas para la clínica general u hospitales de referencia pero hasta el 47% o incluso el 94% de los problemas en clínicas quiroprácticas o especializadas en problemas de dorso, como ocurre para los entrenadores de caballos de carreras, para quienes supone una de las causas más comunes que imposibilitan el entrenamiento y la competición (*Bailey y col., 1997*).

La reincidencia de lesión tras problemas de dorso en el caballo, al igual que en medicina humana, es muy alta, encontrándose recidivas o simplemente permaneciendo los signos clínicos tras un problema crónico de dorso (*Jeffcott, 1979*).

Del mismo modo que ocurre en la medicina humana, el dolor de dorso en los caballos puede ser resultado de una gran variedad de patologías, con frecuencia coexistentes, que van desde lesiones vertebrales (39%), lesiones de tejidos blandos (25%), alteraciones de la zona sacroiliaca (13%) o lesiones alejadas de la zona toracolumbar (13%) (*Jeffcott, 1980*). Dentro de las lesiones vertebrales predominantes se encuentran los problemas de solapamientos de las apófisis espinosas vertebrales (patología que en inglés recibe la denominación de *kissing spines*) que provocan reacción ósea e inflamación del ligamento

interespinoso (Ross y Dyson, 2010; Henson, 2013). Este problema aparece con mayor frecuencia en la zona debajo de la silla, entre las vértebras torácicas 12 a 17, y es más frecuente en caballos adultos jóvenes o de mediana edad utilizados para salto o doma, o en caballos Pura Sangre Inglés de dorsos cortos (Jeffcott, 1980). Otros problemas vertebrales son la osteoartritis de las articulaciones de los procesos articulares (Ross y Dyson, 2010; Henson, 2013), con mucha frecuencia combinada con otras patologías (Stubbs y col., 2010), o los problemas de espondilosis y discoespondilosis, poco frecuentes en el caballo (Ross y Dyson, 2010; Henson, 2013). En 2010, Stubbs y colaboradores encontraron una alta incidencia de patología en la zona toracolumbar y de la pelvis, encontrando hasta un 77% de caballos afectados con patologías óseas severas en esta zona y estableciendo además una relación entre estas patologías y la disminución del tamaño de los músculos multifidos en las zonas afectadas. Dentro de las lesiones de tejidos blandos más frecuentes, principalmente contracturas y roturas fibrilares, se encuentran las que afectan al músculo longísimo del dorso y al ligamento supraespinoso en la zona torácica media y la zona craneal lumbar (Ross y Dyson, 2010; Henson, 2013).

Además, en el caballo existen otra serie de factores que afectan a la biomecánica del raquis y al desarrollo de patologías. Entre éstos está la presencia del jinete que hace que el raquis esté en una posición más extendida, aunque se mantienen los mismos grados de movimiento (de Cocq y col., 2009). Así mismo, la presencia de cojeras altera la biomecánica del raquis produciendo más flexo-extensión y lateralización al trote (Gómez Álvarez y col., 2007).

Durante el entrenamiento el caballo debe ser capaz de activar la musculatura estabilizadora para contrarrestar las fuerzas gravitacionales y de inercia provocadas por el movimiento de propulsión de las extremidades (Clayton, 2012).

Como hemos visto anteriormente la disposición de la musculatura epiaxial profunda es muy similar entre hombres y équidos, estimando que su función propioceptiva y estabilizadora sobre la columna o el raquis es similar entre ambas especies (Stubbs y col., 2006, McGowan y col., 2007b). Del mismo modo, se ha establecido que las patologías y el dolor de dorso están correlacionados con la atrofia de esta musculatura estabilizadora

profunda, constituida principalmente por los músculos multífidos, al igual que ocurre en el humano (*Stubbs y col., 2010, McGowan y col., 2007b, 2008*), lo que conlleva a una pérdida subsiguiente del control neuromotor de esta zona y a una perpetuación del problema (*Stubbs y col., 2010*). Al igual que en los modelos de medicina humana, el caballo intenta compensar esta inestabilidad provocada por la falta de función de los músculos estabilizadores incrementando la tensión del resto de la musculatura epiaxial, como es el caso del músculo longísimo del dorso que se suele encontrar con espasmo muscular y tensión a la palpación (*Ranner y col., 2002; Henson, 2013*), lo que supone un estrés para el raquis mayor que el desencadenado por el propio jinete (*Peham y Schobesberger, 2004*). Se han descrito otras causas que podrían estar implicadas en la atrofia de esta musculatura estabilizadora como son desórdenes musculares generalizados o primarios en estos músculos o en las estructuras óseas vertebrales (*Valberg, 1999, Quiroz-Rothe y col., 2002*), un reflejo inhibitorio en las motoneuronas que los inervan resultado de patologías del raquis y de las articulaciones periféricas (*Young, 1993*) o daño primario en los músculos debido a problemas relacionados con la silla (*Gellman, 1998; Harman, 1999*). Sin embargo, parece lógico pensar que la atrofia sufrida en la musculatura estabilizadora profunda (músculos multífidos) en el área o inmediaciones de la patología del raquis está desencadenada por el propio episodio de dolor, y se asocia a inestabilidad vertebral consecuenta a la alteración del control neuromotor, lo que da lugar a disminución del rendimiento y reincidencia de los signos clínicos (*McGowan y col., 2007b; Stubbs y col., 2010*).

Por tanto, basándonos en el modelo humano es razonable concluir que la funcionalidad de la musculatura estabilizadora profunda del raquis, principalmente los músculos multífidos, afectada tras un problema de dolor o lesión en el dorso, no recupera su estado funcional correcto de forma espontánea, incluso tras resuelto el problema primario que ha desencadenado su atrofia. Por ello, se están proponiendo nuevas formas de rehabilitación orientadas a la recuperación del modelo neuromotor correcto del raquis (*Clayton, 2012*).

1.2.4. REHABILITACIÓN DE LAS LUMBALGIAS Y DORSALGIAS EN MEDICINA HUMANA

En casos de lumbalgia o dorsalgia, la normalización de la función neuromuscular requiere no sólo atender a la resolución de la inflamación y el dolor, sino a la disfunción del movimiento. Históricamente el proceso de rehabilitación tras una lesión se enfocaba en el restablecimiento de la fuerza y resistencia muscular y de la flexibilidad articular sin atender al papel de los mecanismos neuromusculares. Sin embargo, y como hemos visto anteriormente, se ha demostrado que es importante la recuperación del volumen y función de la musculatura multífida para prevenir la recaída en casos de lumbalgias o dorsalgias agudas (*Hides y col., 1996*), lo que precisa de un reentrenamiento específico diseñado a tal efecto (*Moseley y Hodges, 2006*), ya que está demostrado que su función no se recupera de forma automática aún resuelto el cuadro doloroso inicial (*Hides y col., 1996*).

Por ello, además del tratamiento médico-quirúrgico que corresponda, los programas de rehabilitación y fisioterapia se convierten en una herramienta indispensable dentro de la intervención terapéutica de estos problemas. Se han desarrollado ejercicios terapéuticos orientados específicamente a recuperar la funcionalidad y potenciar la musculatura estabilizadora de la columna (los músculos oblicuo externo, oblicuo interno y transversal del abdomen, así como los músculos multífidos), a los que se ha incluido dentro del denominado *Core Training*, un sistema de entrenamiento específico que persigue dos objetivos fundamentales: fortalecer la musculatura y promover el reclutamiento y la coordinación muscular (*Hodges, 2003b*). Estos programas han demostrado tener un efecto claro beneficioso en la reactivación e hipertrofia de los músculos multífidos en casos de lesión (*Hides y col., 1996; Danneels y col., 2001*), observando la recuperación en términos de atrofia y asimetría incluso en deportistas de élite sometidos a entrenamientos de alta intensidad que han sufrido episodios de dolor lumbar (*Hides y col., 2008*).

Se han descrito multitud de ejercicios diferentes, aunque todos comparten unos objetivos y un proceso de reeducación postural común, este proceso requiere de una serie de pasos que se detallan a continuación (*Hodges, 2003b*):

1. Activación consciente de la contracción de la musculatura profunda.
2. Activación de la musculatura en diferentes posturas y actividades.
3. Integración de la activación de la musculatura profunda con la musculatura superficial.
4. Entrenamiento funcional, activando la musculatura en diferentes actividades diarias.

En un estudio de 2001, *Danneels* y colaboradores compararon diferentes programas de ejercicios y encontraron que sólo el programa que combinaba actividad dinámica con fases de actividad estática de la musculatura estabilizadora conseguía la hipertrofia de los músculos multífidos. Aunque no todos los programas consiguen la hipertrofia de la musculatura, la mayoría han demostrado ser útiles y seguros como herramienta terapéutica en las lumbalgias cuando se valoran los resultados clínicos (*Rainville y col., 2004*). Estos ejercicios han demostrado beneficios a largo plazo (*O 'Sullivan y col., 1997*), disminuyendo las recaídas de un 84% a un 30% en pacientes con un episodio previo de lumbalgia (*Hides y col., 2001 y 2008*).

En rehabilitación humana, como complemento al ejercicio voluntario o en aquellos casos en los que la colaboración es reducida, como en el caso de pacientes neurológicos o geriátricos, se ha planteado la utilización de la electroestimulación muscular o NMES (*neuromuscular electrical stimulation*) como herramienta para establecer programas de entrenamiento específicos (*Maffiuletti, 2010*). Entre ellos, varios autores han investigado su aplicación sobre los músculos abdominales en casos de lumbalgias y dorsalgias con el objetivo de favorecer la estabilización de la columna vertebral (*Baek y col., 2014*), mejorar la postura, incrementar la estabilidad del tronco (*Park y col., 2001; Porcari y col., 2005; Miura y col., 2012*) o disminuir el dolor (*Coghlan y col., 2011*).

1.2.5. REHABILITACIÓN DE LAS LUMBALGIAS EN MEDICINA EQUINA

Clásicamente, los programas de entrenamiento en casos de problemas de dorso se han basado en ejercicios de calentamiento prolongado, entrenamiento al galope, utilización de cavaletti¹, trabajo en cuestas y restricción de la realización de aquellos movimientos más dolorosos (Ross y Dyson, 2010).

Sin embargo, y basándonos en el modelo humano de control neuromuscular, se ha observado la implicación de la musculatura epiaxial estabilizadora del raquis en la patogenia de los problemas de dorso y, al igual que ocurre en medicina humana, es razonable concluir que su funcionalidad y morfología no se restablece de forma automática aún resuelto el cuadro doloroso sino que necesita de un protocolo de rehabilitación específico diseñado a tal efecto (Clayton, 2012). En este sentido, Stubbs y colaboradores (2011) observaron que la realización de un programa de ejercicios de movilización activa del cuello y dorso (Tabla 2) mediante un premio (zanahoria o similar) conseguía incrementar el volumen de los músculos multífidos y disminuir la asimetría existente entre ambos lados del dorso en caballos en reposo, lo que se relacionó con una mejora del control y la coordinación del raquis. La efectividad de estos ejercicios en caballos en entrenamiento fue confirmada por Tabor y colaboradores en 2012.

Tabla 2. Ejercicios propuestos por Stubbs y col. en 2011.

Movimiento	Ejercicio	Repeticiones	Duración
Flexión cervical	Flexión hasta el pecho	5 veces	5 veces a la semana Durante 3 meses
	Boca entre los carpos	5 veces	
	Boca entre los menudillos	5 veces	
Lateralización cervical	Boca hasta el hombro	5 veces	
	Boca hasta la tuberosidad coxal	5 veces	
	Boca hasta el tarso	5 veces	
Extensión	Máxima altura del brazo del entrenador	5 veces	

¹ Los cavaletti son barras horizontales o en forma de cruz que se disponen a poca distancia del suelo obligando al caballo a elevar las extremidades al cruzar sobre ellos de forma perpendicular, y son una herramienta habitual en el entrenamiento de los caballos de deporte.

Están descritos otra serie de ejercicios orientados a la rehabilitación del dorso (Figura 4), que se centran en disminuir la hipertonía de los músculos epiaxiales largos, favorecer la flexibilidad del dorso, fortalecer los músculos flexores (como los músculos abdominales y el músculo psoas), promover la coordinación y la propiocepción o fortalecer los músculos estabilizadores (como los músculos multífidos o los músculos abdominales) (Stubbs y Clayton, 2008; Paulekas y Hausler, 2009). Sin embargo, su eficacia aún no ha sido demostrada científicamente.



Figura 4. Varios ejercicios para mejorar la coordinación, propiocepción y activar la musculatura estabilizadora propuestos por Paulekas y Hausler, 2009.

1.2.6. CORE TRAINING EN EL DEPORTE

El *Core Training*, es un entrenamiento específico de la musculatura estabilizadora del tronco con unos claros efectos sobre la estabilización de la columna y la mejora del control motor vertebral. Su uso como herramienta terapéutica está ampliamente aceptado en medicina humana lo que ha llevado a incluir estos programas en los entrenamientos de actividades deportivas como prevención a posibles lesiones así como para el mantenimiento de la funcionalidad de la columna (Willardson, 2007). Estos ejercicios específicos han demostrado utilidad en atletas de élite con entrenamientos orientados a su actividad específica (Hides y col., 2008).

Del mismo modo, son varios los autores de prestigio que abogan por la inclusión de diferentes programas de *Core Training* dentro los programas de entrenamiento de caballos de deporte (*Stubbs y Clayton, 2008*) por su posible implicación en la mejora del rendimiento deportivo y la prevención de lesiones. En este sentido *Tabor* y colaboradores (2012) demostraron el efecto de los ejercicios de movilización dinámica del cuello y dorso en caballos de carreras sobre la activación e hipertrofia de los músculos multífidos.

Sería muy interesante poder incluir este tipo de ejercicios dentro del entrenamiento habitual de los caballos de deporte, ya que probablemente implicaría una reducción de la incidencia de las patologías del dorso, así como el mantenimiento e incremento del rendimiento y la vida deportiva.

1.3. ELECTROESTIMULACIÓN

1.3.1. BASES DE LA ELECTROESTIMULACIÓN

La electroestimulación es una técnica dentro de la fisioterapia y la rehabilitación consistente en la aplicación de una corriente eléctrica de media o baja frecuencia mediante unos electrodos de superficie con fines terapéuticos o preventivos (Martín, 2004). Esta corriente eléctrica genera un potencial de acción sobre las fibras nerviosas y/o musculares desembocando en la transmisión de información táctil o dolorosa o en una contracción muscular.

Las corrientes eléctricas tienen varias características que las definen marcando sus diferentes efectos sobre los tejidos, y que además nos permiten clasificarlas.

- Continua o discontinua: cuando la corriente no se interrumpe en el tiempo se denomina continua, cuando se interrumpe se denomina discontinua o periódica y se caracteriza por la presencia de impulsos eléctricos (Figura 5). La corriente galvánica es el ejemplo clásico de corriente continua sin cambios de polaridad. A menudo cuando se habla de corriente continua se refieren a este tipo de corriente. Esta corriente tiene efectos polarizantes, lo que da lugar a la alcalinización o acidificación del tejido debajo de los electrodos.

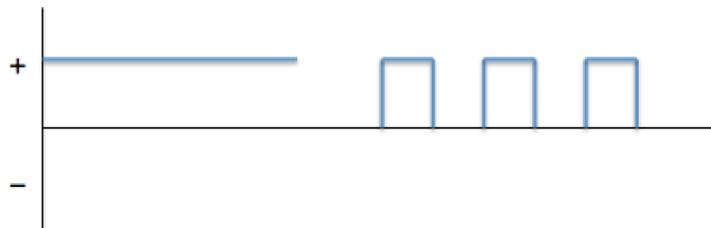


Figura 5. A la izquierda una corriente continua o galvánica, a la derecha una corriente interrumpida con impulsos eléctricos cuadrangulares.

- Polaridad: las corrientes pueden ser bidireccionales, también llamadas alternas, si cruzan la línea isoelectrica (Figura. 6), lo que permite que la polaridad neta sea nula,

evitando los efectos polarizantes. Las corrientes alternas pueden ser además bifásicas o monofásicas. La denominación de corriente bifásica se suele aplicar a aquellas corrientes bidireccionales cuando son interrumpidas, aunque también se utiliza para referirse a las corrientes bifásicas rectificadas, en las que se cambia de polaridad una de las fases. En las corrientes monofásicas se elimina una de las fases, obteniendo una corriente interrumpida.

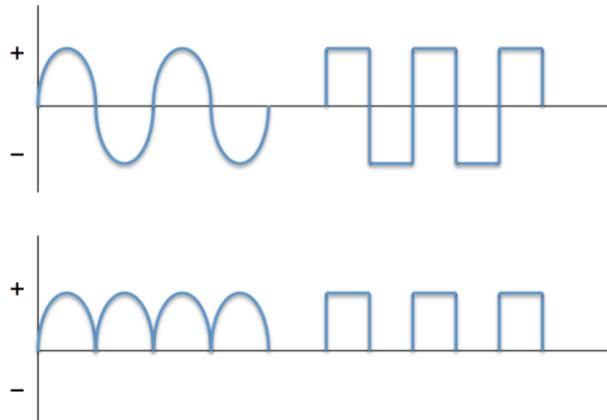


Figura 6. Arriba a la izquierda una corriente alterna sinusoidal, a la derecha una corriente alterna rectangular simétrica. Abajo a la izquierda la misma corriente bifásica rectificada, a la derecha la misma corriente monofásica.

- **Forma del impulso eléctrico:** el impulso eléctrico puede ser *triangular*, *sinusoidal*, *rectangular*, *trapezoidal* u otros. También se usa el término *simétrico* o *asimétrico* (Figura 7) al referirse a la simetría entre los impulsos de diferente polaridad.



Figura 7. A la izquierda una corriente interrumpida triangular, a la derecha una corriente alterna cuadrangular asimétrica.

- **Frecuencia:** en las corrientes alternas o interrumpidas el número de impulsos emitidos por segundo se denomina frecuencia y se mide en hertzios (Hz). Las modalidades terapéuticas que nos ocupan se incluyen dentro de las corrientes de *baja frecuencia* (1-1000 Hz) y de *media frecuencia* (1-10 KHz) (Figura 8). Las corrientes de

baja frecuencia son las más empleadas en fisioterapia, y comprenden la mayoría de las corrientes usadas en la práctica clínica. Las corrientes de media frecuencia permiten mayor penetración en los tejidos, y haciendo uso del efecto de interferencia de las ondas electromagnéticas producen una corriente de baja frecuencia en profundidad, por lo que se suelen usar para analgesia profunda, por ello se denominan *corrientes interferenciales*.

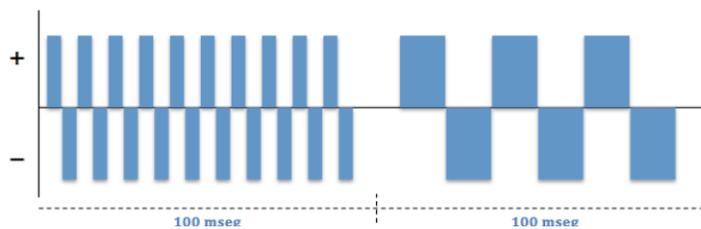


Figura 8. A la izquierda una corriente de 100 Hz, a la derecha una corriente de 30 Hz.

- **Intensidad:** es la cantidad de energía aplicada y se mide en miliamperios (mA). Es un parámetro que se selecciona individualmente para cada paciente en la aplicación de las corrientes para establecer la dosis (Martín, 2001). Este parámetro determina la capacidad de penetración tisular de la corriente eléctrica emitida.

1.3.1.1. MODALIDADES TERAPEUTICAS

Dentro de la estimulación eléctrica transcutánea existen dos modalidades terapéuticas, según el efecto predominante que se consigue al estimular las diferentes fibras nerviosas (Tabla 3): modalidad analgésica y modalidad excitomotora. Estas modalidades vienen marcadas por la frecuencia y la relación entre intensidad y duración del impulso.

Tabla 3. Clasificación general de fibras nerviosas, su función y características. Adaptado de Guyton, 2006.

Fibra Nerviosa	Función	Diámetro (μm)	Velocidad de conducción (m/s)
A α	Motoras	12-20	65-120
A β	Sensitivas	5-12	40-70
A γ	Motoras	5-12	15-50
A δ	Nocioceptivas	2-5	6-30
C	Nocioceptivas	<1	0,4-2

En la modalidad analgésica se estimulan fibras nerviosas sensitivas. Estas corrientes se denominan comúnmente como TENS (*Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation*). Existen varias teorías neuronales que explican por qué las corrientes TENS producen analgesia, entre las que se encuentran la Teoría del *Gate Control* y la liberación de endorfinas (*Sluka y Walsh, 2003*). En la modalidad excitomotora se produce una contracción muscular por estimulación de las motoneuronas. Estas corrientes se denominan comúnmente como NMES o electroestimulación muscular y se detallan en el siguiente apartado.

La modalidad terapéutica viene determinada por la relación entre intensidad y duración del impulso, como hemos comentado anteriormente, que fue establecida por los trabajos de *Lapique y Bourguignon* en la década de los años 30 (*Guerin, 2011*). Estos autores estudiaron la despolarización de las fibras nerviosas y establecieron una relación hiperbólica (Figura 9) que relaciona dos conceptos: la reobase y la cronaxia. Esta relación se establece mediante dos constantes específicas para esa fibra nerviosa en particular, la reobase (*Rh*) que es una constante de intensidad de corriente y la cronaxia (*Ch*) que es una constante de tiempo y determina la duración del impulso. La reobase se define como la intensidad mínima para obtener una despolarización de una fibra nerviosa mediante una corriente continua ininterrumpida, que en la Figura 9 está representada por una duración del impulso infinita. La cronaxia se define como el tiempo del impulso necesario para obtener una despolarización de una fibra nerviosa con una intensidad de $2Rh$.

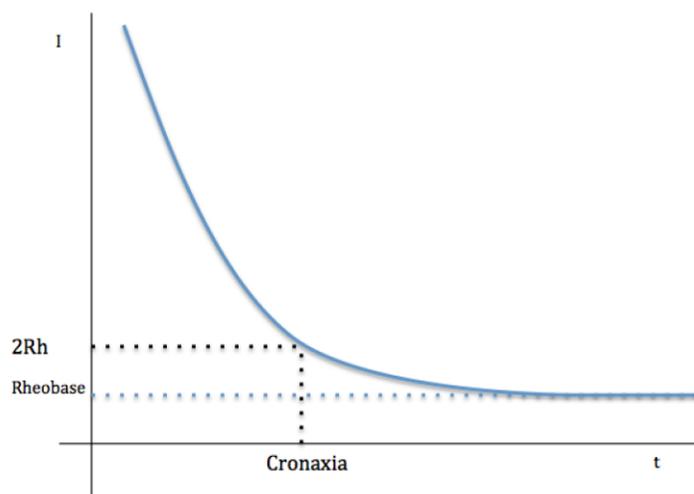


Figura 9. Representación grafica de la relación entre reobase y cronaxia en la despolarización de las fibras nerviosas.

I: Intensidad de corriente

t: duración del impulso

$$I = Rh \left(\frac{Ch}{t} + 1 \right)$$

La consecuencia es que cada tipo de fibra nerviosa tiene diferente cronaxia, es decir, que podemos seleccionar una duración del impulso que se corresponde con la cronaxia de la fibra nerviosa que queremos estimular, de esta manera no necesitaremos altas intensidades y seremos más específicos. La investigación llevada a cabo por *Howson* en 1978 demostró que las fibras nerviosas de mayor diámetro, que presentan una cronaxia menor, corresponden a fibras motoras y las de menor diámetro, con una cronaxia mayor, a fibras nociceptivas. Esto permitió sugerir la aplicación de tiempos de impulso de corta duración, evitando la estimulación de las fibras nociceptivas (Figura 10) y disminuyendo así las molestias ocasionadas por altas intensidades de corriente.

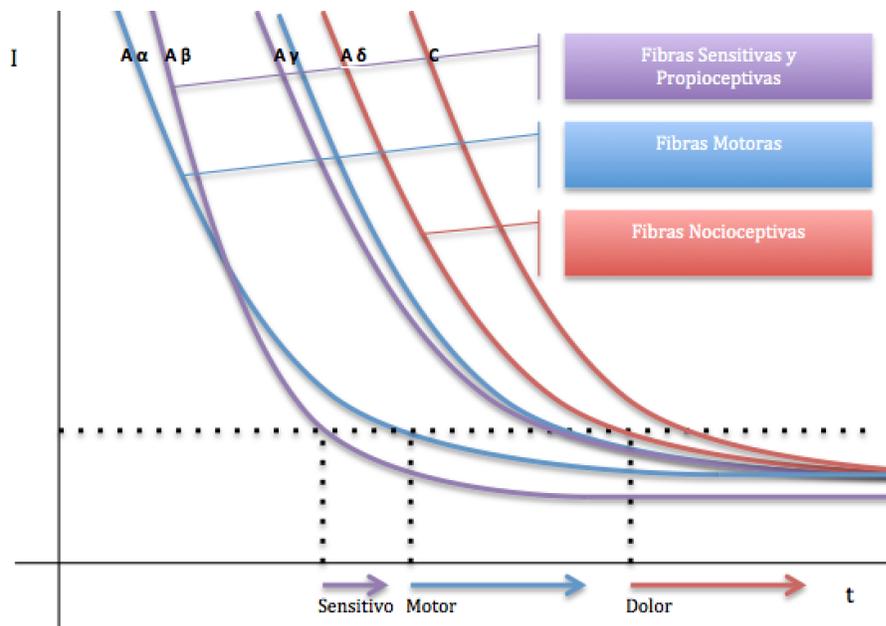


Figura 10. Diagrama de Howson. Adaptado de Guerin y col., 2011.

La cronaxia permite establecer el tiempo de impulso más adecuado para cada tipo de fibra nerviosa. Si nuestro objetivo es la modalidad analgésica escogeremos una cronaxia baja, dentro de la zona del gráfico denominada sensitivo, y si nuestro objetivo es la modalidad excitomotora, escogeremos una cronaxia dentro de la zona denominada motor. En la Figura 10 podemos observar que seleccionando un tiempo de impulso alto, en el rango de estimulación de las fibras nociceptivas, al aumentar la intensidad obtendríamos

primero un efecto sensitivo, después se sumaría un efecto motor y con un ligero aumento de intensidad obtendríamos también sensación dolorosa. Sin embargo, si seleccionamos un tiempo de impulso menor, en el rango de estimulación de las fibras motoras, al aumentar la intensidad obtendríamos primero el efecto sensitivo y después se sumaría el efecto motor, pero estaríamos todavía muy alejados de la sensación de dolor. De esta manera, seleccionando los tiempos de impulso adecuados, podemos evitar altas intensidades, corrientes continuas y la estimulación de fibras nerviosas nociceptivas, contribuyendo así a la disminución de efectos adversos de la fisioterapia por electroestimulación.

1.3.2. ELECTROESTIMULACIÓN MUSCULAR

La electroestimulación muscular transcutánea o estimulación neuromuscular (NMES) consiste en la obtención de una contracción muscular mediante la estimulación de nervios periféricos (*Lake, 1992*). La corriente eléctrica estimula tanto a las fibras musculares como a las fibras nerviosas, pero la excitabilidad de los axones es mayor que la de la fibra muscular (*Hultman y col., 1983*), excepto en músculos denervados en los que se estimula directamente las fibras musculares y donde son necesarios impulsos de larga duración y alta intensidad (*Morral Fernández, 2001*).

1.3.2.1. DIFERENCIAS CON LA CONTRACCIÓN MUSCULAR VOLUNTARIA

La contracción provocada eléctricamente no es igual a la contracción muscular voluntaria. Se han encontrado diferencias importantes que explican algunos de los efectos y aplicaciones de la NMES.

La contracción voluntaria

En la contracción voluntaria el estímulo de la motoneurona crea una contracción en varias de las fibras musculares a las que inerva. Al conjunto de motoneurona y fibras musculares se le denomina *unidad motora*. La cantidad de fibras que inerva cada motoneurona varía, de modo que en aquellos músculos que necesitan movimientos más finos cada motoneurona activa un menor número de fibras que las inervadas en músculos que implican movimientos más toscos.

En una contracción fisiológica el número y frecuencia de las unidades motoras que se reclutan aumenta hasta que el solapamiento produce una contracción continua y suave, a este proceso se le denomina *tetanización* (Figura 11). Las fibras que inerva cada motoneurona no están juntas, sino intercaladas con las de otras motoneuronas a lo largo del músculo, lo que permite un reclutamiento asincrónico, de modo que cuando unas fibras musculares se fatigan otras pueden seguir contrayéndose. Esto produce una contracción muscular distribuida por todo el músculo de manera mantenida.

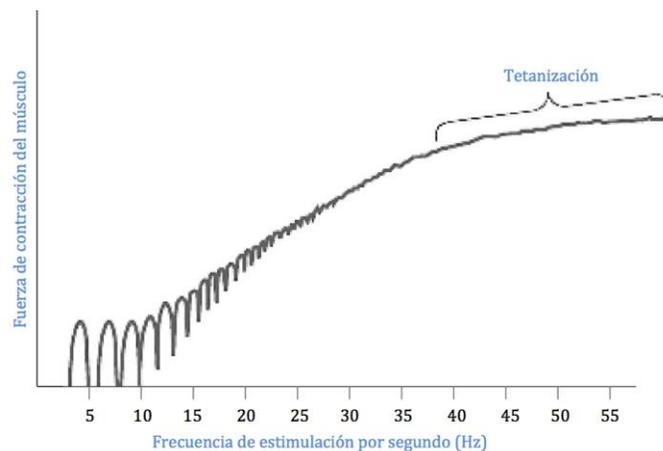


Figura 11. Aumento de la frecuencia de reclutamiento de unidades motoras hasta la tetanización (Guyton, 2006).

Existen dos tipos de fibras musculares, según la velocidad de respuesta, las rápidas y las lentas (Tabla 4). Las fibras rápidas o tipo II son de mayor tamaño, implican una contracción muscular más rápida y más potente y tienen gran cantidad de enzimas glicolíticas para la producción rápida de energía. Las fibras lentas o tipo I, son de menor tamaño, y están inervadas por nervios de menor diámetro; su contracción es más lenta y tienen altas concentraciones de mioglobina y mitocondrias para la producción de energía por la vía oxidativa. Cuando un músculo es reclutado de manera fisiológica, la señal nerviosa al principio es débil y determina la contracción de las fibras musculares lentas. A medida que la señal es más fuerte, empiezan a contraerse las fibras musculares rápidas. Los músculos que necesitan una contracción rápida y potente tienen mayor proporción de fibras

rápidas, y aquellos que necesitan una contracción prolongada y constante mayor proporción de fibras lentas. La proporción de cada tipo de fibra viene determinada genéticamente entre los individuos, condicionando así sus capacidades atléticas. De esta forma, un individuo tendrá mayor capacidad de resistencia si la proporción de sus fibras lentas es mayor (Guyton, 2006).

Tabla 4. Tipos de fibras musculares y sus características.

Fibra Muscular	Fatiga	Velocidad de contracción	Tipo de ejercicio
Tipo I	Más resistencia a la fatiga	Lenta	Resistencia
Tipo IIa	Intermedio	Rápida	Mixto
Tipo IIb	Se fatigan rápidamente	Muy rápida	Potencia

La contracción estimulada eléctricamente

Cuando usamos una corriente eléctrica activamos las unidades motoras cercanas, compuestas por la motoneurona y las fibras musculares que ésta inerva. Cuanto más cerca apliquemos la corriente del nervio que inerva el músculo que queremos estimular, mayor número de motoneuronas activaremos, consiguiendo una mayor contracción muscular con menor intensidad de corriente, estos puntos se denominan *puntos motores*, y suelen ser la zona de elección para aplicar la corriente. Para producir una estimulación muscular con eficacia es necesario desencadenar una contracción tetanizante, por lo que la frecuencia de estimulación debe ser de un mínimo de 25-30 Hz.

En el caso de la contracción evocada eléctricamente hay varias singularidades que producen como resultado una contracción con unas características diferentes a la contracción voluntaria (Tabla 5).

Tabla 5. Diferencias entre contracción voluntaria y contracción estimulada eléctricamente, adaptado de Maffiuletti, 2010.

Contracción voluntaria	NMES
Asincrónica	Sincrónica
Distribuida por todo el músculo	Superficial
Cercana a completa en máximo esfuerzo	Incompleta aún en máximo esfuerzo
Selectiva: de fibras lentas a rápidas	No selectiva: fibras lentas y rápidas.
Fatiga parcial	Fatiga extrema

En primer lugar el patrón de reclutamiento de las fibras musculares no es selectivo según la magnitud de la contracción muscular, como ocurre en la contracción voluntaria, sino que la electroestimulación recluta tanto las fibras tipo I como tipo II, llegando incluso a invertirse el patrón de reclutamiento (*Hainaut y Duchateau, 1992; Requena y col., 2005*). *Delitto y Snyder-Mackler* en 1990 propusieron que esta era la razón por la que la NMES es más eficaz para evitar la atrofia muscular y la recuperación de la fuerza muscular en músculos debilitados que en músculos sanos.

Otra característica singular es que todas las unidades motoras se despolarizan al mismo tiempo, dependiendo su número de la intensidad de la corriente, como consecuencia de ello se produce una contracción sincrónica (*Adams y col., 1993*). Esto hace que la contracción provocada eléctricamente sea más fatigante que la contracción voluntaria, al no haber unidades motoras inactivas que sustituyan a las activas cuando éstas se fatigan.

Al aplicarse la NMES mediante electrodos sobre la piel, se estimulan primero las unidades motoras más superficiales y al aumentar la intensidad de la corriente se estimulan mayor número de unidades motoras y a mayor profundidad (*Vanderthommen y col., 2000*), por lo que es necesario aplicar la máxima intensidad posible para asegurar la activación de las fibras más profundas.

1.3.2.2. PARAMETROS

Existen diferentes parámetros que podemos seleccionar a la hora de aplicar una corriente con efecto excitomotor. El objetivo principal es que la corriente sea confortable, segura y eficaz, pero también se deben seleccionar los parámetros según los objetivos del programa de entrenamiento muscular.

Tipos de corriente usadas en NMES

Muchos tipos de corrientes producen efecto excitomotor. Entre las corrientes de baja frecuencia que se han utilizado para aumentar la fuerza muscular encontramos las corrientes rectangulares monofásicas, las rectangulares bifásicas simétricas y asimétricas y las sinusoidales bifásicas simétricas (*Herrero, 2006b*).

La corriente bifásica simétrica parece obtener mayor fuerza de contracción que otras corrientes y tiene buena tolerancia además de ser la mejor documentada (Lake, 1992; Herrero, 2006b; Vanderthommen y Duchateau, 2007).

Tabla 6. Cronaxias en el caballo (Mellier, 2005).

MUSCULO	CRONAXIA μ s
BRAQUIOCEFÁLICO, CRANEAL	140
BRAQUICEFÁLICO, CAUDAL	150
TRAPECIO	160
SUPRAESPINOSO	130
DELTOIDES	140
INFRAESPINOSO	140
TRICEPS BRAQUIAL	150
EXTENSOR CARPORADIAL	150
EXTENSOR DIGITAL COMUN	190
EXTENSOR DIGITAL LATERAL	150
ULNAR LATERAL	190
LATISSIMUS DORSI	190
ERECTOR ESPINAL, TORÁCICO	190
ERECTOR ESPINAL, LUMBAR	150
GLUTEO MEDIO	140
GLUTEO SUPERFICIAL	135
GLUTEOFEMORAL	110
SEMITENDINOSO PROXIMAL	130
SEMITENDINOSO DISTAL	100
BICEPS FEMORAL	130
SEMIMEMBRANOSO	135
TENSOR DE LA FASCIA LATA	180
CUADRICEPS (VASTO LATERAL)	135
EXTENSOR DIGITAL LARGO	170
EXTENSOR DIGITAL LATERAL	190
FLEXOR LATERAL DIGITAL	200

Duración del impulso

La duración del impulso viene determinada por la cronaxia, que marca el límite inferior necesario para estimular la fibra nerviosa, según la *Ley de Lapique*. Tiempos muy altos estimulan fibras nerviosas nociceptivas que producen dolor, y tiempos muy bajos necesitan altas intensidades para alcanzar el efecto motor y desembocar una contracción muscular, como se explicó en el *Diagrama de Howson* (Figura 10). La cronaxia varía para cada músculo, para cada individuo, para cada especie e incluso varía con el entrenamiento (Coarasa y col., 1995), por lo que lo más frecuente es seleccionar un valor aproximado. Los

diferentes estudios de medicina humana se mueven entre valores de 100 y 500 μ s, estando bastante aceptada una duración del impulso de 300 μ s (Coarasa y col., 200; Bax y col., 2005; Vanderthommen y Duchateau, 2007). En medicina veterinaria se han determinado las cronaxias en diferentes musculaturas tanto en perros (Sawaya y col., 2008) como en caballos (Méallier, 2005). En caballos las cronaxias tienen valores entre 100 y 200 μ s (Tabla 6), por lo que sería correcto utilizar un valor aproximado de 200 μ s.

Frecuencia

Es necesario usar una frecuencia entre 30 y 100 Hz para que se produzca una contracción tetanizante. Dentro de esta ventana de frecuencias se incluyen la mayoría de estudios que valoran el aumento de fuerza muscular (Bax y col., 2005; Vanderthommen y Duchateau, 2007). La selección de este parámetro se debe hacer según el objetivo de la estimulación muscular, ya que se consigue actuar selectivamente sobre diferentes tipos de fibra. Se han descrito diferentes efectos según la frecuencia (Benito Martínez, 2013):

- 10-33 Hz: Reclutamiento de fibras lentas o tipo I. Se aumenta la resistencia de las fibras musculares y se produce una conversión de fibras tipo I en fibras tipo IIa.
- 33-50 Hz: Reclutamiento de fibras intermedias tipo IIa. Incremento de la resistencia a la fatiga.
- 50-75 Hz: Reclutamiento de fibras rápidas o tipo IIb. Incremento de la fuerza y resistencia muscular localizada, así como hipertrofia muscular.
- 75-150 Hz: Supertetanicación de fibras tipo IIm, contracciones musculares máximas a gran velocidad.

Por lo tanto, existe una clara relación entre la frecuencia de la corriente aplicada y el efecto sobre la fuerza y la fatiga muscular (Gorgey, 2009).

Intensidad

La intensidad aplicada depende de cada individuo, aunque en general, y atendiendo al *Diagrama de Howson* (Figura 10), cuanto más alta sea la intensidad más eficaz será la contracción, aunque también menos tolerable, ya que a altas intensidades podemos estimular fibras nociceptivas. La intensidad también influye en el reclutamiento espacial de

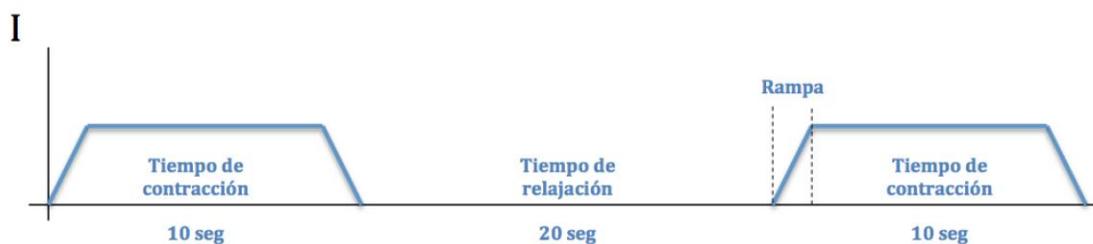
las unidades motoras, de modo que a mayor intensidad estaremos actuando sobre un mayor número de unidades motoras (Adams y col., 1993; Vanderthommen y col., 2000). En medicina humana los valores habituales de intensidad oscilan entre 20-80 mA, en todo caso debe utilizarse una intensidad suficiente para producir una contracción muscular. En tratamientos prolongados los individuos suelen tolerar mayores intensidades según se avanza en las sesiones (Selkowitz, 1985). Durante la aplicación de electroterapia se produce un fenómeno de adaptación de las fibras musculares, perdiendo la capacidad de producir contracciones tetanizantes. Por lo tanto la intensidad debe ser la más alta tolerable por el paciente, debe producir contracción muscular y debe reajustarse durante la sesión de electroterapia (Martin, 2001).

Tiempo de contracción y de relajación

Entre cada contracción debe existir un tiempo de reposo que permita la repolarización de la fibra muscular (Figura 12), es decir, el restablecimiento del potencial de acción de la fibra muscular, ya que de no producirse aplicaríamos la corriente sobre una fibra muscular fatigada incapaz de realizar una contracción eficaz. Este tiempo de reposo debe ser al menos el doble del tiempo de contracción (Herrero, 2006b). El tiempo de contracción muscular que se aplica en medicina humana es entre 6-15 segundos, aunque en deportistas de élite puede reducirse hasta a 2 segundos (Herrero, 2006b).

Rampa

Para evitar que la corriente eléctrica se aplique al inicio del tiempo de contracción de manera repentina o se finalice de forma brusca se establece un aumento y disminución progresivo de la intensidad de la corriente que suele durar entre 1 y 3 segundos (Figura 12). Este aumento progresivo de la intensidad la hace más confortable y permite un reclutamiento progresivo de las fibras musculares.



Número de sesiones semanales

En medicina humana el número de sesiones oscila entre 2-5 entrenamientos a la semana, siendo lo más frecuente 3 días a la semana (*Bax y col., 2005*). Se han encontrado diferencias entre 3 y 2 días a la semana, produciendo una mejoría en la fuerza muscular sólo en el grupo con 3 sesiones a la semana (*Parker y col., 2003*), por lo que en la práctica se suelen recomendar un mínimo de 3 sesiones semanales.

1.3.2.3. EQUIPAMIENTO

Existen multitud de equipos en el mercado para la aplicación de NMES. En el caso de la medicina veterinaria equina es frecuente el uso de equipos portátiles de pequeño tamaño, debido a la generalización de la clínica ambulante como principal método de trabajo. Los equipos portátiles tienen la ventaja de poder sujetarse mediante una cincha en el caballo evitando el uso de cables que puedan soltarse o romperse con el movimiento del animal. Estos equipos pueden ser digitales o analógicos. El terapeuta deberá escoger los parámetros expuestos previamente según los efectos que quiera obtener. Los equipos digitales suelen ofrecer también programas establecidos por el fabricante con los parámetros predeterminados.

Se denomina canal a cada una de las salidas de corriente con los que se estimula un músculo, y consiste en un cable que termina en dos electrodos de superficie. Los electrodos de superficie deben aplicarse longitudinalmente sobre el músculo que se va a estimular (*Brooks y col., 1990*), y deben incluir un medio de transmisión. En medicina humana existen electrodos desechables que incluyen una capa de gel conductor y son adhesivos, y electrodos no desechables habitualmente de caucho. En el caso de medicina veterinaria, el pelo del animal hace incómodo el uso de electrodos adhesivos, por lo que suelen usarse electrodos no desechables. Para la correcta transmisión de la corriente debe rasurarse el pelo y añadirse un medio conductor, que puede ser gel para electrodos o una esponja humedecida con agua. Al no ser adhesivos la sujeción de los electrodos suele hacerse por medio de cinchas elásticas o cinta adhesiva.

Meallier en 2005 describió el posicionamiento de los electrodos para distintos grupos musculares en el caballo.

1.3.2.4. EFECTOS DE LA ELECTROESTIMULACIÓN MUSCULAR

La aplicación de programas de estimulación muscular a largo plazo ha demostrado producir cambios sobre la musculatura:

- Aumento de la fuerza muscular (*Currier y Mann, 1983; Selkowitz, 1989; Hainaut y Ducheteau, 1992; Requena y col. 2005; Herrero y col., 2006; Colson y col., 2009*).
- Cambio en la proporción de las fibras musculares. Se produce un aumento de las fibras tipo IIa en detrimento de las fibras tipo I. Si nos fijamos en el área transversal de las fibras se ha encontrado una disminución del tamaño de las fibras tipo II, cuya explicación no está clara todavía (*Delitto y col., 1989; Pérez y col., 2002*). Sin embargo, un estudio con frecuencias de estimulación bajas determinaron un cambio hacia fibras tipo I (*Nuhr y col., 2004*). En un estudio realizado en caballos con el fin de comprobar estos efectos no encontraron ningún cambio en la proporción de fibras musculares ni en los marcadores enzimáticos que proporcionan información sobre la vía metabólica predominante (*Bergh y col., 2010*).
- Activación neuromuscular. Ocurre en las primeras 4 semanas, antes incluso que los cambios estructurales adaptativos del propio tejido muscular. Se ha determinado que es un componente del aumento de la fuerza muscular relacionado con la activación neuronal de los músculos estimulados y sus correspondientes músculos agonistas (*Maffiuletti y col., 2002; Gondin y col., 2005*), aunque en algunos estudios no se vieron cambios neuronales relacionados con el aumento de fuerza muscular (*Colson y col., 2009*).
- Hipertrofia con aumento de la sección de área transversal o CSA (Cross sectional area). Principalmente cuando existe atrofia, pero también en músculos sanos cuando se combina ejercicio y NMES (*Herrero y col. 2006*). Este efecto es más tardío que la adaptación neuronal, ocurriendo entre las 4-8 semanas (*Godin y col., 2005*).
- Cambios a nivel metabólico. Con un aumento de las enzimas musculares que participan en el ciclo de Krebs (*Gautier y col., 1992; Thériault y col. 1994; Pérez y col., 2002; Nuhr y col., 2004*). Aunque en estudios donde se valora el metabolismo durante e inmediatamente después de la estimulación han encontrado aumento de metabolitos relacionados con la glicólisis (*Söderlund y col., 1992; Kim y col., 1995*). No en todos los

estudios se han encontrado estos cambios metabólicos después de un programa de NMES (*Eriksson y col., 1981; Arvidsson y col., 1986*).

- Aumento de flujo sanguíneo (*Vanderthommen y col., 2000*). Otros autores no han encontrado diferencias en la perfusión muscular durante la aplicación de NMES (*Kim y col., 1995*).

Existen artículos discrepantes sobre algunos de los efectos, aún así las revisiones bibliográficas coinciden en aceptar que se produce una adaptación neuromuscular innegable y con ello aplicaciones diversas (*Bax y col., 2005; Gondin y col., 2005; Requena y col., 2005*).

1.3.2.5. APLICACIONES

La electroestimulación muscular en medicina humana tiene varias aplicaciones descritas, entre ellas la prevención y tratamiento de la atrofia por desuso, el fortalecimiento muscular selectivo, la reeducación muscular y el tratamiento del edema (*Lake, 1992*).

La clasificación que hace *Maffiuletti* en 2010 divide las aplicaciones en tres grandes grupos relacionándolos con los resultados que ofrece la NMES (*Bax y col., 2005; Vanderthommen y Duchateau, 2007*):

- Prevención de atrofia por desuso o inmovilización prolongada. La NMES ha demostrado ser más eficaz que el ejercicio voluntario para esta aplicación (*Gibson y col., 1988; Wigerstad-Lossing y col., 1988*).
- Tratamiento de la atrofia por desuso o inmovilización prolongada. Con la misma eficacia que el ejercicio voluntario (*Bax y col., 2005*). En pacientes geriátricos no se han visto diferencias con respecto a una rehabilitación estándar (*Suetta y col., 2004; Suetta y col., 2008*).
- Fortalecimiento de un músculo sano. Con igual o menor eficacia que el ejercicio voluntario cuando se comparan individualmente (*Laughman y col., 1983; Hainaut y Duchateau, 1992*), por lo que se ha recomendado su uso como complemento al ejercicio voluntario para el fortalecimiento selectivo. Combinando contracciones voluntarias con el uso de la estimulación muscular sí se han encontrado cambios significativos con respecto a las contracciones voluntarias (*Alon y col., 1987; Delitto y col., 1988; Herrero y col., 2006*).

Por ello *Maffiuletti* (2010) sugiere la aplicación en la musculatura sana en dos situaciones. En los pacientes críticos o neurológicos que no pueden ejercer un ejercicio voluntario adecuado debido a su limitada cooperación voluntaria. El segundo caso son aquellos individuos, como los deportistas profesionales, en los que interese reentrenar los músculos de manera selectiva combinando la NMES con contracciones voluntarias que estimularían las fibras musculares tipo II.

1.3.2.6. ELECTROESTIMULACIÓN MUSCULAR EN LUMBALGIAS EN MEDICINA HUMANA

Los protocolos de rehabilitación basados en fortalecer las musculatura estabilizadora de la columna vertebral, entre los que se encuentran los músculos abdominales, han demostrado mejorar el control motor de la columna (*Hides y col., 2001; Hodges, 2003b*). La NMES también ha demostrado su eficacia en aumentar la fuerza y resistencia de los músculos abdominales (*Alon y col., 1987; Alon y Taylor, 1997; Porcari y col., 2005; Olson, 2014*), así como su actividad electromiográfica y el tamaño de su sección transversal (CSA; *cross sectional area*) utilizando protocolos con corriente bifásica asimétrica (Tabla 7) (*Miura, 2012*).

Tabla 7. Protocolos de NMES utilizados sobre músculos abdominales.

Estudio	Ancho impulso (µs)	Frecuencia (Hz)	Tiempo de contracción/relajación (s/s)	Tiempo de sesión (min)	Frecuencia semanal
Alon y col., 1987	200	50	5-12/5-12	¿?	3
Alon y Taylor, 1997	200	50	8/5	180	5
Porcari y col., 2005	200	50-70	2,5-5,5/2,5- 5,5	30-40	5
Coghlan y col., 2011	480	20-30	5/3	15-30	7-14 (1-2 por día)
Miura y col., 2012	200	30	¿?	14	14 (2 por día)
Olson, 2014	200	50	5,5/5,5	30	5

Por ello, se ha valorado la posibilidad de utilizar la NMES sobre los abdominales para complementar los protocolos de rehabilitación de patologías de columna. En el estudio de *Porcari* y colaboradores (2005) el 54% de los pacientes percibió mejoría de su postura, otros autores han demostrado una mejoría en la estabilidad del tronco (*Park y col., 2001*) o una hipertrofia de la musculatura estabilizadora (*Coghlan y col., 2011*). *Coghlan* y

colaboradores (2011) informaron de disminución del dolor lumbar tras un entrenamiento progresivo de 6 semanas con NMES. *Baek* y colaboradores (2014) observaron mediante ecografía que durante las contracciones producidas por NMES en determinadas áreas de los músculos abdominales se produce la activación de los músculos multifidos. Estos autores coinciden en concluir que el uso de NMES sobre los músculos abdominales puede ser beneficioso en el tratamiento de patologías que requieran mayor estabilidad de la columna vertebral por actuación indirecta sobre la musculatura multifida.

1.3.3. POSIBLES USOS DE LA ELECTROTERAPIA EN EL CABALLO

Aunque su uso está descrito en textos de rehabilitación animal (*Bromiley, 1991; McGowan y col., 2008*), apenas existen publicaciones científicas sobre los efectos del uso de la electroterapia en caballos.

Meallier en 2005 determinó las cronaxias de varios músculos e hizo una descripción del uso del NMES en caballos, presentando varios casos clínicos. Proponía diferentes aplicaciones como el entrenamiento muscular a la fatiga, el entrenamiento de la propiocepción, la reeducación activa después de una inmovilización, el tratamiento de contracturas y la estabilización de una articulación entre otras, basadas en su uso terapéutico en medicina humana. Para ello estableció un protocolo general de estimulación de 5-10 minutos de calentamiento a una frecuencia de entre 1-10 Hz seguidos de 15-20 minutos de trabajo (a diferentes frecuencias según el tipo de fibras a estimular: 20-30 Hz para las fibras rápidas, 30-50 Hz para las fibras intermedias y 50-100 Hz para las fibras rápidas) y con tiempos de contracción entre 6-8 segundos.

Guerin en 2011 determinó la utilidad analgésica de las corrientes TENS en el dorso de los caballos mediante algometría.

Bergh y colaboradores en 2010 intentaron determinar los cambios producidos en el tejido muscular del caballo tras un programa de estimulación muscular de 4 semanas de duración (Tabla 8), sin embargo no encontraron cambios ni en el tipo de fibras ni en la actividad enzimática. Concluyeron que era necesaria más investigación en este área y

recomendaron utilizar en estudios posteriores programas de NMES más intensos que el que ellos usaron, debido a que podría haber sido un estímulo insuficiente.

Tabla 8. Protocolo utilizado por Bergh y col., 2010

Estudio	Ancho impulso (µs)	Frecuencia (Hz)	Tiempo de contracción/relajación (s/s)	Tiempo de sesión (min)	Frecuencia semanal
Bergh y col., 2010	300	50	10/15	45-60	5

En base a estos antecedentes los fisioterapeutas y rehabilitadores en clínica equina han incorporado de forma empírica las técnicas de estimulación muscular sobre la musculatura abdominal para producir un efecto de activación y fortalecimiento de la musculatura estabilizadora del dorso, bien en estación o durante el trabajo, aunque no hemos encontrado publicaciones científicas al respecto.

1.4. MÉTODOS DE VALORACIÓN FUNCIONAL NO INVASIVOS

En rehabilitación se le da mucha importancia a la valoración funcional, que ofrece un punto de vista diferente al clásico diagnóstico anatomopatológico, al centrarse en la alteración desencadenada en el sistema sensorial o motor más que en la alteración anatomopatológica subyacente a la patología. Por ello, la valoración de los programas de rehabilitación o entrenamiento tienen así mismo un objetivo principalmente funcional, utilizándose para ello medios no invasivos que permiten observar los cambios producidos sin intervenir sobre las estructuras que se estudian, lo que evita la creación de posibles interferencias en la funcionalidad.

Varios estudios de medicina humana en los que valoran los resultados de programas de electroestimulación utilizan la combinación de métodos de diagnóstico por imagen, para medir el CSA y la electromiografía. *Suetta* y colaboradores (2004) utilizaron estas dos técnicas para valorar y comparar tres programas de rehabilitación, uno de los cuales incluía electroestimulación. *Gondin* y colaboradores (2005) comprobaron mediante electromiografía y ecografía los cambios producidos en la musculatura extensora de la rodilla tras un programa de NMES. Por último, *Miura* y colaboradores (2012) utilizaron la tomografía axial computerizada para valorar un programa de NMES en los músculos abdominales.

En la clínica equina son *Stubbs* y colaboradores los que en 2010 introducen la evaluación del CSA mediante ecografía para valorar, en este caso, la atrofia de los músculos multífidos. La electromiografía de superficie ha sido usada frecuentemente en caballos para valorar la función muscular desde un punto de vista biomecánico, como se verá en la sección correspondiente, aunque también se ha utilizado para evaluar tratamientos (*Wakeling y col., 2006*).

Otros medios de valoración no invasivos, que además valoran el caballo en movimiento, son la cinemática y la cinética. Ambos evalúan la marcha y se han utilizado principalmente para estudios de biomecánica. Estos métodos podrían incluirse dentro de las valoraciones funcionales para comprobar los efectos sobre la marcha de los programas de entrenamiento o de rehabilitación. La acelerometría es un método sencillo que no requiere

grandes instalaciones, lo que permite su uso en condiciones de campo. Se ha usado para valorar los efectos de diferentes medicaciones sobre el movimiento del caballo (*López-Sanroman y col., 2012, 2013, 2014 y 2015*). Puede ser una excelente forma de valorar si un programa de entrenamiento o rehabilitación está produciendo modificaciones en la marcha.

Además todos estos medios de valoración son muy interesantes por la posibilidad de hacer un seguimiento sobre caballos con problemas de dorso. El seguimiento y valoración de un programa de rehabilitación en la clínica se podrían realizar sin interferir en la vida deportiva del caballo.

1.4.1. ELECTROMIOGRAFIA DE SUPERFICIE

La electromiografía (EMG) es una técnica en la que se detecta la actividad eléctrica del músculo, bien desencadenada de forma espontánea bien provocada, a través de un electrodo. Existen dos modalidades según el electrodo sea invasivo o no: la electromiografía de aguja y la electromiografía de superficie respectivamente.

La electromiografía de aguja en medicina equina es usada principalmente con objetivos diagnósticos (*van Wessum y col., 1999; Ross y Dyson, 2010*) y existen múltiples estudios donde se utiliza en casos de lesiones de nervios periféricos, enfermedades neuromusculares (*Huntington y col., 1989; Robinson y col., 1990; Montagna y col., 2001; Winjberg y col., 2004*), evaluación de tratamientos de musculatura esquelética (*Huntington y col., 1991*) e incluso para la evaluación de la musculatura laríngea (*Winjberg y col., 2003*). También se ha usado para determinar aspectos biomecánicos de los caballos (*Tokuriki y col., 1989; Tokuriki y Aoki, 1991, 1993 y 1995*). Sin embargo, desde que *Robert* y colaboradores (1999) demostraron la viabilidad de la electromiografía de superficie en estudios de biomecánica, ha quedado relevada por ésta en este ámbito, principalmente por su carácter no invasivo. Hay que mencionar que *Tokuriki* y colaboradores (1999), con la publicación de su estudio de biomecánica en caballos nadando y al paso en cinta subacuática, revalidaron la utilización de la electromiografía de aguja como técnica de valoración en estudios de biomecánica bajo del agua, donde los electrodos de superficie no son viables.

La electromiografía de superficie se ha vuelto una herramienta muy útil para valorar la funcionalidad muscular permitiendo obtener información sobre su actividad, aunque sólo en aquellos músculos situados superficialmente. Esta herramienta permite obtener información sobre el momento de contracción o la respuesta del músculo a tratamientos o entrenamientos. Esto hace que su ámbito de aplicación sea principalmente en investigación biomecánica, rehabilitación y ciencias del deporte. Los avances en la instrumentación permiten obtener información de la actividad muscular con los individuos en movimiento o realizando diferentes ejercicios o actividades deportivas (Konrad, 2005; Back and Clayton, 2013).

1.4.1.1. ORIGEN Y ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL

La señal de electromiografía de superficie sin procesar se llama señal en crudo o *raw EMG* y es una suma de los potenciales de acción de las unidades motoras. Una unidad motora es el conjunto de motoneurona y fibras musculares a las que inerva. Es la menor unidad funcional de la contracción muscular y se activa mediante despolarización. La fibra muscular mantiene un potencial eléctrico en reposo negativo de -90 mV , que cambia rápidamente a un valor positivo de 40 mV al recibir una señal de la motoneurona y se propaga por la superficie de la membrana provocando la contracción de la fibra muscular. Este cambio de señal bioeléctrica se denomina potencial de acción de la unidad motora y es restablecido mediante una repolarización de la membrana, lo que permite que la fibra muscular vuelva a contraerse (Figura 13).

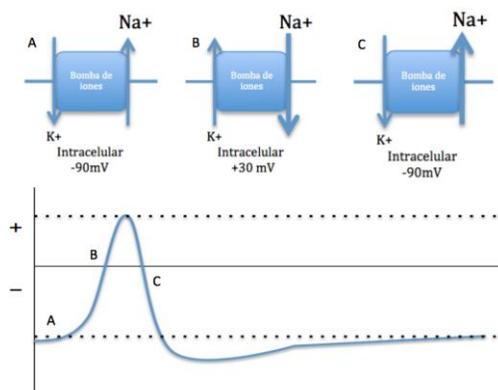


Figura 13. Potencial de acción de una fibra muscular. Potencial de reposo (A), despolarización de la membrana (B) y repolarización (C).

La señal eléctrica de una unidad motora (denominada MUAP; *motor unit action potential*) tiene un aspecto trifásico. Si sumamos la señal eléctrica producida por todas las unidades motoras que producen la contracción de un músculo obtenemos una superposición de señales eléctricas que es la señal de *raw EMG* (Figura 14). Las unidades motoras tienen diferentes velocidades de repolarización, lo que les otorga diferentes frecuencias de activación, que están involucradas en el proceso de modulación de la contracción muscular (Konrad, 2005).

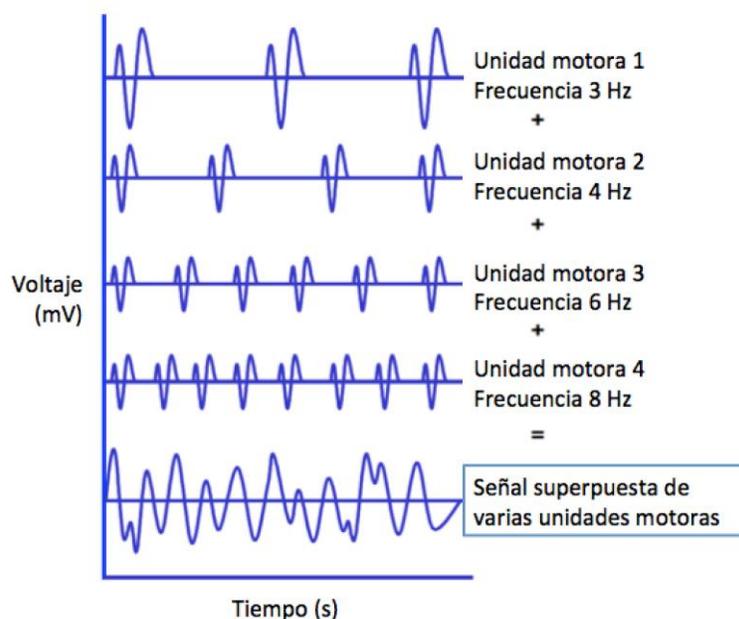


Figura 14. Creación de la señal del raw EMG por superposición de diferentes unidades motoras. Adaptado de Konrad, 2005.

Para obtener esta señal se utilizan unos electrodos de superficie, un amplificador y un digitalizador de la señal (Figura 15). Los electrodos se colocan sobre la piel superficial al músculo y paralelos al vientre muscular. La distancia de centro a centro de los electrodos varía según los autores entre 1-5 cm, aunque en muchas ocasiones se indica en los estudios de medicina humana a Soderberg (1992) como referencia que sugirió una distancia de 2-10 mm. Un tercer electrodo neutro se coloca en una zona ósea, en medicina humana se suele escoger la cresta iliaca o las apófisis espinosas (Konrad, 2005), en caballos se utiliza la

tuberosidad coxal (Robert y col., 1999; Robert y col., 2001b; Zsoldos y col., 2010a). La piel debe estar preparada para disminuir la impedancia eléctrica, por lo que se recomienda rasurarla, lavarla con jabón y limpiarla con alcohol para eliminar la grasa (Konrad, 2005). En caballos se han descrito la colocación de los electrodos para la musculatura de la extremidad anterior (Cheung y col., 1998), de la extremidad posterior (Robert y col., 1999), del tronco (Robert y col., 2001b; Zsoldos y col., 2010a), entre los que se encontraban los músculos abdominales, y del cuello (Zsoldos y col., 2010b). En 2007 Zaneb y colaboradores determinaron mediante ecografía y disección anatómica la mejor posición de los electrodos para varios músculos (longísimo del dorso, bíceps femoral, glúteo medio, semitendinoso y extensor digital largo).



Figura 15. Equipamiento para una electromiografía, los equipos comerciales incluyen un amplificador y un digitalizador que permite el análisis de la señal en un ordenador. A la derecha la colocación de los electrodos para la electromiografía de superficie del recto abdominal según Robert y colaboradores (2001b).

Los amplificadores aumentan la señal e incorporan un filtro de banda para eliminar algunos registros que no provienen del músculo. Se recomienda filtrar la señal por debajo de 10Hz y por encima de 500Hz. El digitalizador transforma la señal en información digital que se puede procesar en un ordenador. Ello permite seleccionar la frecuencia de muestreo, es decir, cuántos puntos de información por segundo queremos obtener. Se ha determinado que esta frecuencia de muestreo debe ser como mínimo el doble de la máxima frecuencia esperada, siendo en electromiografía de un mínimo de 1000Hz (Konrad, 2005; SENIAM). En los diferentes estudios en caballos es frecuente encontrar una frecuencia de adquisición de

1200Hz. Este parámetro es importante para no perder la señal proveniente del músculo, ya que si escogemos valores menores podría perderse información (Figura 16).

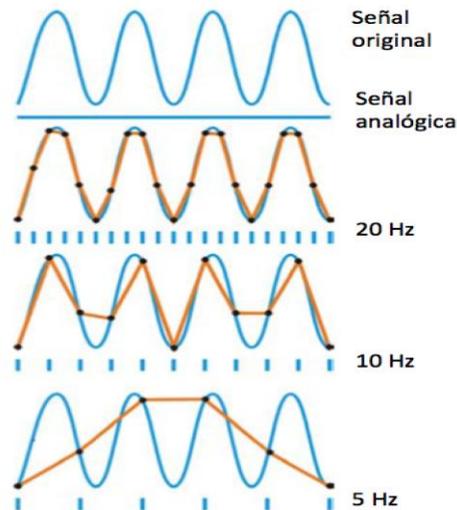


Figura 16. Representación de cómo al disminuir excesivamente la frecuencia de muestreo se pierde información de la señal original. La señal analógica viene representada en azul y la digital en naranja. Adaptado de Konrad, 2005.

El resultado final es una señal con muchos picos en el momento de contracción del músculo, entre -5mV y $+5\text{mV}$, con una frecuencia entre 6 y 500 Hz, y una línea base de ruido eléctrico (Figura 17). El *raw EMG* se caracteriza por tener un perfil aleatorio y que no es reproducible con exactitud. Con estas gráficas podemos determinar en qué momento se efectúa la contracción del músculo a lo largo del tiempo, lo que se denomina *timing*. El *timing* nos permite saber en qué momento de un gesto o actividad se contrae el músculo y de esta manera determinar su función. Para obtener otro tipo de información es necesario procesar la señal.



Figura 17. Aspecto de una gráfica de raw EMG en dos contracciones consecutivas del músculo recto abdominal.

Factores que influyen en la adquisición de la señal

Existen algunos factores externos que determinan la calidad de la señal y que se deben de conocer e intentar controlar para obtener una señal válida (*De Luca, 1997; Konrad, 2005*).

- Características del tejido: la conductividad de la señal varía con el tipo de tejido, el grosor, los cambios fisiológicos y la temperatura. Por ejemplo, la grasa subcutánea produce una señal de menor amplitud. Esta es la razón por la que la temperatura debe permanecer estable.
- Cross talk: los músculos cercanos también emiten señales que pueden ser captadas por los electrodos. Un buen posicionamiento de los electrodos puede disminuir este efecto.
- Cambios en la forma o posición del vientre muscular: cuando se realizan electromiografías de superficie en movimiento hay que tener en cuenta que el acortamiento o alargamiento del músculo puede cambiar la distancia entre los electrodos modificando la señal recibida. Por ello se recomienda mantener la menor distancia posible entre los electrodos. En el caso de contracciones isométricas no existe acortamiento del músculo por lo que se elimina este problema. En el caso de contracciones anisométricas se recomienda usar las áreas del músculo con la contracción más isométrica posible. También debe considerarse el desplazamiento de la piel, aunque en caballos éste es pequeño (*van Weeren y col., 1990*).
- Ruido eléctrico: los aparatos eléctricos pueden producir ruido eléctrico que será captado por los electrodos. Esto debe evitarse en la medida de lo posible dejando la sala de adquisición libre de otros equipos eléctricos.
- Electrodos y amplificadores: la calidad del equipo de detección es un factor de influencia, se recomienda utilizar equipos preparados específicamente para electromiografía de superficie.

1.4.1.2. PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL

El *raw EMG* nos da información cualitativa de cuándo y cuánto se activa el músculo. El procesamiento de la señal permite la transformación cuantitativa de los datos. Existen varios métodos para realizar esta transformación (De Luca, 1997; Konrad, 2005).

Rectificación

La rectificación convierte todas las amplitudes negativas en positivas creando una curva, de manera que el área de la señal deja de ser cero (Figura 18). Este es el primer paso que permite el procesamiento de la señal, consistente en la aplicación de diferentes algoritmos o filtros digitales sobre la curva rectificada y que se denomina suavizado (De Luca, 1997; Konrad, 2005).

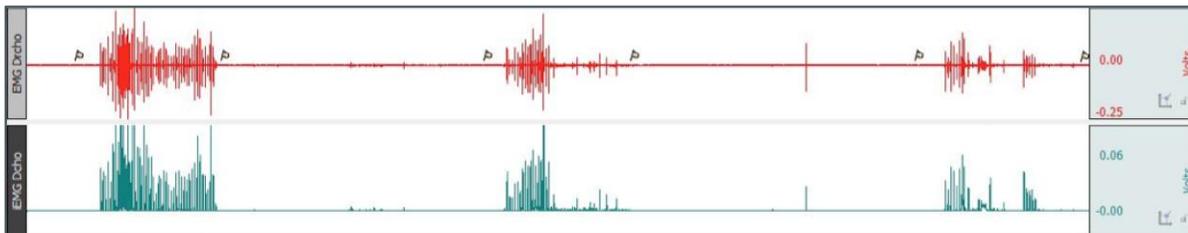


Figura 18. Un *raw EMG* arriba y la señal rectificada abajo, se observan tres contracciones musculares.

En muchos artículos a esta señal procesada se le denomina electromiografía de superficie integrada (iEMG). Sobre esta señal podemos medir diferentes parámetros de amplitud como el área, el máximo valor de la curva o la media.

Suavizado o *Smoothing*

La ráfaga del *raw EMG* es arbitraria y no es reproducible, lo que lleva a la necesidad de procesar la señal para obtener una gráfica con un envoltorio lineal que estandarice la señal y facilite su procesamiento (De Luca, 1997; Konrad, 2005).

Para ello se utilizan diferentes técnicas de suavizado digital de la señal, las tres técnicas más frecuentes son:

- *Average Rectified Value (ARV)*.
- *Root Mean Square (RMS)*(*Cheung y col., 1998*).
- Filtros digitales (*Zsoldos y col. 2010a y 2010b*).

En las dos primeras técnicas se debe escoger una ventana de tiempo sobre la que se aplica un algoritmo. En estudios de biomecánica se recomienda una ventana entre 20 y 500 ms. Los filtros digitales se suelen evitar en estudios de electromiografía de superficie (*SENIAM, 1999*) porque filtran parte de la señal, perdiendo así una parte de la información. Su ventaja es que se pueden aplicar de forma repetida sin producir sesgo en la señal. De entre ellos el más utilizado es el Butterworth de 2º orden o superior. Los datos cuantitativos obtenidos varían según el método que se haya escogido para suavizar la señal (Figura 19). El RMS es el más recomendado para suavizar la señal para valorar la fuerza muscular y se considera el estándar en electromiografía de superficie (*De Luca, 1997; Konrad, 2005*).

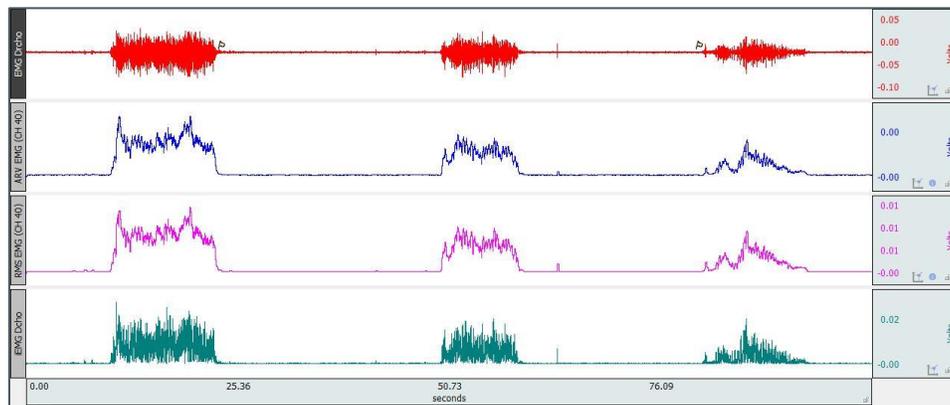


Figura 19. En la grafica vemos de arriba a abajo, el raw EMG, ARV, RMS y iEMG (rectificada).

Normalización de la amplitud

Una desventaja de la electromiografía de superficie es que la amplitud está influenciada por factores externos, como ejemplo las diferentes impedancias de los tejidos

subcutáneos, que se pueden controlar pero que no se pueden eliminar. Esto hace que la comparación entre individuos sea difícil de realizar. Para estandarizar los datos se suele recurrir a la normalización de los resultados. En estudios biomecánicos de humana se recomienda la normalización sobre la contracción voluntaria máxima (MVC), presentándose los valores en porcentaje en relación a este valor. En el caso de no poder obtener un adecuado valor de MVC es mejor usar la escala en valores brutos con una buena preparación de la piel y una sala preparada para el registro (Konrad, 2005).

1.4.1.3. ANÁLISIS DE LA SEÑAL

En una señal de electromiografía de superficie procesada como una señal rectificadas o RMS se pueden obtener parámetros de la amplitud (De Luca, 1997; Konrad, 2005):

- Peak o valor máximo de la curva. En ocasiones se usa el *peak to peak* en señales que no están rectificadas como en el análisis de la onda M, está relacionado con el reclutamiento de fibras motoras.
- Media de la curva o del área seleccionada.
- Área bajo la curva. En ocasiones denominado iEMG, aunque esto puede crear confusión porque se usa también para referirse a la señal rectificadas.

La señal se capta en un rango de frecuencias (10-500 Hz) y se puede establecer mediante una transformada de Fourier (*Fast Fourier Transformations*; FFT) la energía o amplitud emitida en cada frecuencia, dándonos una gráfica que permite el análisis espectral de la energía (*Total Power Spectrum*) (De Luca, 1997; Konrad, 2005). Sobre esta gráfica podemos obtener el valor máximo, la media, la mediana y la energía total de la curva (Figura 20). Cuando el análisis se realiza sobre un *raw EMG* se debe seleccionar una ventana de tiempo sobre la que hacer las sucesivas transformadas de Fourier y obtener un valor máximo de frecuencia, media de la frecuencia, mediana de la frecuencia y energía total de cada ventana (Figura 21).

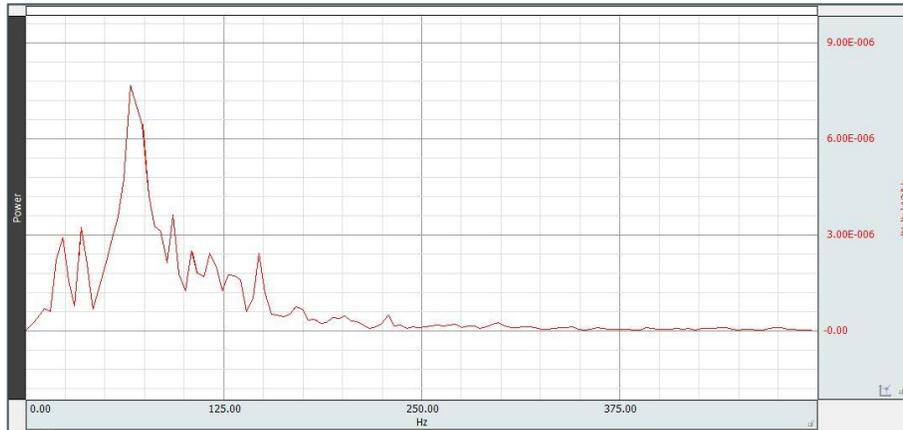


Figura 20. Análisis espectral de la energía o Total Power Spectrum.

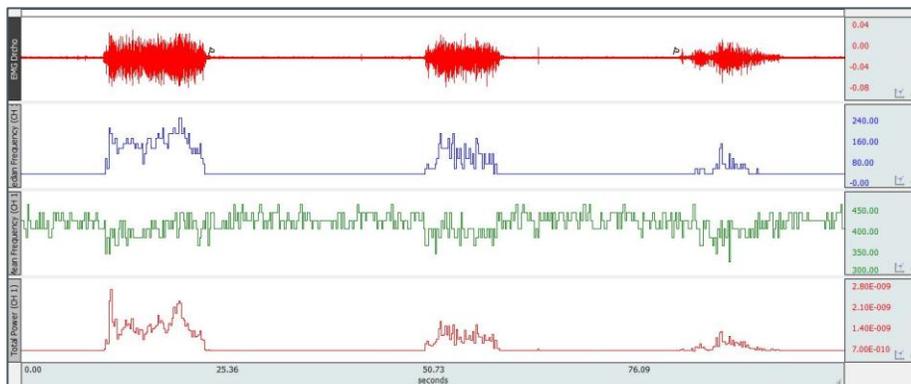


Figura 21. Graficas donde se muestra los parámetros que se obtienen del análisis espectral de energía con una ventana de 200 ms, en este caso de arriba hacia abajo el raw EMG, mediana de la frecuencia, frecuencia media y energía total.

Relación con la fuerza muscular

Aunque existe una relación entre la fuerza muscular y la señal de la electromiografía de superficie, no existe una fórmula matemática debido a las características aleatorias de la señal y los factores que influyen sobre ella. Un aumento de amplitud (voltios) está relacionado con una mayor actividad de fibras musculares y por lo tanto mayor contracción o a mayor velocidad, es decir, a más amplitud más fuerza de contracción. Aunque elimináramos los factores que afectan a la señal, esta relación es compleja por dos efectos: el primero es que ante la demanda física de mantener la contracción muscular diferentes fibras musculares se van reclutando, de manera que para mantener la misma fuerza pueden estar

activas fibras musculares lejanas a los electrodos (De Luca, 1997). El segundo es que al incorporarse la amplitud de la activación de nuevas fibras no se corresponde el aumento de amplitud con el aumento de fuerza, ya que la fuerza muscular aumenta hasta un punto y se mantiene (Figura 22) (De Luca, 1997).

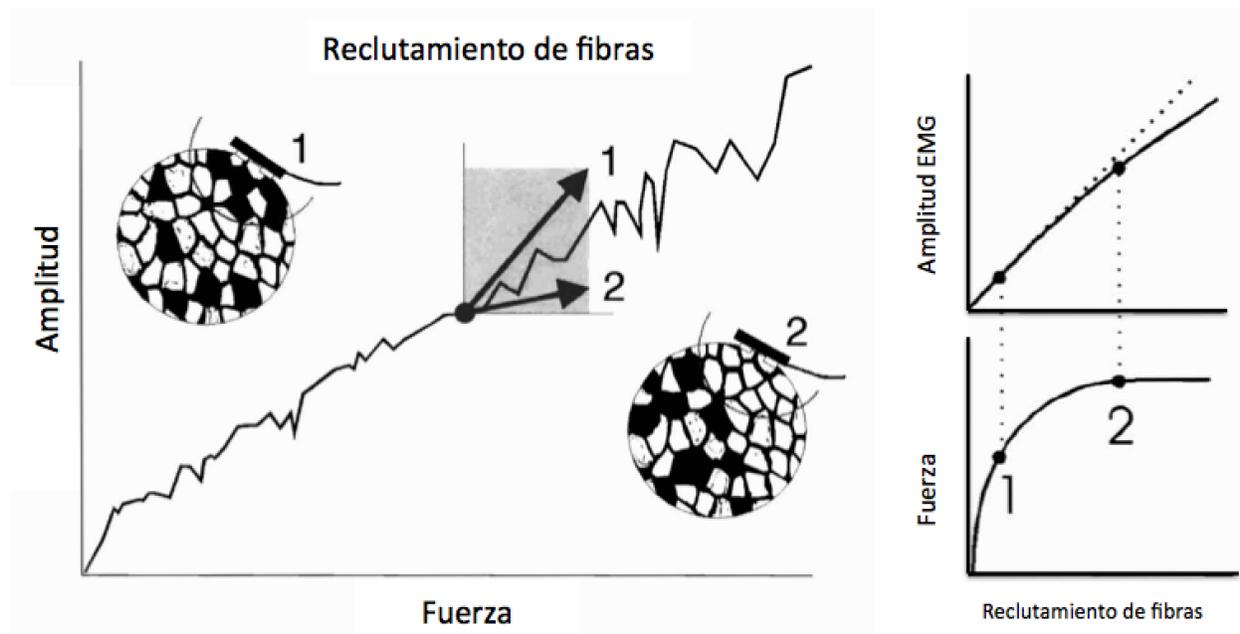


Figura 22. El grafico de la izquierda representa que el registro de las fibras activas puede estar sobrestimado o subestimado debido a que sólo capta la señal de las fibras cercanas a los electrodos. El de la derecha representa la diferente aportación de la amplitud de la señal según sea al principio o al final de la contracción, ya que la fuerza llega a un máximo que se mantiene constante.

Adaptado de De Luca, 1997.

Relación con la fatiga muscular

La fatiga de un músculo se describe como el punto (*punto de quiebra*) en el cual la fuerza de contracción no se puede mantener. Este concepto insinúa que la fatiga muscular ocurre en un punto específico, cuando en la práctica es un proceso que ocurre de manera paulatina, hasta que el músculo no es capaz de reclutar más fibras y llega al punto de quiebra. En la electromiografía de superficie se refleja en una desviación del espectro de frecuencias a frecuencias menores, aunque también se ha descrito el uso de las variaciones de amplitud (Cheung y col., 1998). La ventaja del análisis de la fatiga mediante electromiografía de superficie es que este fenómeno se puede detectar antes de llegar al

punto de quiebra. El parámetro que ha demostrado mejor relación entre la fatiga muscular y la frecuencia es la mediana de la frecuencia o MF (Hz), al estar mejor relacionada con el proceso fisiológico y menos afectada por el ruido eléctrico. En contracciones sucesivas o dentro de una misma contracción continuada este valor disminuye representando la fatiga muscular (Figura 23) (De Luca, 1997).

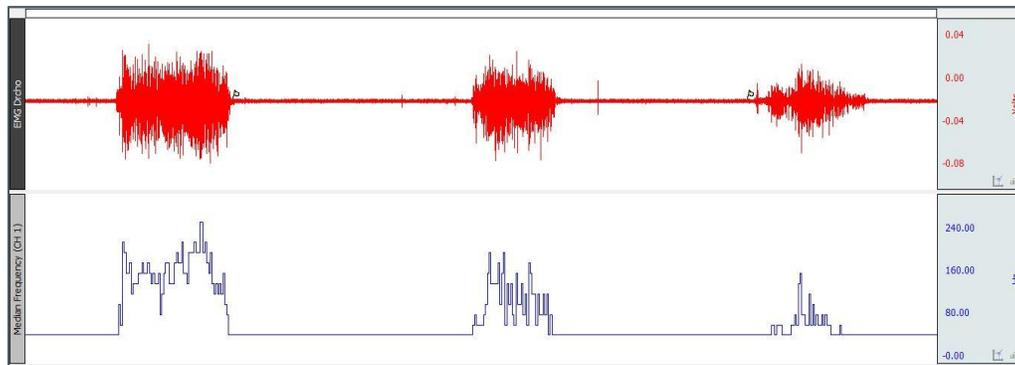


Figura 23. Grafica en la que se puede observar el raw EMG y debajo los valores de la mediana de la frecuencia que disminuyen en contracciones repetidas.

Utilidad de la electromiografía de superficie

Por lo tanto la electromiografía de superficie es útil para:

- Determinar cuándo un músculo se activa. Este hecho se denomina *timing* y es usado para determinar la función del músculo en diferentes gestos o actividades (Jansen y col., 1992; Robert y col., 1999, 2001a y 2001b; Hodson, 2006) (Figura 24).
- Determinar de manera cualitativa si se activa más o menos un músculo en dos situaciones diferentes (Robert y col., 2001b; Zsoldos y col., 2010a).
- Determinar cuantitativamente el grado de activación de un músculo al normalizar los valores, habitualmente con respecto a MVC. Lo que se aproxima a saber la fuerza muscular.
- Determinar si existe fatiga en el músculo mediante el análisis espectral de la energía (Colborne y col., 2001).

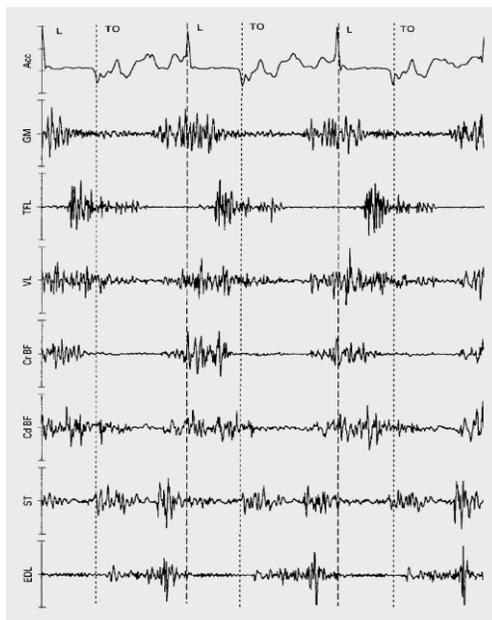


Figura 24. Timing de la musculatura de la extremidad posterior realizado por Robert y col. en 1999. Las líneas discontinuas representan el momento de apoyo del casco (L) y por lo tanto el ciclo del tranco.

1.4.1.4. MÚSCULO ESTIMULADO ELÉCTRICAMENTE

Cuando se aplica un estímulo eléctrico a un músculo se generan potenciales de acción sincronizados. Estos potenciales de acción se pueden detectar mediante el uso de electromiografía de superficie y se denominan onda M, ya que son la respuesta muscular al estímulo eléctrico.



Figura 25. Cuando se estimula eléctricamente un músculo se produce una despolarización que es detectada por el electromiógrafo de superficie y se denomina onda M.

La onda M representa la despolarización de varias unidades motoras y tiene aspecto trifásico (Figura 25). Una sola unidad motora (MUAP; *motor unit action potential*) también emite una señal con aspecto trifásico, al igual que la onda M. La superposición de las

sucesivas MUAP a diferentes frecuencias y de manera asincrónica son las que crean el *raw EMG* (Figura 14) en la contracción voluntaria, sin embargo la onda M, al ser producida por un estímulo eléctrico corto (Figura 26), representa la despolarización de manera sincrónica de algunas MUAP, manteniendo la morfología trifásica (Muhammad y col., 2001).

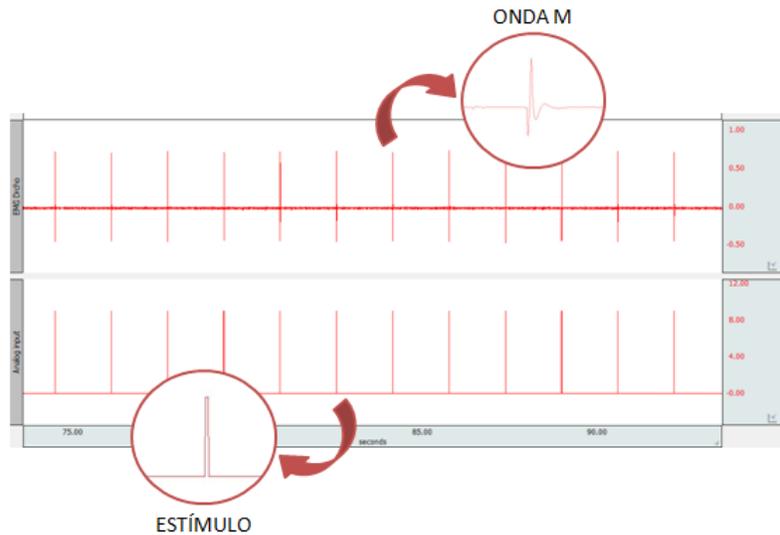


Figura 26. Por cada estímulo eléctrico cuadrangular de 1 ms se emite una onda M.

La onda M puede sufrir cambios morfológicos y de frecuencia al igual que ocurre con el *raw EMG* debido al número de unidades motoras reclutadas y a la fatiga. El análisis de la onda M se ha utilizado para determinar la fatiga muscular (Merletti y col., 1992 y 1998).

Cuando se aplica un estímulo eléctrico constante se produce una contracción constante del músculo (Figura 27) que permite estudiar con mayor repetibilidad las características electromiográficas (Merletti y col., 1990). La señal emitida por un estímulo eléctrico es fácilmente repetible y el estímulo se puede mantener constante, no dependiendo de la voluntad del individuo para realizar la contracción muscular. En el caso del caballo, que no puede llevar a cabo contracciones voluntarias guiadas y estandarizadas, el análisis de la onda M y la contracción muscular evocada mediante el NMES podría ser una manera de estandarizar la contracción para facilitar los estudios mediante electromiografía de superficie.



Figura 27. Lectura de electromiografía de superficie de una contracción muscular evocada mediante NMES donde se puede observar en la zona superior un raw EMG de la contracción sincrónica y en la zona inferior su RMS (rectificado y procesado).

1.4.1.5. ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE EN MEDICINA HUMANA PARA VALORAR PROGRAMAS DE NMES

La electromiografía se ha utilizado como medio de valoración en programas de NMES en medicina humana. Existen varios artículos en los que se utiliza, conjuntamente a otros métodos, para valorar la efectividad de estos programas, encontrando mayor actividad electromiográfica en los músculos entrenados (*Duchateau y Hainaut, 1988; Colson y col., 2000; Colson y col., 2009; Miura y col., 2012*).

El aumento de fuerza que se obtiene en el músculo estimulado eléctricamente ha sido fuente de numerosos estudios. Varios autores han intentado esclarecer cómo se produce este aumento de fuerza. *Colson* y colaboradores (2000) propusieron por primera vez la existencia de adaptaciones neurales, además de estructurales, al encontrar cambios en el equilibrio de la musculatura agonista-antagonista después de 7 semanas de NMES. Posteriormente otros autores comprobarían, también con electromiografía de superficie, que existe un componente de adaptación neural (*Maffiuletti y col., 2002*) que ocurre antes de las adaptaciones estructurales, medidas mediante el CSA (*Gondin y col., 2005*). Estos cambios neurales, representados por cambios en la señal electromiográfica, también desaparecen con mayor rapidez que los cambios estructurales (hipertrofia) si se cesa en el entrenamiento muscular (*Gondin y col., 2006*).

También se ha utilizado la electromiografía de superficie para comparar diferentes protocolos de rehabilitación y determinar cual obtiene mayor aumento de fuerza muscular. *Suetta* y colaboradores (2004) compararon tres programas de rehabilitación postquirúrgica de prótesis de cadera en pacientes geriátricos, debido a que la extremidad intervenida suele presentar atrofia en el músculo cuádriceps. Dos de los programas eran ejercicios, uno centrado en la potenciación muscular y otro clásico, el tercero consistía en un programa de NMES. Como medio de análisis de la señal de electromiografía de superficie utilizaron el RMS con diferentes intervalos de integración y lo normalizaron sobre 1 ms. Los resultados mostraron que el programa de ejercicios de potenciación muscular producía incrementos de RMS, mientras que el programa clásico y el de NMES no, concluyendo que en estos pacientes el programa de rehabilitación de elección era el de potenciación muscular.

Miura y colaboradores (2012) evidenciaron un aumento de la actividad del músculo medido por electromiografía de superficie tras el entrenamiento con un programa de estimulación muscular sobre los músculos abdominales.

1.4.1.6. ELECTROMIOGRAFIA DE SUPERFICIE EN CABALLOS

El principal objetivo de la electromiografía de superficie en la mayoría de los estudios en caballos ha sido determinar la activación de la musculatura o *timing* así como determinados parámetros de amplitud durante al ejercicio que permiten determinar su función. Además de utilizarse durante la realización de diferentes marchas y a diferentes velocidades, se ha utilizado también en estación para valoración de movimientos inducidos manualmente (*Peham y col., 2001; Wakeling y col., 2006; Groesel y col., 2010*), en superficies con rampa (*Robert y col., 2001b y 2002; Hodson, 2006*) o durante el salto (*St. George y Williams, 2013*). De esta manera se ha determinado la función de la musculatura superficial de la extremidad anterior (*Jansen y col., 1992; Robert y col., 2002; Hodson, 2006; St. George y Williams, 2013*), la extremidad posterior (*Robert y col., 1999, 2000 y 2002*), así como del tronco y del cuello (*Robert y col., 2001b; Zsoldos y col., 2010b*).

El primer estudio con electromiografía de superficie en caballos fue realizado por *Jansen* y colaboradores en 1992 con ponis, y determinaron la función de los principales músculos de la extremidad anterior al paso. Para ello relacionaron el momento de

activación muscular con el momento del ciclo del tranco. Los siguientes en utilizar esta herramienta fueron *Robert* y colaboradores en 1999, demostrando la viabilidad de la electromiografía de superficie, al obtener resultados comparables a aquellos obtenidos con electromiografía con aguja en los principales músculos de la extremidad posterior en caballos al trote.

Como medio para determinar la función de la musculatura los diferentes estudios suelen procesar la señal mediante filtro digital y/o iEMG. Con frecuencia la descripción del procesamiento de la señal con iEMG es confuso y en unas ocasiones se refieren al área de una señal filtrada digitalmente y en otras al área de la señal rectificadas. Se han propuesto otros métodos de análisis alternativos que no han tenido repercusión (*Peham y col., 2001b*). El método estándar para valorar la amplitud y como consecuencia la actividad del músculo según SENIAM es la RMS. Sin embargo, sólo se ha encontrado un artículo que incorpora este tipo de análisis y lo utiliza para determinar la fatiga muscular (*Cheung y col., 1998*).

Se han encontrado dos estudios que valoran la fatiga muscular mediante electromiografía de superficie. *Cheung* y colaboradores (1998) valoraron los cambios en el RMS del músculo extensor digital largo al paso y al trote, antes y después de un ejercicio fatigante en dos situaciones, sin entrenamiento previo y con 8 semanas de entrenamiento. Estos autores relacionaron aumentos de la amplitud del RMS con la fatiga, al aumentar el reclutamiento de fibras para compensar la pérdida de fuerza. Después del entrenamiento encontraron un aumento mayor de la amplitud del RMS. Al normalizar los datos con respecto al RMS antes del entrenamiento, y aunque es de difícil interpretación, determinaron una mayor capacidad para reclutar fibras nerviosas. *Colborne* y colaboradores (2001) utilizaron el análisis espectral de frecuencia para determinar la fatiga en el músculo deltoides de un caballo durante el galope, encontrando una disminución de la MF entre el 12-36% y relacionándolo con fatiga muscular.

También se han estudiado los cambios electromiográficos para valorar tratamientos (*Wakeling y col., 2006*) y para determinar cambios en la actividad muscular ante una cojera (*Zaneb y col., 2009*).

Dentro de los músculos axiales el más estudiado mediante electromiografía de superficie es el músculo longísimo del dorso, lo que ha permitido establecer claramente su función estabilizadora en el raquis. En 2001, *Peaham* y colaboradores utilizaron la electromiografía de superficie sobre el músculo longísimo del dorso como un medio de estudiar la anatomía funcional de la columna en vivo, ya que hasta ese momento se había utilizado la disección anatómica. En un caballo en estación provocaron movimientos de lateralización y extensión estimulando con un objeto como la piel a la altura de T12 y comprobaron el aumento de la amplitud de la señal que se correspondía con la activación del músculo al mover la columna de manera activa. En estudios posteriores se valoró su función con el caballo en movimiento. Cuando se valora el músculo al trote se observa que la mayor actividad electromiográfica se produce durante la segunda parte de la diagonal en la fase de apoyo. Es en este momento cuando se produce una flexión del raquis, por lo que la actividad del músculo sirve para limitarla (*Robert y col., 2001a*).

También se ha estudiado la actividad electromiográfica del músculo recto abdominal y del músculo oblicuo externo. *Robert* y colaboradores (2001) relacionaron el *timing* del recto abdominal con el movimiento de flexoextensión del raquis al trote, concluyendo que su activación tiene como objetivo contrarrestar la extensión del raquis. Su actividad es complementaria a la del músculo longísimo del dorso, que contrarresta la flexión. Cuando se comprueba el efecto del aumento de la velocidad o de pendiente, se observa que la activación de ambos músculos, el recto abdominal y el oblicuo externo, es mayor (*Robert y col., 2001b; Licka y col., 2004*), junto con una disminución del rango de movimiento del raquis (*Robert y col., 2002*). La función del recto abdominal se ha establecido también al paso (*Licka y col., 2007; Groesel y col., 2010*).

Zsoldos y colaboradores (2010a) estudiaron la actividad electromiográfica de dos músculos abdominales, el recto abdominal y el oblicuo externo, analizando la amplitud en una señal rectificadora y procesada mediante un filtro digital. La amplitud era mayor al trote que al paso, confirmando una vez más la función estabilizadora del músculo recto abdominal, al activarse para contrarrestar la extensión del raquis. La amplitud de la musculatura del lado izquierdo y derecho eran significativamente diferentes, con mayor

actividad en el lado derecho en el oblicuo externo (paso y trote) y en el recto abdominal al trote, pero menor en el recto abdominal el paso.

Existe interés en el entrenamiento en caballos mediante NMES y como ya hemos comentado algunos especialistas aplican esta técnica. Sin embargo, no hemos encontrado estudios de electromiografía de superficie que validen los cambios electromiográficos en el caballo, que sí se han determinado en medicina humana.

1.4.2. CROSS SECTIONAL AREA (CSA) MEDIANTE ECOGRAFÍA MUSCULAR

El tamaño del músculo es una medida interesante en rehabilitación humana en la medida en que un músculo puede estar atrofiado, indicando desuso, o puede hipertrofiarse a causa de un programa de entrenamiento, determinando su eficacia. Para ello se utiliza el CSA medido mediante diagnóstico por imagen, como resonancia magnética, tomografía computerizada o ecografía. Este valor ha demostrado estar en relación con la fuerza muscular (*Ackermann y col., 2006; Del Corso y col., 2007; Verdijk y col., 2009*).

La ecografía ha demostrado ser útil para la medición del CSA en el campo de la medicina humana, describiéndose su uso en diferentes musculaturas como el músculo cuádriceps femoral, el músculo tibial anterior o los músculos multífidos (*Stokes y Young, 1986; Martinson y Stokes, 1991; Hides y col., 1992*). En el caso de la musculatura multífida no ha mostrado diferencias en la eficacia de su valoración respecto a otros medios más avanzados (*Hides y col., 1995*), por lo que se ha optado por este método en múltiples estudios (*Danneels y col., 2001; Hides y col., 2008*). Además posee características que la hacen muy interesante como es su economía, su disponibilidad y la posibilidad de realizar mediciones en tiempo real.

La medida del CSA en los músculos multífidos ha sido determinante a la hora de entender los problemas de lumbalgia y dorsalgia en medicina humana, al encontrarse la asociación de estos problemas con la atrofia de esta musculatura (*Hides y col., 1994*). Además, es una forma de determinar el éxito de los tratamientos de rehabilitación, tornándose una herramienta vital en la investigación de la resolución de estos problemas (*Hodges, 2003b*).

En el caso de la clínica equina, la medición del CSA mediante ecografía había sido usada frecuentemente para valorar la evolución de lesiones en estructuras tendinosas, como en el caso del tendón flexor superficial (*Gillis y col., 1995*). Son *Stubbs* y colaboradores los que en 2010 introducen la medición del CSA de la musculatura multífida para determinar su atrofia o hipertrofia. Este hecho permite abrir una línea de investigación desde el punto de vista funcional, permitiendo determinar con una herramienta asequible, disponible e inocua, la evolución del tratamiento o de un programa de rehabilitación a largo plazo.

1.4.2.1 MEDICIÓN DEL CSA MUSCULAR EN MEDICINA HUMANA PARA VALORAR PROGRAMAS DE NMES

Como hemos visto la estimulación muscular se puede utilizar para evitar y tratar la atrofia (*Gibson y col., 1988; Wigerstad-Lossing y col., 1988*) así como herramienta para complementar el ejercicio voluntario (*Alon y col., 1987; Delitto y col., 1988; Herrero y col., 2006*). Una de las herramientas que se han utilizado para valorar el efecto de esta terapia es la medición del CSA.

El éxito para conseguir la hipertrofia muscular mediante NMES se ha determinado midiendo el CSA mediante tomografía computerizada (*Turostowski y col., 1992; Suetta y col., 2004; Miura y col., 2012*), resonancia magnética (*Ruther y col., 1995; Stevenson y Dudley, 2001*) y ecografía (*Gibson y col., 1988; Gondin y col., 2006*). El músculo que principalmente ha sido evaluado es el cuádriceps femoral, demostrando un aumento de entre el 6 y el 10% de su CSA, al utilizar entrenamientos con NMES superiores a 4 semanas.

Sólo hemos encontrado un artículo que valora los cambios producidos en el CSA en la musculatura abdominal producidos por la aplicación de NMES (*Miura y col., 2012*). En este estudio los músculos recto abdominal, oblicuo externo, oblicuo interno y transversal del abdomen fueron medidos mediante tomografía computerizada. Tras 8 semanas de entrenamiento con NMES sólo se encontraron cambios significativos en el CSA del músculo recto abdominal, presentando un aumento con respecto al grupo control.

1.4.2.2 MEDICIÓN DEL CSA MUSCULAR EN CABALLOS

Aunque clásicamente se haya utilizado la ecografía para valorar lesiones musculoesqueléticas de tejidos blandos su uso para medir el CSA muscular en caballos es relativamente reciente. La medida del grosor muscular, aunque no específicamente el CSA, ha sido descrita para valorar los cambios producidos en el tamaño muscular relacionados con la disminución del flujo sanguíneo (*Abe y col., 2004 y 2006*), el entrenamiento (*Lidner y col., 2005*) y su relación con el rendimiento deportivo (*Kearns y col., 2002*).

En 2010, *Lidner* y colaboradores publicaron varias medidas del grosor de diferentes músculos, con el objetivo de validar la técnica y ofrecer los primeros datos. Dentro de la musculatura valorada no se encontraban ni los músculos mutífidos ni los músculos abdominales, ya que el estudio se centraba en la musculatura de las extremidades. El estudio llegó a la conclusión de que la ecografía puede ser realizada rápidamente, con seguridad y sin interrumpir el programa de entrenamiento del caballo, pero que la variación entre dos examinadores era importante y debía de tenerse en cuenta, recomendando la realización de las mediciones por el mismo examinador en la valoración de protocolos.

El uso de la medición del CSA mediante ecografía ha sido publicado y validado en caballos para los músculos multífidos comparando su eficiencia respecto a la resonancia magnética (*McGowan y col., 2007*). Como hemos mencionado con anterioridad *Stubbs* y colaboradores (2010) fueron los primeros en introducir la valoración del CSA mediante ecografía de la musculatura multífida de los caballos y relacionarla con la patología de dorso. Estos autores examinaron mediante ecografía y necropsia 22 caballos de carreras, que habían sido previamente eutanasiados, encontrando una clara asociación entre la patología vertebral y de la pelvis y la atrofia de los músculos multífidos y sacrocaudales dorsales. En 16 de los 17 caballos con patología severa se encontraron asimetrías del CSA de los músculos multífidos, con atrofia de dicha musculatura en el mismo lado de la lesión (Figura 28). Este artículo demostró el valor diagnóstico de esta herramienta.

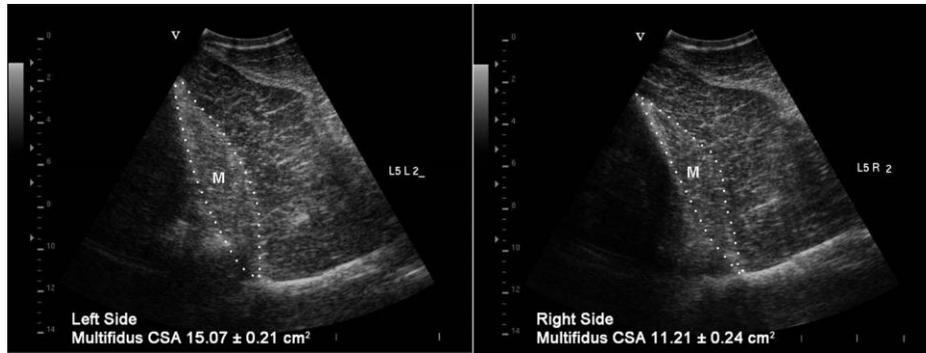


Figura 28. Imagen ecográfica del CSA del músculo multifido, donde se observa una atrofia del lado derecho, a la derecha de la imagen (Stubbs y col., 2010).

La medición del CSA de los músculos multifidos mediante ecografía también se ha utilizado para demostrar la eficacia de programas de rehabilitación basados en la realización de ejercicios dinámicos del cuello y dorso (Stubbs y col., 2011; Tabor y col., 2012). En estos estudios se realizaron 3 mediciones ecográficas del CSA de los músculos multifidos de cada zona a valorar (T10, T12, T14, T18 y L5) midiendo cada imagen 3 veces. El resultado fue un aumento significativo del CSA de los músculos multifidos en todos los niveles (Figura 29). Estos estudios demuestran una hipótesis realmente interesante, y es que la ecografía es una herramienta fiable para valorar los cambios de tamaño de los músculos multifidos en el caballo, mediante la medición del CSA, y por lo tanto es útil para valorar la eficacia de programas de rehabilitación que pretenden provocar hipertrofia de la musculatura epiaxial profunda.

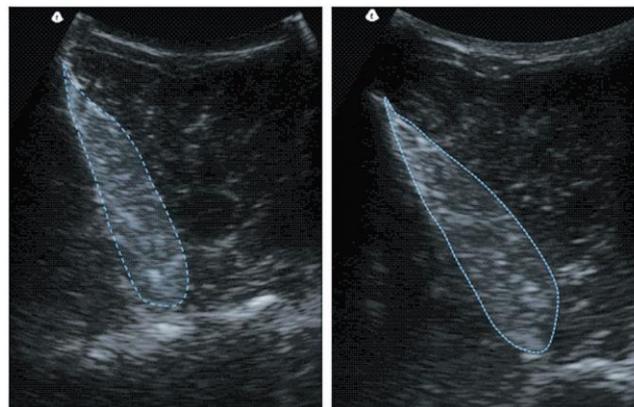


Figura 29. Cambio del CSA del músculo multifido a la altura de T12, antes, a la izquierda, y después, a la derecha, del entrenamiento (Stubbs y col., 2011).

Con estos antecedentes, cabe esperar el desarrollo de la valoración del CSA con ecografía en medicina deportiva y rehabilitación equina, al permitir valorar la evolución de los cambios morfológicos del músculo en tratamientos médicos y programas de entrenamiento o rehabilitación, ya sea mediante ejercicio o NMES. Sin embargo, debemos mencionar que no hemos encontrado estudios que valoren el CSA de la musculatura abdominal, ni tampoco su utilización para valorar programas de NMES en los caballos.

1.4.3. ACELEROMETRÍA

La acelerometría es un método de análisis de la locomoción o la marcha del caballo (*Barrey, 2008*). La marcha ha sido definida como el movimiento automático, complejo y coordinado del cuerpo del animal que da como resultado un movimiento de avance (*Barrey, 2008*) o como el término que se utiliza para describir la velocidad y características de un caballo en movimiento (*Ross y Dyson, 2010*).

1.4.3.1. TIPOS DE MARCHA Y SUS CARACTERÍSTICAS

En los caballos existen diferentes tipos de marchas. Las más comunes son el paso, trote y galope. El paso y el trote son de tipo simétrico, es decir el patrón de coordinación se repite para las extremidades de ambos lados, derecho e izquierdo (*Leach, 1993*). En el caso del paso es una marcha de cuatro tiempos (Figura 30) y, aunque es la que menor velocidad alcanza, entre 1,2-1,8 m/s, es realmente compleja.

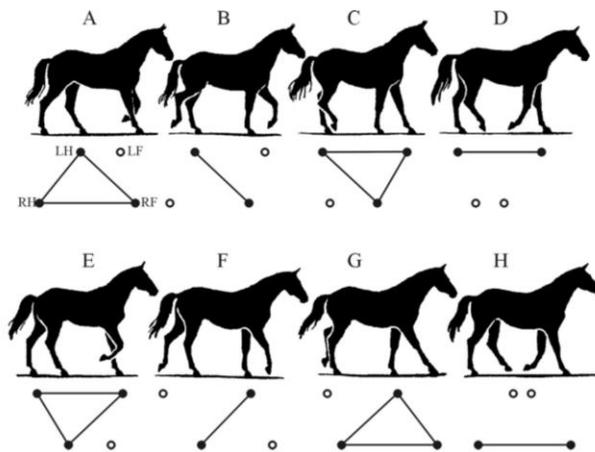


Figura 30. Ciclo del paso.

El trote también es una marcha simétrica y se compone de dos tiempos donde las extremidades se mueven en diagonal y de manera sincronizada (Figura 31) alcanzando velocidades entre 2,8-14,2 m/s (Barrey, 2008). El trote es muy importante para determinar la calidad de los movimientos y las asimetrías en el estudio de las cojeras en caballos (Clayton, 2004; Ross y Dyson, 2010).



Figura 31. Ciclo del trote con dos fases que se repiten en el otro lado.
Suspensión, diagonal derecha, suspensión y diagonal izquierda.

El galope es un aire de tipo asimétrico, es decir el patrón de coordinación de un lado no se repite en el otro lado (Leach, 1993), y puede componerse de 3 o 4 fases según su velocidad, además de la fase de suspensión. El canter o galope medio consta de tres fases y una velocidad entre 2,9-9 m/s, con una fase diagonal sincronizada. El galope consta de cuatro fases (Figura 32) y una velocidad entre 9-20 m/s. A esta velocidad la fase diagonal se disocia y se vuelve asincrónica. Con el galope el caballo alcanza la máxima velocidad (Barrey, 2008).

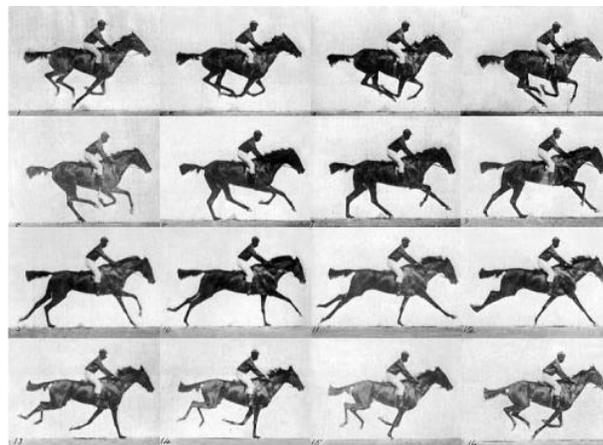


Figura 32. Primera imagen de un caballo galopando, obtenida por Muybridge en 1872. Se obtuvo para determinar si el caballo tenía una fase de suspensión al galope, es una de las primeras imágenes que captan el movimiento en la historia y fue para determinar la biomecánica de un caballo.

1.4.3.2. ANALISIS DE LA LOCOMOCIÓN

El análisis de la marcha del caballo tiene interés desde un punto de vista deportivo y veterinario. Por lo general, a nivel clínico, la marcha del caballo suele evaluarse mediante la observación, valorando la calidad del movimiento y su simetría de forma subjetiva y claramente influenciada por la interpretación personal y la experiencia del veterinario (*Keegan y col., 1998; Back y Clayton, 2013*).

Por esta razón se han desarrollado métodos cuantitativos para objetivizar la marcha del caballo. La cuantificación del movimiento permite la investigación de cómo influye sobre los movimientos del caballo la selección animal, la nutrición, los métodos de entrenamiento, los materiales de la pista, los métodos de herraje, así como la optimización en la valoración de cojeras y su tratamiento (*Barrey, 1999; Back y Clayton, 2013*).

Entre los métodos cuantitativos del análisis de la locomoción podemos distinguir entre el análisis cinemático y el análisis cinético. El análisis cinemático describe el movimiento (*Keegan, 2007*), obteniendo datos geométricos, como ángulos y distancias en relación a una línea temporal. Para ello se utilizan videocámaras de alta velocidad y marcadores esféricos reflectantes sobre el caballo. La multitud de imágenes obtenidas son analizadas, dando información sobre los ángulos articulares y desplazamiento de los diferentes segmentos corporales (*Barrey, 2008*).

El análisis cinético estudia las fuerzas responsables del movimiento, explicando las causas del movimiento (*Keegan, 2007*). Los datos obtenidos son variables físicas como fuerza y aceleración, aunque existen variables en común con el análisis cinemático como la velocidad o el desplazamiento. Dentro de esta modalidad encontramos la acelerometría y el estudio de las fuerzas de reacción del suelo. La acelerometría cuantifica la variación de la velocidad de un cuerpo por la aplicación de una fuerza en una línea temporal, utilizando unos sensores o acelerómetros, que emiten una señal proporcional a la aceleración en los tres ejes del espacio de la superficie donde están colocados (*Barrey, 1999 y 2008; Clayton y Schamhardt, 2001*).

1.4.3.3. PARÁMETROS

La acelerometría nos proporciona información del movimiento mediante diferentes variables (Figura 33).

Velocidad

Es el desplazamiento por tiempo del cuerpo del caballo y puede variar entre 1,2-20 m/s según el tipo de marcha (*Barrey, 2008*). Está relacionada con la frecuencia y la amplitud del tranco de manera lineal (*Leach, 1986; Clayton, 2001*). El aumento de la velocidad está causado principalmente por un aumento de la amplitud o longitud del tranco (*Ratzlaff y col., 1985; Leach y Cymbaluk, 1986*).

$$\text{Velocidad} = \text{Amplitud del tranco} \times \text{Frecuencia del tranco}$$

Amplitud y duración del tranco

Un tranco es el ciclo de movimiento completo de una extremidad. Incluye una fase de apoyo, cuando el casco está en contacto con la superficie del suelo, y una fase de balanceo, cuando el casco no está en contacto con el suelo y se mueve por el aire. También se contempla una tercera fase denominada de suspensión, cuando el caballo no tiene ninguna de sus extremidades en fase de apoyo. La duración del tranco es el tiempo requerido para la consecución del ciclo completo. La amplitud o longitud del tranco es la distancia en el suelo entre dos colocaciones sucesivas del casco, desde el punto de despegue en el inicio de la fase de balanceo hasta el punto donde vuelve a contactar el casco con el suelo (*Drevemo y col., 1980; Leach y col., 1984; Barrey, 2008*).

Frecuencia del tranco

La frecuencia del tranco es el número de trancos con respecto al tiempo, y se mide en trancos por segundo o en hertzios (Hz) (*Leach y col., 1984; Barrey, 2008*). Se ha comprobado que los trotones de carreras de alto nivel son capaces de aumentar significativamente la frecuencia del tranco con respecto a trotones de nivel medio cuando se exige una velocidad máxima o submáxima (*Leleu y col., 2005*). Lo mismo ocurre en caballos de carreras al galope, principalmente cuando se consideran distancias cortas (*Barrey y col., 2001*). Por ello, los

caballos con mayor capacidad para aumentar su frecuencia de tranco a máxima velocidad parecen ser los mejor adaptados a la carrera, lo que ha hecho sugerir la selección de individuos con estas características, ya que los caballos jóvenes aumentan su velocidad aumentando la frecuencia del tranco y los adultos lo hacen aumentando la frecuencia pero también la longitud del tranco (Vilar y col., 2008). En situación de fatiga, con la velocidad fija, disminuye la frecuencia de tranco y aumenta su duración (Colborne y col., 2001).

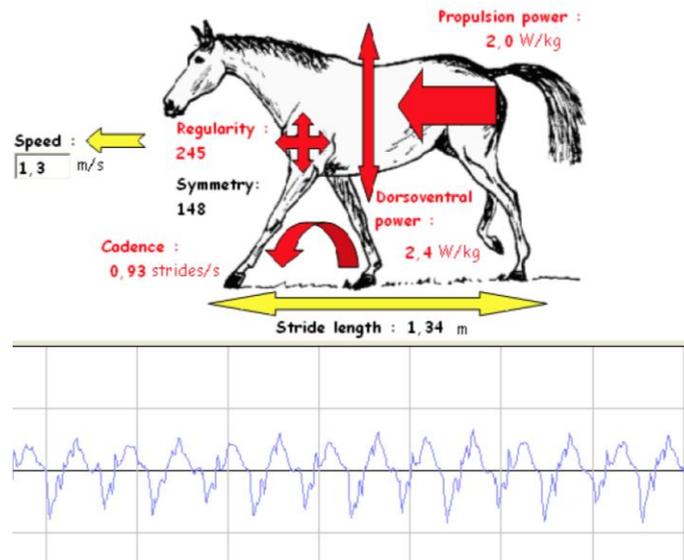


Figura 33. Software de Equimetrix que muestra los valores de las diferentes variables de una medición.

1.4.3.4. USOS DE LA ACELEROMETRÍA EN CABALLOS

Existen cuatro líneas de estudio mediante acelerometría. Una de las líneas más potentes actualmente es la centrada en la detección de asimetrías de la marcha para el estudio y valoración de cojeras (Barrey y col., 1994; Weishapt y col., 2001; Ishihara y col., 2005; Keegan y col., 2004a y 2007). Debido a la alta sensibilidad a la detección de asimetrías la acelerometría puede detectar cojeras sutiles, a veces difíciles de observar por parte del clínico, lo que ha llevado al desarrollo de varios equipos diseñados específicamente para el diagnóstico de cojeras, dentro de los cuales cabe destacar el Lameness Locator®.

Una segunda línea de investigación se centra en el estudio de los efectos de diversos fármacos sobre la marcha del caballo. Los sedantes y tranquilizantes alteran las variables cinéticas permitiendo detectar cuál de los fármacos es más duradero y el tiempo que tarda en hacer efecto (*López-Sanroman y col., 2012, 2013 y 2014*). La acepromacina se suele utilizar en caballos nerviosos o agresivos que requieren de tranquilización para el examen dinámico de cojeras, porque permite un examen en movimiento seguro para la persona que maneja al caballo y una marcha más regular. En un estudio se determinó la dosis óptima de acepromacina para estos casos, mediante la valoración de las variables acelerométricas (*López-Sanroman y col., 2015*).

También se ha usado la acelerometría en la valoración de la coordinación y la estabilidad en casos de ataxia en caballos (*Keegan y col., 2004b*). Ello ha permitido objetivar síntomas clínicos difíciles de cuantificar, estableciendo de esta forma una prueba de funcionalidad cuantitativa, lo que permite valorar la evolución de la enfermedad o la respuesta a un tratamiento. Este concepto ya se había propuesto en perros con distrofia (*Barthelemy y col. 2009*).

Por último, la acelerometría permite investigar la correlación de variables biomecánicas con el rendimiento deportivo. Se han encontrado estudios en diferentes disciplinas, como velocidad (*Barrey y col., 1995 y 2001; Leleu y col., 2004 y 2005*), salto (*Langlois y col., 2006*), doma clásica (*Barrey y col., 2002*) y resistencia (*Biau y Cochet, 2006*). En estos estudios se relacionan las variables cinéticas con el éxito deportivo, de manera que se pueden utilizar para seleccionar los caballos jóvenes más aptos según su funcionalidad.

Existen otros estudios que no siguen ninguna línea en particular más que observar aquellas causas de alteración de la marcha. Como el estudio de *Chateau* y colaboradores (2009) en el que observaron el efecto de diferentes pistas o el de *Matsuura* y colaboradores (2013) en el que determinaron el peso máximo soportado por el caballo japonés.

En medicina humana la acelerometría se ha utilizado para valorar el movimiento del sacro (*Brumagne y col., 1999*), la rotación de la columna vertebral en caso de lumbalgias (*Selles y col., 2001*), los cambios producidos por el uso de calzado terapéutico (*Terrier y col., 2009*) y la evolución del entrenamiento en pacientes amputados (*Tura y col., 2012*).

Puesto que se ha utilizado la acelerometría para valorar el rendimiento deportivo y la respuesta a intervenciones terapéuticas, podría ser útil para valorar programas de entrenamiento. El objetivo de un programa de control motor es mejorar la coordinación, por lo tanto un entrenamiento específico podría producir cambios cinéticos.

En los estudios acelerométricos debemos colocar uno o más sensores en el caballo y realizar varias tomas de datos al paso y/o al trote. Los sensores se pueden colocar en el esternón, sobre la cabeza, sobre la superficie del casco o sobre las tuberosidades sacras de la pelvis (Barrey, 1999). Los equipos disponibles suelen incorporar un software que procesa la información de los sensores y los presenta en graficas de aceleración o desplazamiento (Figura 34). Algunos software están orientados a la detección de asimetrías del tranco indicando cojera en una extremidad y su grado.

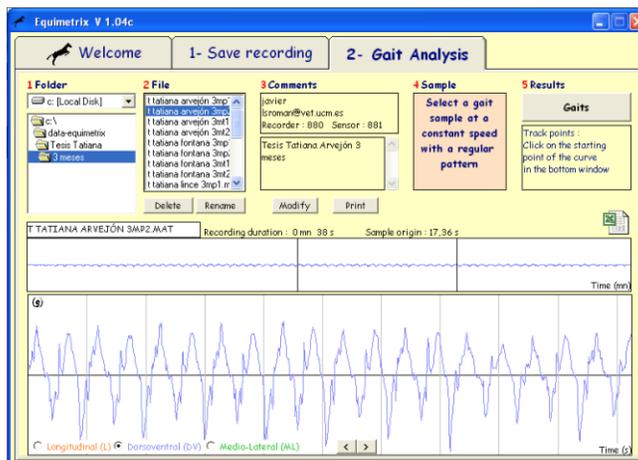


Figura 34. Imagen del software proporcionado por Equimetrix® para el análisis de las aceleraciones detectada por los sensores.

Ventajas y desventajas del uso de la acelerometría

La acelerometría cuenta con la ventaja de ser un equipo ligero y económico, lo que permite su uso en condiciones de campo. Su pequeño tamaño permite libertad de movimientos y su aplicación en el desarrollo de una actividad física real del caballo. Sin embargo, tiene la desventaja de suministrar una información compleja de aceleración respecto al conjunto de ejes del cuerpo, que requiere de estandarización y complejos análisis matemáticos para su aplicación práctica.

2. Objetivos

El objetivo principal es valorar los efectos de un programa de electroestimulación muscular sobre el músculo recto abdominal del caballo durante un periodo de 12 semanas.

Establecimos los siguientes objetivos específicos:

- Validar y estandarizar los métodos de valoración de los cambios estructurales, funcionales y neuronales musculares mediante ecografía y electromiografía de superficie en el caballo.
- Valorar mediante el uso de la ecografía la presencia de cambios en la sección del área del músculo (CSA) de los músculos que intervienen en la estabilización del raquis. Estos músculos son los músculos multífidos, el músculo recto abdominal, el músculo oblicuo externo abdominal, el músculo oblicuo interno abdominal y el músculo transverso del abdomen.
- Valorar mediante acelerometría la presencia de cambios en la cinética del paso o el trote como consecuencia del entrenamiento.

3. Materiales y Métodos

3.1. ANIMALES

Se utilizaron un total de 5 caballos Pura Raza Española (PRE) de uso exclusivo de docencia e investigación pertenecientes al Hospital Clínico Veterinario de la Universidad Complutense de Madrid (HCVC). Su rango de edad estaba comprendido entre 5-23 años y presentaban un peso medio de 457,4 kg. Los animales se mantuvieron en las instalaciones del HCVC y no realizaron ningún tipo de ejercicio durante el periodo de investigación.

3.2. PROGRAMA DE ELECTROSTIMULACION

Se organizó un equipo de trabajo de 10 personas entrenadas para aplicar el programa de electroestimulación durante las 12 semanas necesarias para el estudio, a razón de dos personas al día.

El programa consistió en la aplicación de una corriente alterna cuadrangular simétrica con un ancho de impulso de 200 μ s y una frecuencia de estimulación de 40Hz. Se estableció un tiempo de trabajo inicial de 15 minutos que se fue incrementando durante las 6 primeras semanas a razón de 5 minutos cada 2 semanas hasta alcanzar el tiempo máximo de trabajo de 30 minutos, que se mantuvo hasta la semana 12 (Tabla 9). Durante este periodo de trabajo se optó por un periodo de contracción de 15 segundos con 3 segundos de rampa y 30 segundos de reposo, obteniendo entre 20 y 40 contracciones musculares por ciclo de trabajo (Tabla 10).

Para la mejor adaptación de la corriente y preparación del músculo, se aplicó un periodo de calentamiento de 5 minutos y un periodo de enfriamiento de 3 minutos antes y después de la aplicación de la corriente de trabajo, que se mantuvo durante todo el periodo de las 12 semanas, utilizando una frecuencia de corriente de 4 Hz (Tabla 9).

Tabla 9. Incremento de minutos de trabajo durante las primeras 6 semanas.

Semana	Trabajo
1°-2°	15 min
3°-4°	20 min
5°-6°	25 min
6°-12°	30 min

Tabla 10. Características y tiempos de la NMES aplicada.

Calentamiento	Trabajo	Enfriamiento
5 min a 4Hz	15-30 min a 40Hz Rampa 3s Tiempo de contracción 15s Tiempo de reposo 30s	3 min a 4Hz

Se utilizaron un total de 4 equipos portátiles similares (Figura 35), alimentados con una pila de 4 v, acoplados a dos canales con dos electrodos de goma de 4 cm de ancho por 6 cm de largo cada uno, excepto en el caso de un animal que tras la primera semana de aplicación no se conseguía respuesta motora y se utilizaron electrodos de mayor tamaño (6 cm x 8 cm).



Figura 35. Equipo portátil utilizado en la estimulación muscular.

Para la aplicación del programa de NMES se utilizaron dos cinchuelos elásticos, que permitían la sujeción de los electrodos en la zona de estimulación, colocados alrededor del tórax del caballo caudal a la cruz. Para la correcta transmisión de la electricidad se preparó la piel humedeciéndola con una esponja y utilizando como medio conductor gel de ecografía. Cada canal del equipo se corresponde con dos electrodos que se situaron 10 cm caudal a la apófisis xifoides del esternón, en paralelo y con una separación entre ellos de 8 cm, situando cada par de electrodos lateral a la línea alba 5 cm sobre ambos músculos recto abdominal. En cada canal el electrodo positivo se colocó siempre craneal y el negativo caudal.

Como indica *Martin* (2001) la intensidad de la corriente se reguló de manera individual, incrementándose en cada caso paulatinamente hasta obtenerse una respuesta motora intensa pero tolerable por el animal. En la fase de trabajo se incrementó hasta la obtención de la contracción del recto abdominal y de una respuesta motora global de flexión toracolumbar (Figura 36). La intensidad se ajustó a lo largo de la sesión para atender al efecto de la acomodación (*Martin, 2001*). En el periodo de calentamiento y enfriamiento sólo se exigió la visualización de una respuesta motora mínima con la evidencia de fasciculaciones.



Figura 36. Respuesta motora de flexión toracolumbar producida por la estimulación en el músculo recto abdominal.

3.3. EVALUACIÓN

Para el estudio de los efectos producidos por el programa de electroestimulación muscular abdominal se realizaron tres tipos de valoraciones: valoración con electromiografía de superficie, valoración con ecografía y valoración con acelerometría. Las evaluaciones se realizaron en tres momentos temporales: el primero una semana antes de iniciar el programa de electroestimulación (*Evaluación Inicial*, Semana 0), la segunda a las 6 semanas de comenzar el programa de electroestimulación (*Evaluación Mitad*, Semana 6) y la última en la semana siguiente a finalizar el programa de 12 semanas de electroestimulación muscular (*Evaluación Final*, Semana 13). En el caso de la valoración con acelerometría sólo se tomaron medidas en el momento inicial y final (*Evaluación Inicial* y *Final*). También se recogieron los datos diarios de las intensidades de corriente aplicadas.

3.3.1. VALORACIÓN MEDIANTE ELECTROMIOGRAFÍA

Se evaluó el registro electromiográfico del músculo recto abdominal a ambos lados de la línea media (lado izquierdo y lado derecho).

Para la toma de la señal electromiográfica se utilizó un equipo de electrodiagnóstico Biopac System MP150®, del que se usaron dos canales con preamplificación y filtros para la medición simétrica de la señal de electromiografía de superficie del músculo recto abdominal de ambos lados, y un canal de medición de la señal eléctrica del estimulador del equipo a efectos de control de la intensidad de la señal. Para el procesamiento posterior de las respuestas registradas las señales fueron sometidas a un filtro de paso bajo de 500 Hz y un filtro de paso alto de 10 Hz para eliminar el ruido eléctrico de otros orígenes.

Las tomas de mediciones se realizaron en las tres ocasiones en la misma sala de exploración del HCVC (Figura 37).

En todos los casos la piel se preparó con rasurado quirúrgico y limpieza con alcohol antes de la aplicación de los electrodos. Los electrodos de registro se colocaron a 6 cm lateral a la línea media a nivel del ombligo de forma longitudinal al músculo recto abdominal con una distancia entre sus centros de 4 cm (Figura 38). Cada electrodo neutro

se colocó sobre la tuberosidad coxal ipsilateral a cada uno de los lados registrados (*Robert y col., 2001a*).

Para el análisis de la electromiografía de superficie del músculo recto abdominal se realizaron 3 test: Prueba de esfuerzo, Prueba de estimulación muscular transcutánea y Prueba de estimulación con aguja.



Figura 37. Caballo en la sala de exploración preparado para la electromiografía de superficie.



Figura 38. Posición de los electrodos, 6 cm lateral a la línea media y a nivel del ombligo.

3.3.1.1. PRUEBA DE ESFUERZO

La prueba de esfuerzo consistió en provocar una contracción voluntaria del músculo recto abdominal mediante la estimulación manual sobre la zona de la grupa, al realizar una estimulación digital entre los músculos bíceps femoral y semitendinoso. Esta estimulación digital provoca una flexión lumbosacra contrayéndose los paquetes musculares involucrados en este movimiento de respuesta. La estimulación digital se realizó siempre por la misma persona y manteniendo la máxima intensidad posible. Las contracciones musculares (tres por serie) se mantuvieron entre 10 y 15 segundos con 30 segundos de reposo entre ellas. Se tomaron medidas de tres series de contracciones con 3 minutos de descanso entre ellas (Merletti y col., 1990). Un vez obtenida la señal de la electromiografía de superficie sin procesar o *raw EMG*, la señal fue rectificadas y suavizada mediante la obtención del RMS (*root median square*), proporcionándonos una gráfica donde cada contracción es representada mediante una curva (Figura 39) y donde obtuvimos los parámetros cuantitativos que se describen a continuación. Todos estos parámetros fueron almacenados en tablas para su posterior análisis y comparación. De cada contracción se obtuvieron los siguientes parámetros, obteniendo 9 mediciones de cada uno:

- Valor máximo del RMS (PE Max): el valor máximo de amplitud de la curva para cada contracción.
- Área bajo la curva del RMS (PE Área): se corresponde con la integrada del área bajo la curva. Este valor se calculó por segundo para estandarizarlo, puesto que las curvas tenían una duración variable de entre 10 y 15 segundos, para ello se midió la duración exacta de la contracción en el *raw EMG*.

Para obtener información sobre los posibles cambios en la resistencia a la fatiga muscular, en esta prueba también se realizó un análisis espectral de frecuencias, obteniéndose la media de la mediana de la frecuencia (MF) en cada contracción (Figura 40).

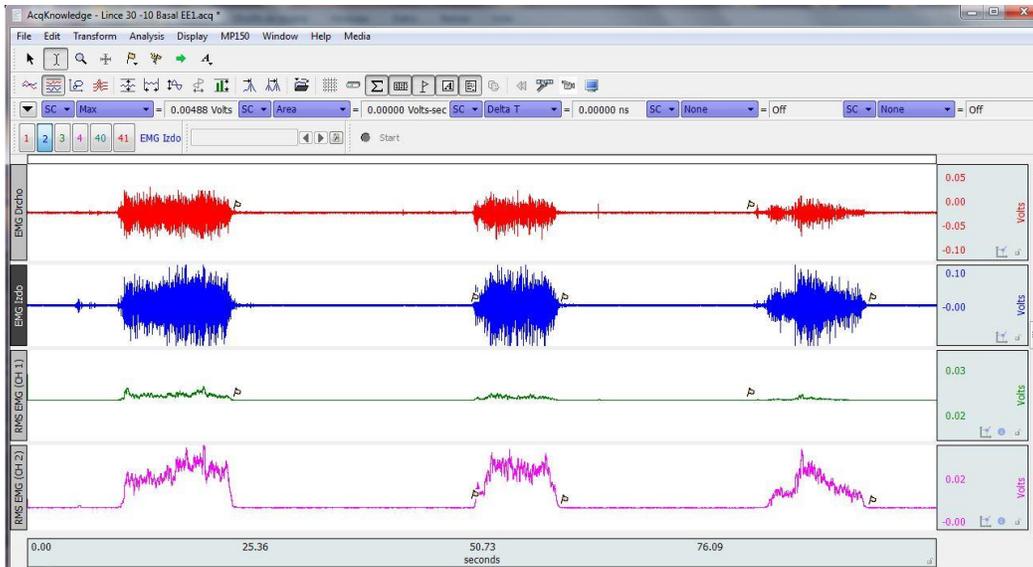


Figura 39. Software del Biopac System MP150® donde se puede ver una serie de tres contracciones musculares, cada una delimitada por una señal en forma de bandera. La dos gráficas superiores corresponden al raw EMG de cada lado (derecho e izquierdo) y las dos inferiores al RMS (derecho e izquierdo) de donde se obtuvieron los parámetros.

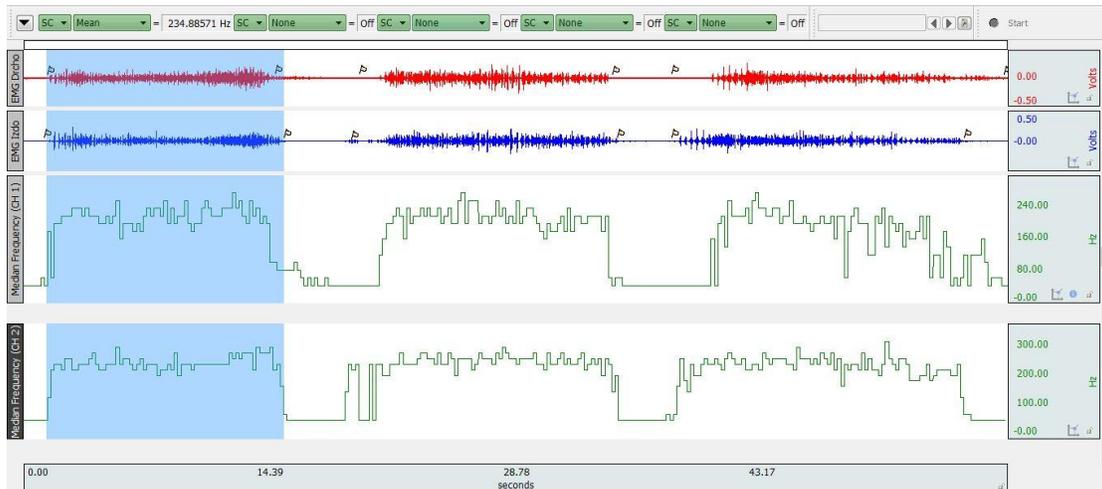


Figura 40. Se observa el raw EMG del lado derecho en rojo y del lado izquierdo en azul, debajo se presentan las curvas de los valores de la mediana de la frecuencia, la media de cada contracción es calculada en la esquina superior izquierda.

3.3.1.2. PRUEBA DE ESTIMULACIÓN MUSCULAR TRANSCUTANEA

Para la realización de esta prueba la contracción del músculo recto abdominal fue eléctricamente evocada mediante un equipo portátil con las mismas características y con los mismos parámetros de corriente que el usado para el programa de estimulación (200 μ s; 40 Hz). La colocación de los electrodos del equipo de electroestimulación se colocaron en la misma posición que en el programa de estimulación (ver apartado 3.2). Para ello se establecieron tres series de contracciones musculares, donde se obtuvieron dos contracciones por serie, con una duración de 20 segundos y 30 segundos de reposo entre ellas. Se realizaron tres registros con un descanso de 3 minutos entre ellos (*Merletti y col., 1990*). Durante cada registro se incrementó la intensidad utilizada paulatinamente hasta provocar una flexión toracolumbar evidente. Este valor individual para cada caballo fue anotado, y se mantuvo esa misma intensidad para las mediciones de la semana 6 (Evaluación Mitad) y 13 (Evaluación Final).

En cada registro se obtuvieron dos contracciones (Figura 41). La primera contracción se utilizó para adecuar la intensidad y no se consideró para la valoración, a fin de evitar el efecto de sobreexcitación o sobresalto del sujeto observado durante las pruebas previas o puesta a punto de la técnica llevada a cabo en el trabajo. Una vez obtenido el registro del *raw EMG* la señal fue rectificadora y suavizada mediante RMS. De cada registro se anotaron los siguientes parámetros de la segunda contracción, obteniéndose 3 mediciones de cada uno:

- Valor máximo del RMS (NMES Max): el valor máximo de amplitud de la curva para cada contracción.
- Área bajo la curva del RMS (NMES Área): se corresponde con la integrada del área bajo la curva. Este valor se calculó por segundo para homogeneizar el parámetro con la Prueba de Esfuerzo, aunque en esta prueba la duración de la contracción era constante.

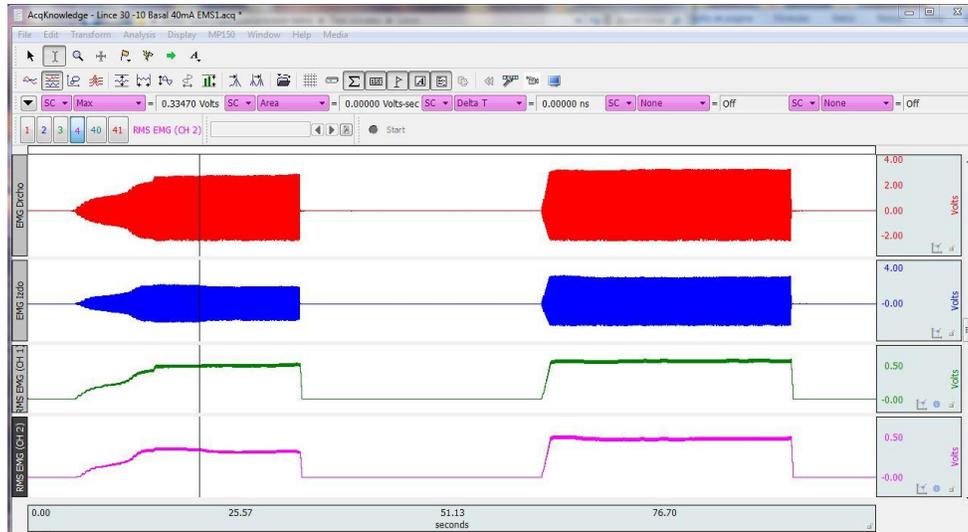


Figura 41. Se puede observar el final de la primera contracción y la segunda contracción provocada por el NMES, las dos graficas de arriba son el raw EMG de los lados derecho e izquierdo, las dos graficas de abajo es la señal procesada mediante RMS.

3.3.1.3. PRUEBA DE ESTIMULACIÓN MUSCULAR CON AGUJA

La prueba de estimulación muscular con aguja consistió en provocar una onda M a través de la creación de un estímulo eléctrico cuadrado de 1 ms de duración (Figura 42). La intensidad se determinó de manera individual en la primera toma de datos, estableciéndose aquel valor que provocaba una contracción muscular visible. Este valor se mantuvo en las mediciones en las semanas 6 y 13 (Evaluación Mitad y Evaluación Final). De cada registro se obtuvo el valor de *peak to peak* (P-P) de 5 ondas calculándose la media de estos registros.

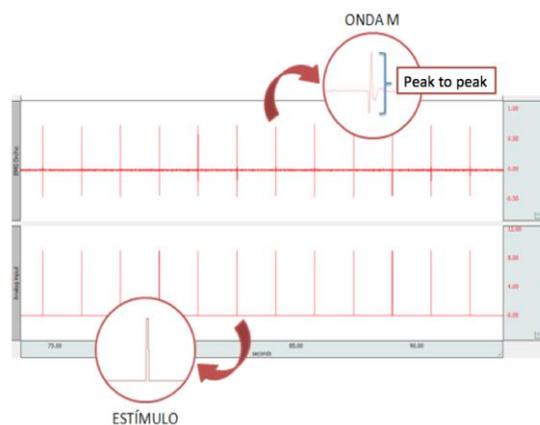


Figura 42. Se pueden observar las ondas M en la parte superior producidas por el estímulo eléctrico cuadrangular que se observa en la parte inferior. A cada estímulo le corresponde una onda M, el valor *peak to peak* se corresponde con la amplitud de la onda

3.3.2. VALORACIÓN MEDIANTE ECOGRAFÍA

Para la valoración ecográfica muscular se utilizó un equipo de ecografía de General Electric Logic 5 Expert®. Las evaluaciones se realizaron en la sala de diagnóstico por imagen del HCVC, que dispone de las condiciones adecuadas para ello y siempre por el mismo operador (Lidner y col., 2010). Se evaluaron los músculos multifidos, músculo recto abdominal, músculo oblicuo externo abdominal, músculo oblicuo interno abdominal y músculo transverso del abdomen como se detalla a continuación. Para la preparación adecuada de la zona a ecografiar se hizo un rasurado del pelo, lavado con jabón y preparación de la piel con alcohol y gel de ecografía.

3.3.2.1 VALORACIÓN ECOGRÁFICA DEL MÚSCULO RECTO ABDOMINAL

Para su evaluación se utilizó una sonda lineal de 12 Mhz. La sonda se mantuvo a 90°, tomando una imagen transversal a 10 cm del esternón y lateral a la línea alba, siguiendo como referencia la visualización de la aponeurosis del músculo. Se tomaron tres imágenes de cada lado (izquierdo y derecho). De cada imagen se calculó el CSA del músculo de cada lado tomando como referencia su aponeurosis (Figura 43).



Figura 43. Imagen ecográfica y punto de medición del m. recto abdominal.

3.3.2.2 VALORACIÓN ECOGRÁFICA DE LOS MÚSCULOS OBLICUO EXTERNO ABDOMINAL, OBLICUO INTERNO ABDOMINAL Y TRANSVERSO DEL ABDOMEN

Para su evaluación se utilizó una sonda lineal de 12 MHz y la posición anatómica se basó en estudios de medicina humana (*Costa y col., 2009*). El operador se situó al terminar el ángulo costal de la última costilla orientando la sonda unos 45° en dirección craneomedial (Figura 44), lo que permite la visualización de los tres músculos. Se tomaron tres imágenes de cada lado (izquierdo y derecho). De cada imagen se midió el CSA de cada uno de los tres músculos en tres regiones diferentes de cada la imagen (Figura 45).



Figura 44. Situación de la sonda para la ecografía de la pared abdominal.



Figura 45. Imagen ecográfica de la pared abdominal. A la izquierda la situación de los músculos, a la derecha los puntos de medición.

3.3.2.3 VALORACIÓN ECOGRÁFICA DE LOS MÚSCULOS MULTÍFIDOS

Para su valoración se utilizó una sonda de 4 MHz orientada de manera transversal, adyacente a la línea media y siguiendo la curvatura de los músculos epiaxiales con un ángulo aproximado de 45° a la altura de las vértebras torácicas 12 y 18 y de la vértebra lumbar 3. Las imágenes se obtuvieron en el espacio entre los procesos articulares craneal y caudal de las vertebra adyacentes, donde se podían diferenciar el margen medial de la apófisis espinosa, el margen ventral de las apófisis transversas o costillas y la fascia que separa el músculo longísimo del dorso del músculo multífido (Stubbs y col., 2011). Se tomaron tres imágenes de cada posición a ambos lados (izquierda y derecha) (Figura 46).

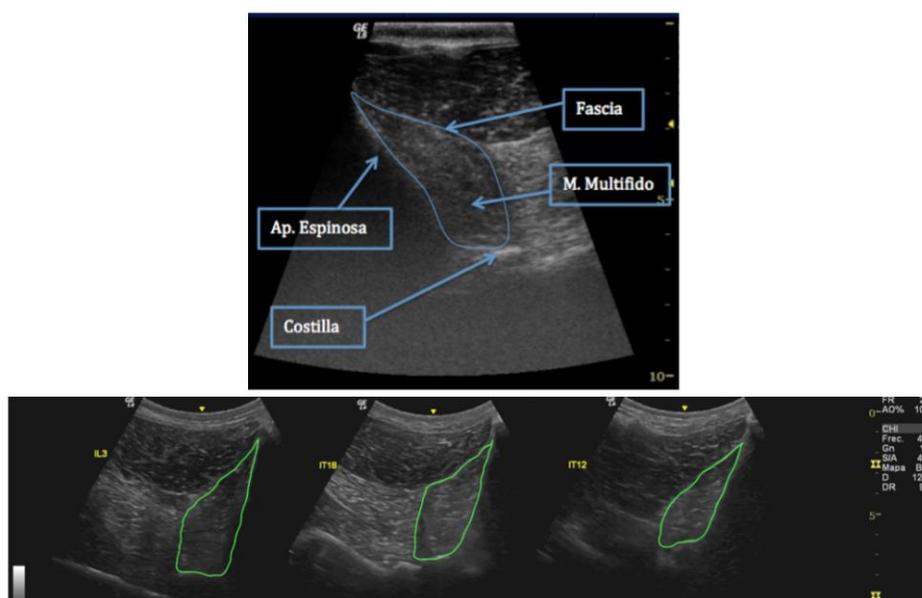


Figura 46. Imagen ecográfica del músculo multífido. Arriba márgenes del músculo, abajo mediciones a nivel de L3, T18 y T12.

3.3.3. VALORACIÓN MEDIANTE ACELEROMETRÍA

Para las mediciones se utilizó un acelerómetro triaxial Equimetrix®. Se realizaron dos mediciones por caballo al paso y dos mediciones al trote durante una distancia de 50 metros. El acelerómetro consta de un aparato de registro que se sujeta en un cinchuelo preparado para ello y colocado alrededor del tórax del caballo, y de un sensor triaxial que se colocó en las tuberosidades sacras fijado mediante cinta adhesiva (Figura 47) (Barrey, 1999).

Para determinar la velocidad se midió el tiempo en recorrer la distancia establecida para cada registro mediante un cronómetro. Se realizaron dos evaluaciones: la primera durante la semana anterior a iniciarse el programa de electroestimulación (Evaluación Inicial, Semana 0) y otra en la semana siguiente a haberse finalizado el programa (Evaluación Final, Semana 13). De cada registro obtenido se realizó el análisis mediante el software Equimetrix-Centaure 3D®. El software tiene una ventana de 10 segundos para procesar los datos, por lo que se obtuvo los datos al paso usando dos ventanas de análisis de datos (segundos 7-17 y 17-27) y al trote con una ventana (segundos 5-15) (Figura 48).



Figura 47. Caballo al paso con el acelerómetro colocado sobre las tuberosidades sacras.

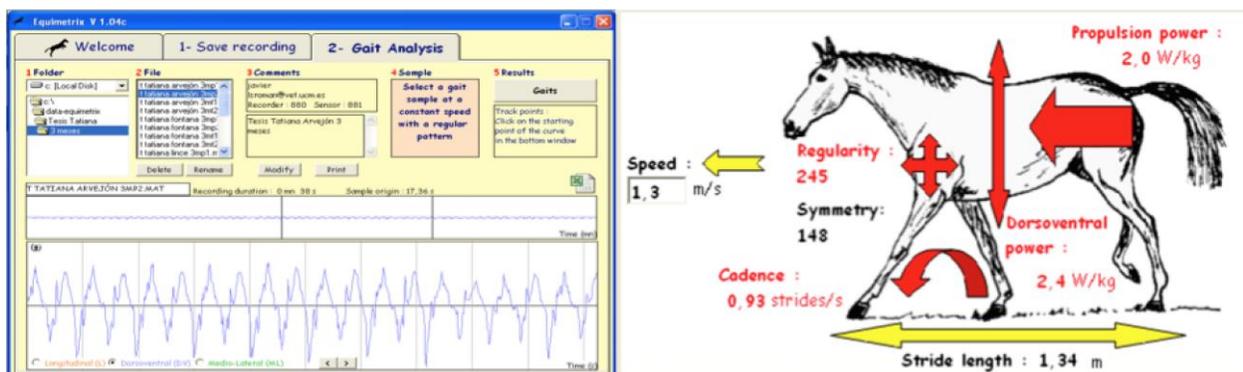


Figura 48. Software Equimetrix-Centaure 3D®, se puede observar la ventana de 10 segundos en la imagen de la izquierda y los resultados del análisis que ofrece el software en la imagen de la derecha.

De cada análisis acelerométrico se obtuvieron los siguientes parámetros:

- Velocidad: expresada en metros por segundo (m/s). A fin de calcular este parámetro, se tomó el tiempo del recorrido hasta el final en segundos. Este tiempo se utilizó en el cálculo de la velocidad empleada por el animal en cada recorrido.
- Longitud del tranco: expresada en metros.
- Frecuencia del tranco: expresada en hertzios.
- Regularidad del tranco: El objetivo de este parámetro es la de cuantificar la similitud de los patrones de aceleración dorsoventrales en pasos sucesivos, y se refiere a la similitud entre las curvas. La regularidad del paso resulta de la suma de dos coeficientes de correlación, C1 y C2, que respectivamente expresan la correlación entre las aceleraciones correspondientes a cada paso y la correlación entre las aceleraciones correspondientes a la misma medida en pasos sucesivos. A fin de obtener una escala lineal de la regularidad del paso, la suma de los coeficientes C1 y C2 se multiplicó por 100 y el resultado fue normalizado por una transformada Z, por lo que no tiene unidad.
- Simetría del tranco: se refiere a la similitud de los patrones dorsoventrales del apoyo de las extremidades izquierda y derecha. También se calculó mediante una función de correlación y no tiene unidad.
- Desplazamiento dorsoventral: este parámetro se refiere al desplazamiento en el eje dorsoventral en cm.
- Potencia dorsoventral: representa la potencia mecánica media del movimiento en el eje dorsoventral. Esta potencia se calculó mediante el análisis de la Transformada de Fourier y su unidad es equivalente a watios/kilogramos (W/kg).
- Potencia mediolateral: representa la potencia mecánica media del movimiento en el eje mediolateral. Esta potencia también se calculó mediante el análisis de la Transformada de Fourier y su unidad es equivalente a watios/kilogramos (W/kg).
- Potencia de propulsión: representa la potencia mecánica media del movimiento en el eje longitudinal. Se calculó mediante el análisis de la Transformada de Fourier y su unidad es equivalente a watios/kilogramos (W/kg).

- Potencia total: es la suma de la potencia mecánica de los tres ejes (dorsoventral, longitudinal y mediolateral) y representa la integral del espectro de potencia, la cual fue obtenida mediante la Transformada de Fourier de la señal de aceleración y su unidad es equivalente a watios/kilogramos (W/kg).

Adicionalmente a los parámetros acelerométricos citados, también se incluyeron en el estudio los siguientes parámetros (Barthélémy et al. 2009):

- Fuerza de aceleración: la cual se obtuvo mediante la división de la potencia total entre la velocidad. Esta fuerza de aceleración se expresa en newton por kilogramo (N/kg).
- Redistribución de los componentes de la potencia total: estos parámetros representan el porcentaje de cada potencia (potencia dorsoventral, potencia mediolateral y potencia de propulsión) con respecto a la potencia total.

3.3.4. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para el análisis estadístico de los datos electromiográficos y ecográficos se consideró cada lado registrado (derecho/izquierdo) como un músculo independiente, lo que determinó una duplicación de la muestra obtenida (N=10). Este procedimiento se realizó con el objetivo de reducir tanto los costes como número de animales utilizados, lo que atiende a la normativa de bienestar animal. Para atender a la gran variabilidad individual existente entre los caballos, todas las variables electromiográficas (*Cheung y col., 1998*) y ecográficas se normalizaron con respecto a la medida del momento inicial (Evaluación Inicial, Semana 0). De esta manera se redujeron estas diferencias, mejorándose la visualización de los datos y consiguiendo una mayor potencia de los test estadísticos. Para el análisis de los datos se utilizó el análisis de medias repetidas.

Para el análisis de acelerometría la muestra se mantuvo en 5 caballos (N=5) y se aplicó un test T de Student. La acelerometría ha demostrado gran repetibilidad en el análisis estadístico, por lo que a pesar de que se realizaron las medidas tanto de los datos brutos como los normalizados, como los resultados son similares, sólo se presentan los datos brutos, a fin de facilitar su comprensión.

4. Resultados

Los resultados y el estudio estadístico se realizó con datos relativos a la evaluación inicial, aun así por si fuera de interés, se ofrecen los datos brutos de las mediciones de electromiografía de superficie, ecografía e intensidad de corriente aplicada diaria en el Anexo.

4.1. ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE

4.1.1. PRUEBA DE ESFUERZO

En la prueba de esfuerzo no se encontraron diferencias significativas en la variable del área bajo la curva del RMS (PE Área) entre la evaluación inicial (Semana 0), evaluación mitad (Semana 6) y evaluación final (Semana 13). El valor máximo del RMS de la prueba de esfuerzo (PE Max) fue significativamente menor en la evaluación mitad con respecto a la evaluación inicial y final con una $p \leq 0,05$ (Tabla 11; Grafica 1).

Tabla 11. Variables PE Área y PE Max de la prueba de esfuerzo con estimulación digital.

		Inicial	Mitad	Final
PE Área	Media \pm SEM	1,00	0,65 \pm 0,14	6,04 \pm 4,78
PE Max	Media \pm SEM	1,00 ^b	0,53 \pm 0,10 ^{ac}	1,23 \pm 0,22 ^b

PE Área: área media en un tiempo de un segundo del RMS

PE Max: valor máximo del RMS de la prueba de esfuerzo

a: estadísticamente significativo con respecto a la Evaluación Inicial con $p \leq 0,05$

b: estadísticamente significativo con respecto a la Evaluación Mitad con $p \leq 0,05$

c: estadísticamente significativo con respecto a la Evaluación Final con $p \leq 0,05$

Tabla 12. Variables del análisis espectral de la frecuencia en los momentos inicial y final.

Momento		Inicial	Final
MF	Media \pm SEM	1,00 ^c	1,37 ^a \pm 0,13

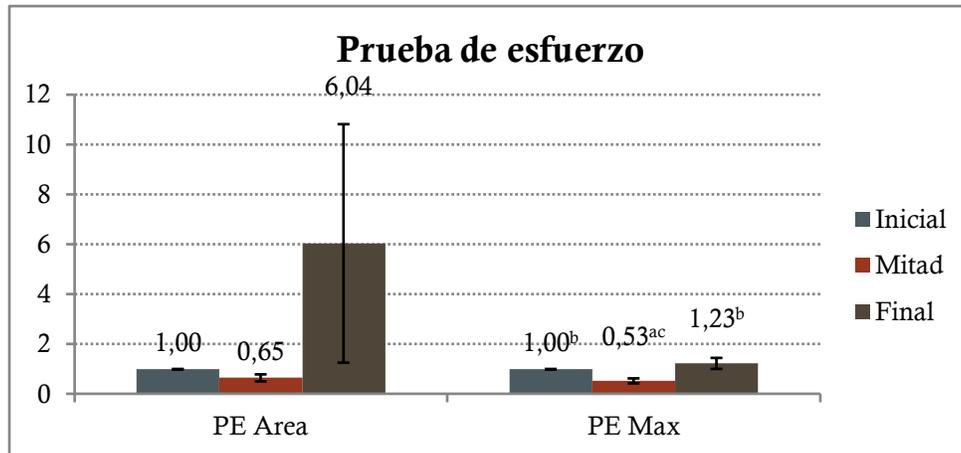
MF: Frecuencia de la Mediana

a: estadísticamente significativo con respecto a la Evaluación Inicial con $p \leq 0,05$

b: estadísticamente significativo con respecto a la Evaluación Mitad con $p \leq 0,05$

c: estadísticamente significativo con respecto a la Evaluación Final con $p \leq 0,05$

En el análisis espectral de frecuencia encontramos un aumento estadísticamente significativo de la variable Mediana de la Frecuencia (MF) entre la evaluación inicial y final con una $p \leq 0,05$. No se muestran los datos de la evaluación mitad por ser estadísticamente inconsistentes y presentar gran variabilidad entre los individuos (Tabla 12; Gráfica 2).



Gráfica 1. Representación gráfica de las variables PE Área y PE Max en los momentos inicial, mitad y final.

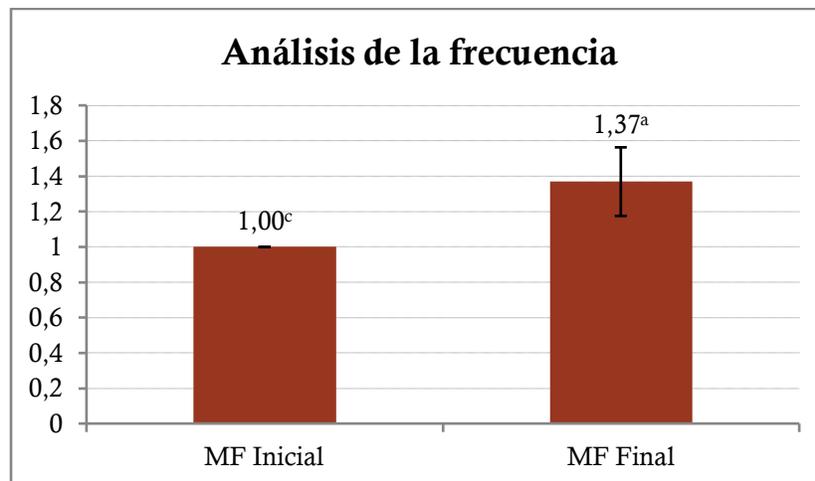
PE Área: área media en un tiempo de un segundo del RMS

PE Max: valor máximo del RMS de la prueba de esfuerzo

a: estadísticamente significativo con respecto a la Evaluación Inicial con $p \leq 0,05$

b: estadísticamente significativo con respecto a la Evaluación Mitad con $p \leq 0,05$

c: estadísticamente significativo con respecto a la Evaluación Final con $p \leq 0,05$



Gráfica 2. Representación gráfica de la variable Frecuencia de la Mediana (MF) en los momentos inicial y final.

a: estadísticamente significativo con respecto a la Evaluación Inicial con $p \leq 0,05$

c: estadísticamente significativo con respecto a la Evaluación Final con $p \leq 0,05$

4.1.2. PRUEBA DE ESTIMULACIÓN MUSCULAR TRANSCUTÁNEA

En la prueba de estimulación transcutánea se encontró un aumento estadísticamente significativo del área bajo la curva del RMS (NMES Área) en la evaluación final con respecto a las evaluaciones inicial y mitad y una disminución también estadísticamente significativa en la evaluación mitad con respecto a las evaluaciones inicial y final con una $p \leq 0,05$. En el valor máximo del RMS (NMES Max) se encontró un aumento significativo en la evaluación mitad y final con respecto a la evaluación inicial con una $p \leq 0,05$, pero no entre las evaluaciones mitad y final (Tabla 13; Gráfica 3).

Tabla 13. Variables de la prueba de estimulación muscular con NMES.

		Inicial	Mitad	Final
NMES Área	Media \pm SEM	1,00 ^{bc}	0,94 ^{ac} $\pm 0,01$	2,14 ^{ab} $\pm 0,24$
NMES Max	Media \pm SEM	1,00 ^{bc}	2,08 ^a $\pm 0,20$	2,08 ^a $\pm 0,23$

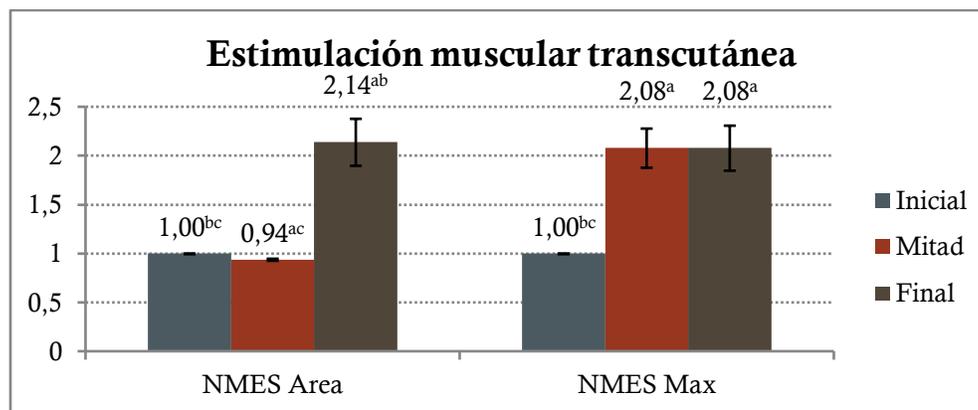
NMES Área: media del área por segundo del RMS en la prueba de estimulación muscular

NMES Max: máximo valor del área del RMS en la prueba de estimulación muscular

a: estadísticamente significativo con respecto a la Evaluación Inicial con $p \leq 0,05$

b: estadísticamente significativo con respecto a la Evaluación Mitad con $p \leq 0,05$

c: estadísticamente significativo con respecto a la Evaluación Final con $p \leq 0,05$



Gráfica 3. Representación gráfica de las variables NMES Área y NMES Max en la Evaluación Inicial, Mitad y Final.

a: estadísticamente significativo con respecto a la Evaluación Inicial con $p \leq 0,05$

b: estadísticamente significativo con respecto a la Evaluación Mitad con $p \leq 0,05$

c: estadísticamente significativo con respecto a la Evaluación Final con $p \leq 0,05$

4.1.3. PRUEBA DE ESTIMULACIÓN MUSCULAR CON AGUJA

En la prueba de estimulación con aguja se encontró un aumento estadísticamente significativo de la variable *peak to peak* de la onda M (P-P) en la evaluación mitad y final con respecto a la evaluación inicial con una $p \leq 0,05$. No se encontraron diferencias significativas entre las evaluaciones mitad y final (Tabla 14; Gráfica 4).

Tabla 14. Medias del valor *peak to peak* en la prueba de estimulación muscular con aguja.

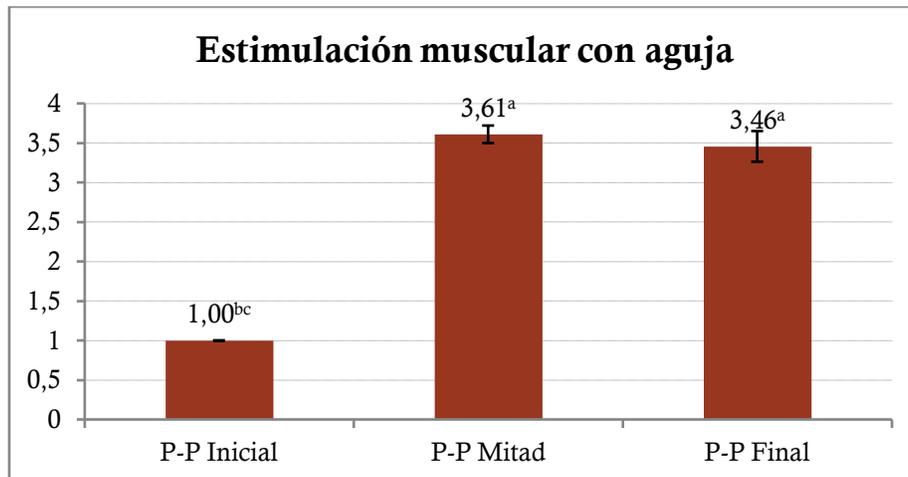
Momento		Inicial	Mitad	Final
P-P	Media \pm SEM	1,00 ^{bc}	3,61 ^a $\pm 0,11$	3,46 ^a $\pm 0,19$

P-P: Valor de *peak to peak* de la onda M

a: estadísticamente significativo con respecto a la Evaluación Inicial con $p \leq 0,05$

b: estadísticamente significativo con respecto a la Evaluación Mitad con $p \leq 0,05$

c: estadísticamente significativo con respecto a la Evaluación Final con $p \leq 0,05$



Gráfica 4. Medias del valor *peak to peak* (P-P) en los momentos inicial, mitad y final.

a: estadísticamente significativo con respecto a la Evaluación Inicial con $p \leq 0,05$

b: estadísticamente significativo con respecto a la Evaluación Mitad con $p \leq 0,05$

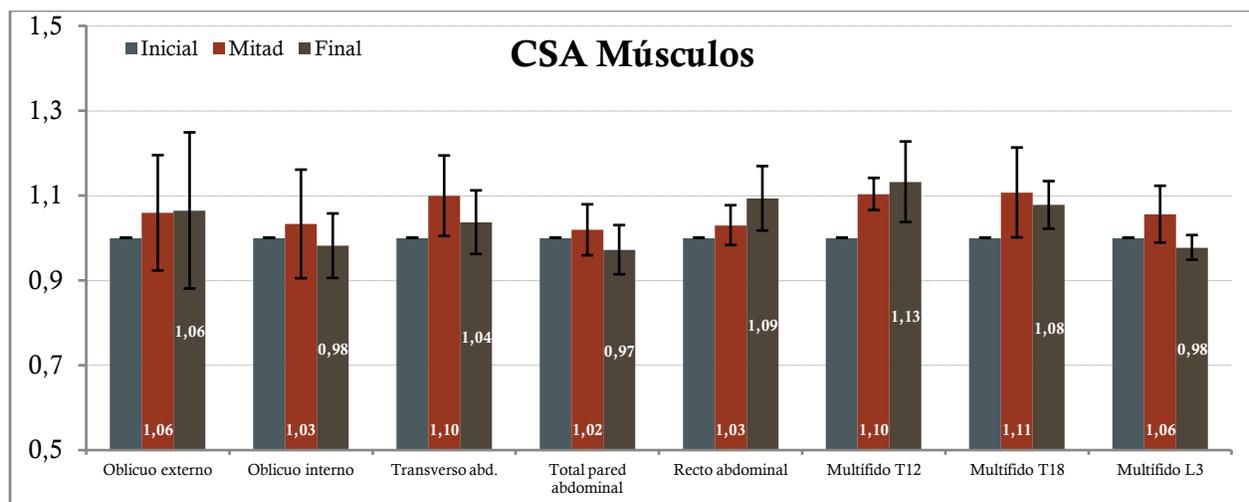
c: estadísticamente significativo con respecto a la Evaluación Final con $p \leq 0,05$

4.2. ECOGRAFÍA

No se encontraron diferencias significativas en la variable *cross sectional area* (CSA) de los diferentes músculos estudiados entre los diferentes momentos del estudio, evaluación inicial (Semana 0), evaluación mitad (Semana 6) y evaluación final (Semana 13) (Tabla 15; Gráfica 5).

Tabla 15. CSA de los músculos incluidos en el estudio en relación al tamaño de la Evaluación Inicial, de las Evaluaciones Inicial, Mitad y Final.

Músculo		Inicial	Mitad	Final
Oblicuo externo	Media ± SEM	1	1,06 ± 0,14	1,06 ± 0,18
Oblicuo interno	Media ± SEM	1	1,03 ± 0,13	0,98 ± 0,08
Transverso abdominal	Media ± SEM	1	1,10 ± 0,10	1,04 ± 0,08
Total pared abdominal	Media ± SEM	1	1,02 ± 0,06	0,97 ± 0,06
Recto abdominal	Media ± SEM	1	1,03 ± 0,05	1,09 ± 0,08
Multífido T12	Media ± SEM	1	1,10 ± 0,04	1,13 ± 0,10
Multífido T18	Media ± SEM	1	1,11 ± 0,11	1,08 ± 0,06
Multífido L3	Media ± SEM	1	1,06 ± 0,07	0,98 ± 0,03



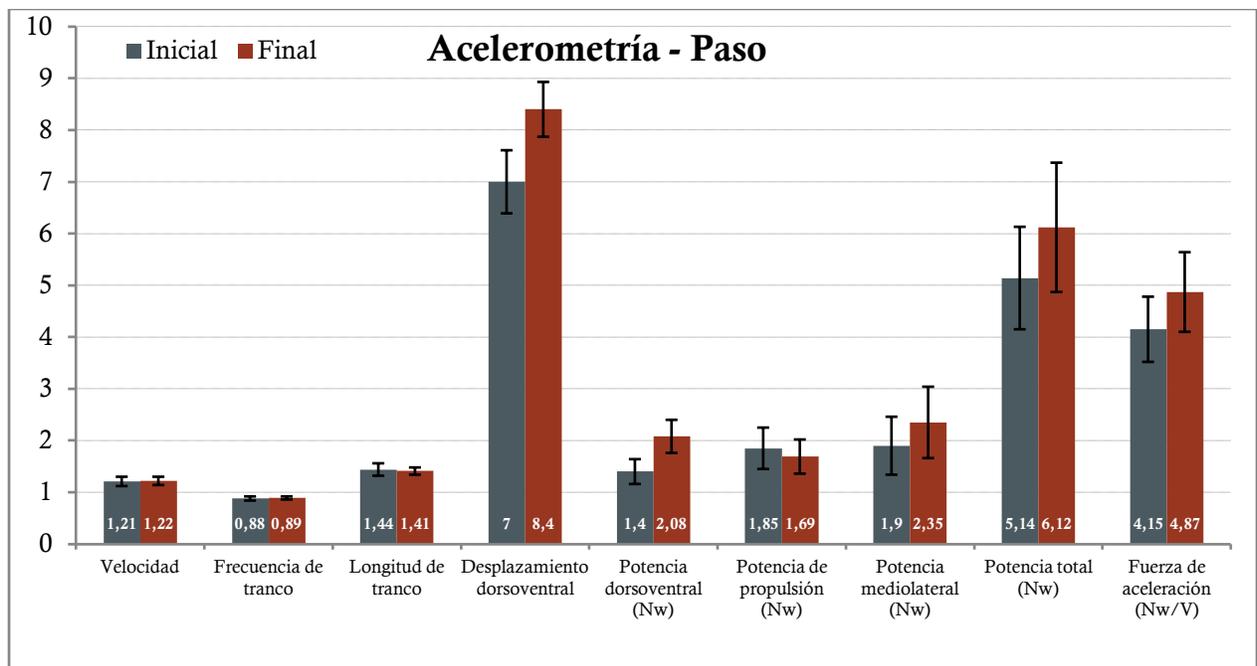
Gráfica 5. Representación gráfica de los cambios en el CSA de los músculos estudiados en las Evaluaciones Inicial, Mitad y Final.

4.3. ACELEROMETRÍA

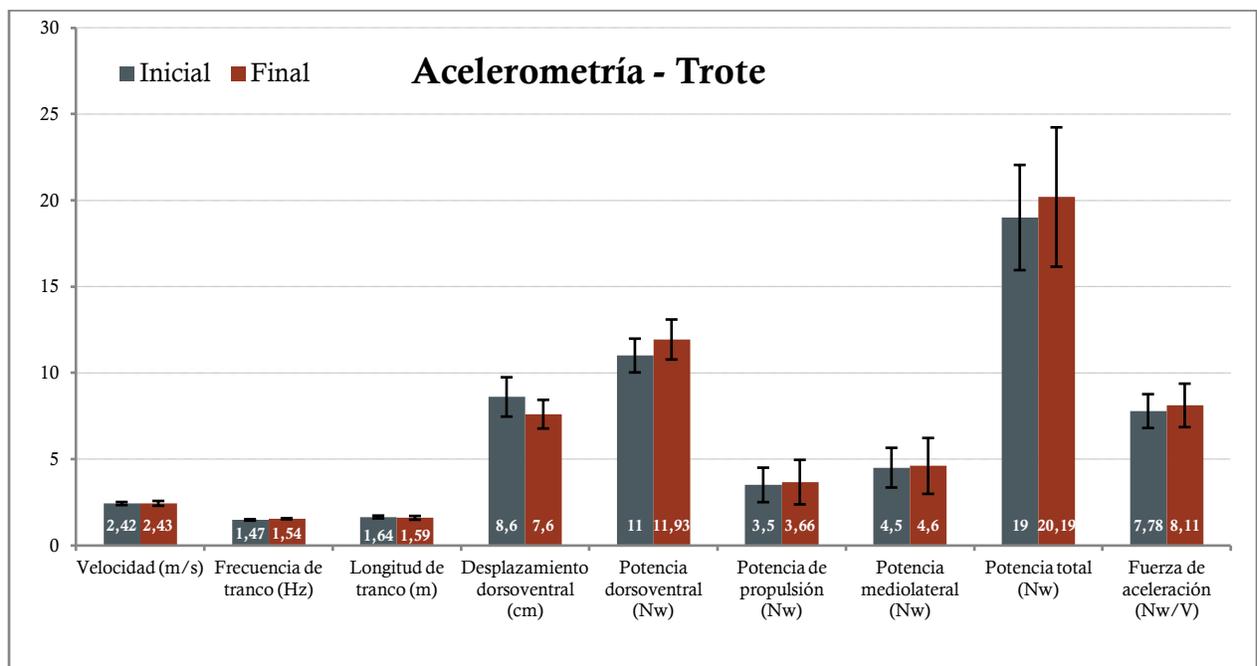
En las variables cinéticas incluidas en el estudio acelerométrico no se encontraron diferencias significativas entre las evaluaciones inicial y final. Se contemplaron las marchas de paso y trote (Tabla 14; Gráficas 6-9).

Tabla 16. Variables cinéticas al trote y al paso en la Evaluación Inicial y Final.

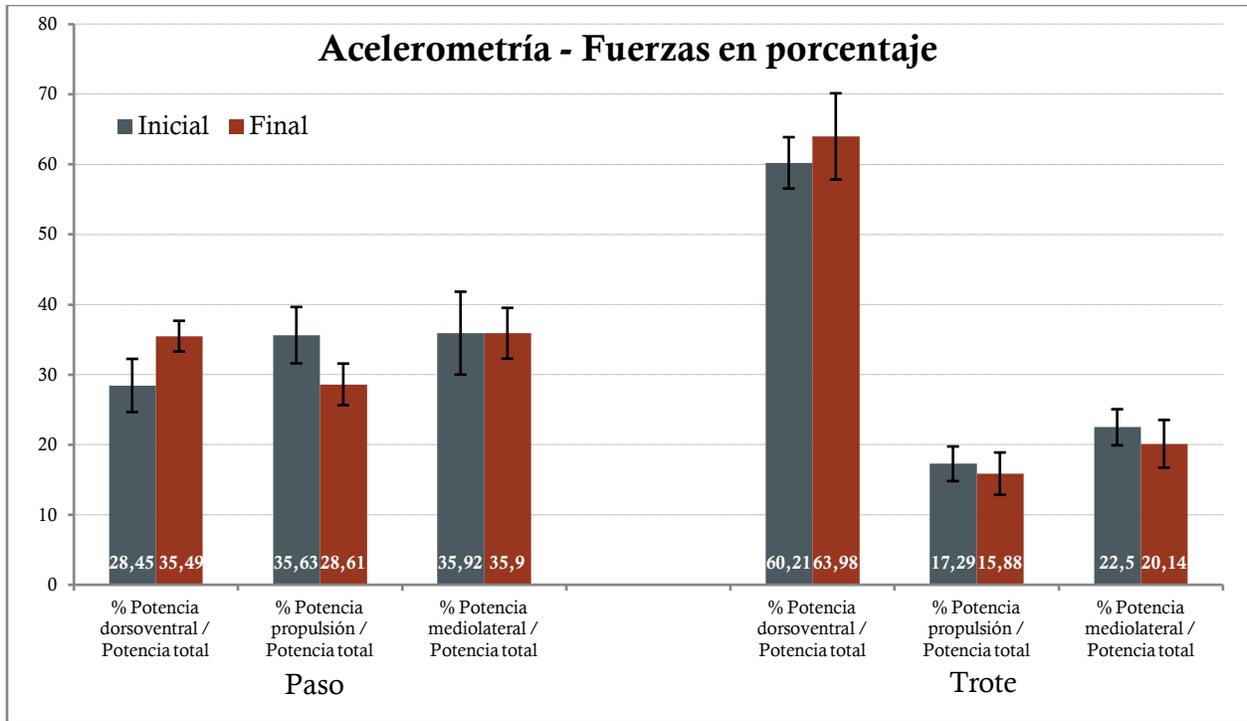
	Media ± SEM	Marcha			
		Paso		Trote	
		Momento entrenamiento Inicial	Momento entrenamiento Final	Momento entrenamiento Inicial	Momento entrenamiento Final
Velocidad (m/s)	Media ± SEM	1,21 ± 0,09	1,22 ± 0,08	2,42 ± 0,09	2,43 ± 0,14
Frecuencia de tranco (Hz)	Media ± SEM	0,88 ± 0,04	0,89 ± 0,03	1,47 ± 0,04	1,54 ± 0,03
Longitud de tranco (m)	Media ± SEM	1,44 ± 0,12	1,41 ± 0,07	1,64 ± 0,08	1,59 ± 0,11
Desplazamiento dorsoventral (cm)	Media ± SEM	7,00 ± 0,61	8,40 ± 0,53	8,60 ± 1,14	7,60 ± 0,83
Potencia dorsoventral (Nw)	Media ± SEM	1,40 ± 0,24	2,08 ± 0,32	11,00 ± 0,98	11,93 ± 1,16
Potencia de propulsión (Nw)	Media ± SEM	1,85 ± 0,40	1,69 ± 0,33	3,50 ± 1,00	3,66 ± 1,29
Potencia mediolateral (Nw)	Media ± SEM	1,90 ± 0,56	2,35 ± 0,69	4,50 ± 1,15	4,60 ± 1,62
Potencia total (Nw)	Media ± SEM	5,14 ± 0,99	6,12 ± 1,25	19,00 ± 3,05	20,19 ± 4,04
Fuerza de aceleración (Nw/V)	Media ± SEM	4,15 ± 0,63	4,87 ± 0,77	7,78 ± 0,98	8,11 ± 1,26
% Potencia dorsoventral / Potencia total	Media ± SEM	28,45 ± 3,80	35,49 ± 2,19	60,21 ± 3,66	63,98 ± 6,15
% Potencia propulsión / Potencia total	Media ± SEM	35,63 ± 4,02	28,61 ± 2,97	17,29 ± 2,47	15,88 ± 3,02
% Potencia mediolateral / Potencia total	Media ± SEM	35,92 ± 5,91	35,90 ± 3,62	22,50 ± 2,57	20,14 ± 3,40
Regularidad	Media ± SEM	299,29 ± 31,31	272,60 ± 21,84	322,40 ± 18,44	313,10 ± 21,83
Simetría	Media ± SEM	.	.	195,90 ± 22,15	217,00 ± 25,30
Estabilidad	Media ± SEM	.	.	518,30 ± 37,30	530,10 ± 38,27



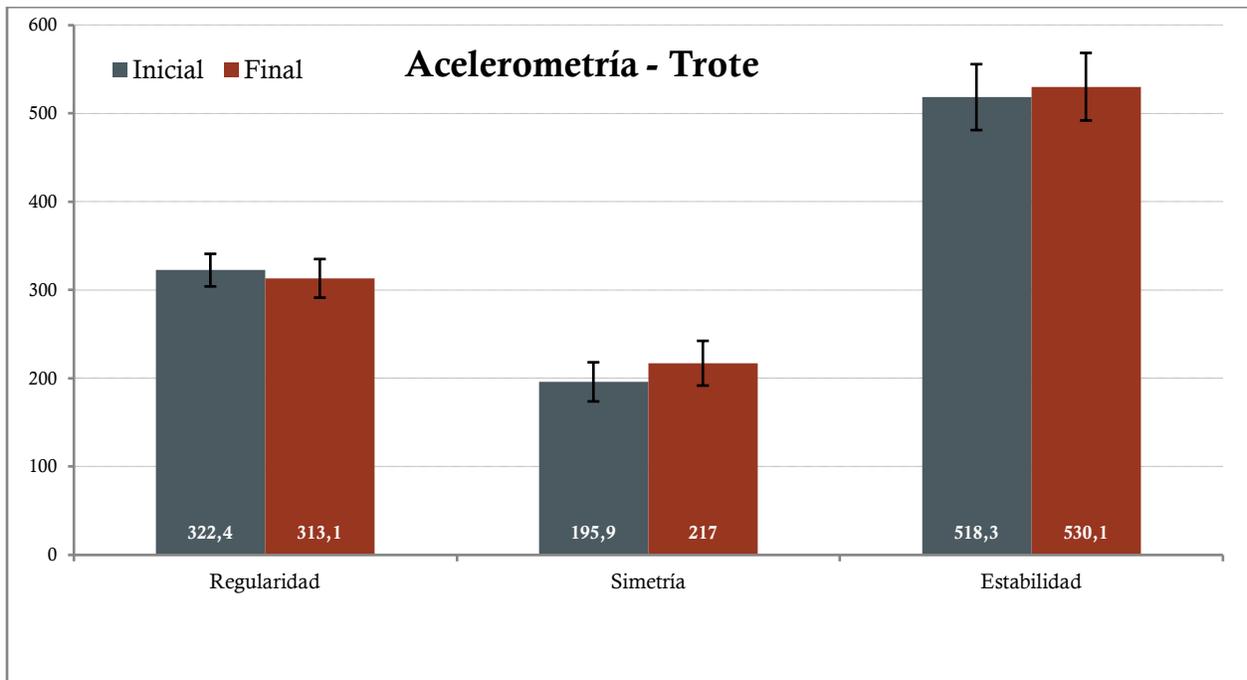
Grafica 6. Representación gráfica de las variables cinéticas al paso en la Evaluación Inicial y Final.



Grafica 7. Representación gráfica de las variables cinéticas al trote en la Evaluación Inicial y Final.



Grafica 8. Representación grafica de las variables cinéticas en porcentaje en relación al total de desplazamiento o fuerza, al paso y al trote, en la Evaluación Inicial y Final.



Grafica 9. Representación grafica de las variables de regularidad, simetría y estabilidad en la Evaluación Inicial y Final al trote.

5. Discusión

La electroestimulación muscular es una herramienta terapéutica descrita en caballos desde hace más de dos décadas (*Bromiley, 1991*). Sin embargo, las pocas publicaciones existentes han sido principalmente descriptivas (*Meallier, 2005; McGowan y col., 2008*) sin entrar a cuantificar sus efectos en caballos. Sólo hemos encontrado una publicación donde se plantearon el objetivo de valorar el posible efecto de la electroestimulación muscular sobre las fibras musculares, a través de la realización de biopsias musculares, sin obtener resultados claros (*Berg y col, 2010*). Por otra parte, el uso de la electromiografía u otras técnicas electrodiagnósticas para valorar el efecto de programas de entrenamiento muscular en caballos sólo se ha encontrado descrito en una ocasión (*Cheung y col., 1998*), encontrando que el músculo extensor digital largo tardaba más tiempo en llegar al punto de fatiga después de un entrenamiento inespecífico. Sin embargo, los autores no encontraron diferencias en el músculo sin fatigar y, a diferencia de nuestro estudio, estos autores utilizaron el RMS para valorar la fatiga muscular, que como hemos explicado anteriormente está más relacionado con la fuerza muscular o el reclutamiento de fibras musculares (*De Luca, 1997*). La posibilidad de valorar diferentes entrenamientos o protocolos de rehabilitación específicos y cuantificar el aumento de la fuerza muscular o la resistencia a la fatiga mediante estas técnicas debe desarrollarse en medicina deportiva veterinaria si se quiere avanzar en objetivos tan importantes como la prevención de cojeras o el diseño de programas de *core training* eficientes.

En los estudios biomecánicos mediante electromiografía de superficie en medicina humana la gran influencia de factores externos así como la gran variabilidad existente entre los sujetos, determina la necesidad de estandarizar los datos para permitir la comparación entre individuos (*Konrad, 2005*). Esta estandarización se logra en medicina humana a través de la normalización de los resultados con respecto a la fuerza máxima con contracciones voluntarias medidas con dinamómetros, contracción voluntaria máxima (MVC) (*Konrad, 2005*). En nuestro caso, debido a la imposibilidad de calcular los valores de MVC individuales para los caballos, optamos por la normalización de los datos respecto a los

valores iniciales obtenidos en cada caso, tanto en el caso de los resultados electromiográficos (*Cheung y col., 1998*) como ecográficos.

Además, dada la inexistencia de estudios electromiográficos parecidos, nos vimos en la necesidad de desarrollar protocolos para la valoración de las contracciones musculares del músculo recto abdominal. Dentro de estos protocolos, la prueba de esfuerzo desarrollada incluyó la ejecución de contracciones abdominales inducidas por una estimulación manual que provocaba flexión lumbosacra. Este movimiento de flexión toracolumbar hace que la musculatura abdominal se contraiga, pudiendo observar de manera cualitativa el movimiento. Aunque no ofrece información fidedigna sobre la fuerza empleada, se asumieron como contracciones máximas cuando la flexión lumbosacra era máxima, cuantificando la contracción muscular mediante la medición y promediación del área bajo la curva del RMS (PE Área), el valor máximo del RMS (PE Max) o la mediana de la frecuencia (MF) en estimulaciones sucesivas. Existen referencias relacionando el límite de movimiento de la columna con los mayores valores de la integrada de la electromiografía de superficie en la musculatura del dorso (*Groesel y col., 2010*) y según nuestra experiencia, esto mismo ocurre en el músculo recto abdominal. Sin embargo, no podemos asumir que mediante el estímulo manual obtengamos una contracción máxima, debido a la individualidad de cada caballo, con diferentes capacidades de flexión y sensibilidades a la estimulación manual (*Henson, 2013*), a la imposibilidad de una contracción total voluntaria en estación y a diferencias de intensidad en el estímulo, a pesar de que en este trabajo se realizaron siempre por el mismo investigador. Debido a esto, se incluyeron dos protocolos más basados en contracciones estimuladas eléctricamente mediante impulsos controlados y generados a tal efecto: la prueba de estimulación muscular transcutánea y la prueba de estimulación muscular con aguja. Tanto el estudio de la contracción muscular evocada eléctricamente mediante el estimulador muscular transcutánea como mediante la estimulación con aguja han permitido estandarizar y cuantificar de forma clara y sencilla los datos, al igual que ocurre en medicina humana (*Hainaut y Duchateau, 1989; Merletti y col., 1992*), lo que las convierte en pruebas idóneas en caballos para estudiar los cambios electromiográficos y funcionales producidos por el entrenamiento. En nuestro caso hemos valorado un entrenamiento con electroestimulación muscular, pero estas pruebas pueden ser

de utilidad también en aquellos programas de entrenamiento mediante ejercicios controlados específicos.

Estos protocolos de pruebas que hemos desarrollado pueden resultar de utilidad para la implementación de las técnicas de valoración cuantitativa de los cambios neuronales y funcionales producidos sobre los músculos en protocolos aplicados en medicina deportiva equina o rehabilitación. Y sin duda abren una línea de investigación de gran utilidad tanto en el ámbito clínico como en el investigador (*Merletti y col., 1992*).

El programa de NMES fue escogido en base a los estudios de medicina humana en los que se actuaba sobre la musculatura abdominal y las recomendaciones de *Meallier* (2005). Aplicamos 5 sesiones semanales (*Alon y Taylor, 1997; Porcari y col., 2005; Olson, 2014*) al igual que *Berg* y colaboradores (2010) en el programa que aplicaron en caballos. En cuanto a la frecuencia optamos por una estimulación de la musculatura más orientada a la resistencia, ya que la musculatura abdominal tiene un gran componente postural, al no encontrarse una referencia clara al respecto, ya la mayoría de los autores utilizaron frecuencias entre 30 y 50 Hz para el estímulo de los abdominales (*Alon y col., 1987; Alon y Taylor, 1997; Coghlan y col., 2011; Miura y col., 2012; Olson, 2014*). Encontramos buena tolerancia en todo el periodo de entrenamiento y la sencillez del procedimiento permitiría su aplicación por parte de un entrenador o un cuidador. Observamos que fue necesario incrementar la intensidad de la corriente utilizada en el programa de electroestimulación, al igual que ocurre en medicina humana en la que en los tratamientos prolongados los individuos tienden a tolerar intensidades mayores según avanzan las sesiones (*Selkowitz, 1985*) (Anexo, Gráfica 10).

En nuestro estudio, los resultados electromiográficos ofrecen cambios notables en todas las pruebas y parámetros medidos, tanto en aquellas orientadas a valorar el aumento de la fuerza muscular, para lo que se estudiaron variables de amplitud como son el área del RMS y el valor máximo del RMS (*De Luca, 1997; Konrad, 2005*), como en la prueba para valorar la resistencia a la fatiga, que se determinó con el análisis del espectro de frecuencia mediante la mediana de la frecuencia (*De Luca, 1997; Colborne y col., 2001; Konrad, 2005*).

En la prueba de esfuerzo (Tabla 11) no obtuvimos cambios significativos en el área bajo la curva (PE Área) en todo el periodo de entrenamiento. Sin embargo, en la Gráfica 1 podemos observar un aumento evidente de sus valores en la evaluación final, 6 veces mayor que en la evaluación inicial, aunque la gran variabilidad existente puede haber sido la responsable de la ausencia de diferencias significativas. Como hemos comentado anteriormente la gran variabilidad entre caballos en la voluntad de contracción, la sensibilidad, así como la capacidad de flexión, hacen difícil la estandarización de esta prueba, lo que hace razonable sugerir que aunque los datos no sean estadísticamente significativos existe un cambio provocado por el programa de entrenamiento sobre la reacción a la estimulación manual. Dada la influencia clara de las diferencias individuales y la dificultad de conseguir una contracción cuantificable, este protocolo no parece ser absolutamente fiable en caballos para valorar los cambios electromiográficos, y se recomienda la utilización de otras de las pruebas evaluadas en el estudio. Aun así, sí existe una clara y definida respuesta, con un aumento estadísticamente significativo del 37% del valor de MF en el análisis espectral de la frecuencia entre el momento inicial y el momento final en esta prueba (Tabla 12). El MF aumenta cuando el músculo es más resistente a la fatiga (*De Luca, 1997*). Colborne y colaboradores (2001) determinaron que el MF desciende cuando el músculo se fatiga, encontrando una disminución de hasta un 36% en el músculo deltoides del caballo al fatigarlo tras un galope intenso y continuado. En medicina humana este parámetro ha sido utilizado junto con otras variables para valorar la debilidad muscular como consecuencia de una cirugía o también para valorar la recuperación del músculo con el entrenamiento (*Sung, 2003; Drechsler y col., 2006*). Los datos obtenidos en nuestro estudio nos permiten afirmar que el programa de electroestimulación ha sido capaz de mejorar la resistencia a la fatiga muscular, ya que la MF mantiene un valor más alto en el tiempo durante contracciones musculares repetidas.

En la prueba de estimulación muscular transcutánea los valores de las variables NMES Área y NMES Max aumentaron de manera significativa en la evaluación final del estudio con respecto a su valor inicial. Estos resultados determinan que ante el mismo estímulo eléctrico, tras el programa de entrenamiento aplicado, el músculo recto abdominal fue capaz de reclutar un mayor número de unidades motoras y producir una contracción

más fuerte. Este resultado se corrobora en la prueba de estimulación muscular con aguja, donde la variable P-P también aumenta significativamente al final del programa de entrenamiento de electroestimulación muscular con respecto a la evaluación inicial previa al entrenamiento. Por tanto, la respuesta del músculo ante un mismo estímulo en ambas pruebas y tras 12 semanas de entrenamiento presentó un mayor reclutamiento de unidades motoras, lo que electromiográficamente se refleja en términos de amplitud máxima conseguida en las variables NMES Max y P-P, y mayor fuerza muscular generada, expresado electromiográficamente en la variable NMES Área (*De Luca, 1997; Konrad, 2005*).

Por todo lo explicado en anteriores párrafos, nuestros resultados coinciden con los resultados obtenidos en medicina humana en los que programas de entrenamiento mediante electroestimulación muscular producen cambios electromiográficos en sentido similar a los nuestros (*Duchateau y Hainaut, 1988; Colson y col., 2000 y 2009; Maffiuletti y col. 2002; Gondin y col., 2006; Miura y col., 2012*), permitiendo validar esta técnica en caballos.

Las valoraciones realizadas a mitad del entrenamiento de la prueba de estimulación muscular transcutánea (Evaluación Mitad, Semana 6) no ofrecen resultados concluyentes en cuanto a una mejoría de la contracción muscular en fuerza o resistencia a la fatiga y en algunos casos se evidencian resultados inconsistentes o de difícil interpretación. En este sentido, en el caso de la variable MF evaluada en la prueba de esfuerzo, no hemos ofrecido los datos de la evaluación mitad por su altísima variabilidad, que los hacían estadísticamente inconsistentes. Los datos de amplitud, PE área, PE Max, NMES Área, NMES Max y P-P, no son concordantes con los valores de referencia basales y del final del entrenamiento, demostrando además mucha variabilidad individual. Creemos que estos resultados de difícil interpretación podrían deberse al agotamiento muscular intrínseco, debido al aumento de actividad al que se sometió al músculo durante la semana 6 de trabajo sin que éste estuviera aún adaptado fisiológicamente. Además, y en este mismo sentido, puede haber ocurrido que se haya producido una interferencia entre el programa de entrenamiento y las pruebas de electromiografía de superficie, ya que las evaluaciones iniciales y finales no se llevaron a cabo durante la ejecución del programa de electroestimulación, sino una semana antes y después de finalizado el entrenamiento respectivamente, mientras que para la evaluación mitad, desarrollada durante la semana 6,

se mantuvo el programa de electroestimulación. Estos factores podrían explicar que los datos en esta evaluación hayan sido estadísticamente menores en la prueba de esfuerzo, ya que son contracciones inducidas manualmente y obtendríamos una falta o incapacidad de alcanzar la contracción buscada por falta de energía o adaptación (*Drechsler y col., 2006*). Cuando observamos las pruebas de estimulación muscular existe un aumento significativo en las variables NMES Max y P-P en el momento mitad con respecto al momento inicial, pero un descenso ligero aunque significativo en la variable NMES Área. Dado que el área representa la energía y está relacionada con la fuerza muscular (*De Luca, 1997*) y los valores de NMES Max y P-P están más relacionados con la capacidad de reclutamiento de unidades motoras (*Merletti y col., 1992*) es posible que la musculatura fuera incapaz de producir una contracción muscular con la misma fuerza, aunque al ser una contracción inducida eléctricamente si respondiera con un aumento de reclutamiento de fibras musculares debido al entrenamiento, que en este momento se encontraba en la 6ª semana.

En cuanto a los posibles cambios morfológicos musculares inducidos por el entrenamiento y establecidos mediante la valoración ecografía del CSA, no encontramos diferencias significativas en ninguno de los músculos evaluados entre los diferentes tiempos considerados (Tabla 15). Al haber sido el recto abdominal el músculo de elección para el programa de estimulación muscular, cuyo efecto ha sido validado al presentar aumento de la fuerza y la resistencia a la fatiga demostradas mediante electromiografía de superficie, cabría esperar hipertrofia muscular (*Gibson y col., 1988; Turostowski y col., 1992; Ruther y col., 1995; Suetta y col., 2004; Gondin y col., 2005; Herrero y col., 2006; Miura y col., 2012*). Con respecto al resto de músculos abdominales, en un estudio de medicina humana, *Miura y colaboradores (2012)* tampoco encontraron diferencias significativas en el CSA de los músculos oblicuo externo abdominal, oblicuo interno abdominal y transversos evaluados por tomografía computerizada tras el seguimiento de un programa de electroestimulación muscular abdominal de 8 semanas. Sin embargo, estos autores si encontraron un incremento significativo del CSA en el músculo recto abdominal tras este entrenamiento respecto al grupo control. Si bien nosotros no hemos encontrado este incremento significativo en el músculo recto abdominal, sí hemos evidenciado, como se observa en la gráfica 5, un incremento en las mediciones de dicho músculo.

Se debe mencionar que en la elección del programa de estimulación muscular se escogieron los parámetros orientados a incrementar la resistencia a la fatiga, con una frecuencia de corriente de 40 Hz (*Meallier, 2005; Gorgey, 2009; Benito Martínez, 2013*). Este hecho se escogió debido a la naturaleza de la musculatura abdominal, con una función predominantemente postural, más relacionada con la resistencia que con la potencia. En medicina humana la aplicación de programas de resistencia no inducen hipertrofia en la musculatura, a diferencia de la obtenida por los programas centrados en el aumento de la potencia muscular (*Reeves y col., 2004*). Es posible que la falta de hipertrofia observada en nuestro estudio quede explicada así mismo por este hecho.

Así mismo, cabe destacar que para la medida del CSA de los diferentes músculos abdominales se adaptaron los protocolos de medicina humana (*Costa y col., 2009*) ya que no encontramos referencias en caballos para determinar la zona más adecuada para su medición. Para el músculo recto abdominal la medición fue sencilla y factible, sin encontrar dificultades más allá de las diferencias individuales de grosor y presencia de grasa subcutánea. Sin embargo, durante la ejecución de la medición del CSA de los músculos transverso abdominal, oblicuo interno y oblicuo externo, nos dimos cuenta de que en el caballo la medición del CSA de estos músculos conlleva mayor complejidad que en medicina humana, debido a la diferente orientación de las fibras, el movimiento respiratorio, la posición en estación y las referencias anatómicas menos definidas. Por esta razón creemos que es necesario desarrollar nuevos protocolos estandarizados y específicamente diseñados para caballos en los que la medición del CSA de estos músculos puedan aportar datos fiables.

En la valoración de la musculatura multífida tampoco hemos evidenciado un incremento significativo del CSA tras el programa de entrenamiento en ninguna de las áreas evaluadas (T12, T18 y L3). Sin embargo, y al igual que ocurre con el músculo recto abdominal, si se observa, como muestra la Gráfica 5, un incremento en las mediciones del CSA de los músculos multífidos en la zona correspondiente a la proyección de la vertebra torácica T12. En medicina humana no todos los autores determinan que los protocolos de rehabilitación específicos de columna consigan la hipertrofia de la musculatura multífida (representado por un incremento en su CSA) (*Rainville y col., 2004*) y autores que han

demostrado el aumento del CSA de los multifidos mediante protocolos de rehabilitación específicos realizaron sus estudios en pacientes con lumbalgia (*Danneels y col., 2001; Hides y col., 2008*). Además debemos tener en cuenta que aquellos estudios en los que se aplicó un programa de NMES sobre la musculatura abdominal y encontraron mejoría clínica en la estabilidad de la columna, no valoraron el CSA de la musculatura mutífida y se realizaron con individuos con patologías previas (*Park y col., 2001; Coghlan y col., 2011; Miura y col., 2012*). Estos datos ponen de manifiesto que existe la posibilidad de que nuestro protocolo, si bien no ofrece resultados significativos en animales sanos, podría ser beneficioso para caballos en rehabilitación con problemas de dorso preexistentes, al igual que ocurre en medicina humana.

En caballos el uso de programas de entrenamiento específicos mediante ejercicios de flexión, extensión y lateralización voluntaria de la zona cervical y torácica ha demostrado incrementar el CSA de los músculos multifidos tanto en équidos en estación (*Stubbs y col., 2011*) como en caballos en entrenamiento (*Tabor y col., 2012*). En nuestro caso, la falta de hipertrofia evidenciada en esta musculatura puede responder a la falta de combinación de nuestro programa de electroestimulación con ejercicios voluntarios o entrenamiento. En medicina humana *Danneels y colaboradores (2001)* determinaron la necesidad de combinar estos ejercicios de contracción muscular estática con actividad dinámica voluntaria para lograr cambios significativos en la musculatura multífida. *Tabor y colaboradores (2012)* combinaron estos ejercicios con un entrenamiento y *Stubbs y colaboradores (2011)* aplicaron en su estudio ejercicios con movimientos espacialmente más complejos, incluyendo lateroflexión y rotación de manera activa. En nuestro caso puede que el programa de estimulación muscular propuesto no haya actuado sobre la estabilidad de la musculatura multífida al producir movimientos en un sólo plano, flexión y extensión toracolumbar, y de manera inducida.

Otra causa que podría explicar por qué no hemos encontrado cambios relacionados con el entrenamiento, como el aumento del CSA en los músculos multifidos es que la estimulación del recto abdominal no estuviera implicada en la activación de la musculatura multífida . El recto abdominal ha demostrado estar implicado en la estabilidad del raquis en el caballo (*Robert y col., 1998; Wakeling y col., 2007*), pero ha sido la estimulación muscular de

los músculos transverso abdominal y el oblicuo interno abdominal el que ha demostrado desencadenar una mayor estabilización de la columna en medicina humana, valorándose diferentes áreas de estimulación muscular sobre los abdominales para conseguir este objetivo (*Baek y col., 2011*). Este hecho pone de manifiesto que al igual que ocurre en medicina humana, podría ser necesario la estimulación de otros músculos abdominales diferentes al músculo recto abdominal para conseguir este efecto de estabilidad vertebral a través de la hipertrofia de la musculatura multífida.

Además, debemos mencionar como limitación de nuestro estudio, la dificultad que hemos encontrado a la hora de ejecutar la medición ecográfica precisa de los músculos multífidos en nuestra población, caracterizada por una alta variabilidad en cuanto a su condición física, volumen de grasa subcutánea y tamaño, que han hecho realmente difícil la valoración de los resultados. Sin embargo, hay que mencionar que la técnica de valoración ecográfica de la musculatura multífida (a través de la medición del CSA) ha sido validada por varios autores (*McGowan y col., 2007; Stubbs y col., 2010 y 2011; Tabor y col., 2012*), si bien, mencionamos que en el caso de la población de Pura Raza Español su valoración es más compleja debido a sus condiciones raciales particulares.

En medicina humana se sabe que los cambios electromiográficos ocurren antes que los cambios estructurales (*Gondin y col., 2005*). Los estudios en medicina humana establecen un mínimo de 4 a 8 semanas para la aparición de estos cambios estructurales como es la hipertrofia (*Gondin y col., 2005*). La falta de resultados significativos en el incremento del CSA de la musculatura evaluada, a pesar de que ha se producido una tendencia al incremento del CSA en el músculo recto abdominal y el músculo multífido a nivel de T12, podría deberse a que no hayamos mantenido el tiempo suficiente el programa de entrenamiento. Sin embargo, en caballos los estudios de entrenamiento mediante ejercicios específicos ponen de manifiesto que 12 semanas son suficientes para aumentar el CSA de los músculos multífidos (*Stubbs y col, 2011*), por lo que en principio nuestro tiempo de entrenamiento debería haber sido suficiente, a no ser que los programas de electroestimulación muscular requieran de un mayor tiempo de seguimiento.

En cualquier caso, y a pesar de que no siempre este tipo de programas producen hipertrofia de la musculatura multífida en medicina humana (*Rainville y col., 2004*), son

varios los autores que demuestran el efecto de la electroestimulación muscular abdominal en casos de lumbalgias en términos de mejora de la postura y la estabilidad del tronco y de la columna vertebral (*Park y col., 2001; Porcari y col., 2001; Baek y col., 2014*), y como consecuencia consiguen una mejoría clínica (*Rainville y col., 2004*), disminuyen el porcentaje de recaídas (*Hides y col., 2001, 2008*) y logran beneficios a largo plazo (*O'Sullivan y col., 1997*).

En nuestro caso no hemos obtenido diferencias significativas entre la evaluación inicial y final en ninguna de las variables consideradas en los estudios acelerométricos. Sin embargo, en nuestra opinión creemos que se debería continuar explorando esta posibilidad ya que la acelerometría ha demostrado ser un medio económico y eficaz de valorar la estabilidad, regularidad y simetría (*López-Sanroman y col., 2012, 2013, 2014 y 2015*). Son varias las razones valoradas que han podido determinar la ausencia de resultados significativos en estos parámetros. En primer lugar hay que considerar que en nuestro caso hemos trabajado con animales sanos que en principio no presentaban patología dorsal. En este sentido, y al igual que en el caso de la ecografía, no podemos descartar la posibilidad de que si se hubiesen realizado las pruebas en caballos con patologías previas, la consecución de una estabilización de la musculatura dorsolumbar podría haberse puesto de manifiesto con esta técnica. Como hemos comentado previamente, autores de medicina humana determinan la necesidad de combinar los programas de ejercicios estáticos con ejercicios dinámicos para lograr el fortalecimiento muscular adecuado (*Danneels y col., 2001*). La ausencia de patología previa en los caballos utilizados, así como la no combinación de nuestro programa de entrenamiento con un ejercicio voluntario puede haber estado relacionado con la ausencia de diferencias significativas en los parámetros acelerométricos analizados.

Así mismo, y al igual que lo comentado anteriormente con el caso de los cambios morfológicos musculares, puede que sea necesario un mayor tiempo de entrenamiento muscular para que los cambios observados electromiográficamente en el caballo se evidencien como cambios morfológicos y biomecánicos.

Otra de las razones que hemos valorado para explicar la falta de resultados es la colocación del sensor triaxial de registro. Durante la ejecución de la valoración acelerométrica se siguieron las pautas recomendadas de colocación de los sensores (*Barrey, 1999*), sin embargo, en nuestro caso creemos que hubiera sido más adecuado situar el sensor

triaxial en una zona más sensible a los movimientos de la zona torácica como podría ser el ápex del esternón.

Tanto por la evidencia científica existente en medicina humana como por todos los factores anteriormente citados, creemos que no se debe descartar la posibilidad de que programas similares al estudiado en nuestro trabajo consigan cambios en la musculatura estabilizadora del raquis y que, como consecuencia, podrían tener un efecto sobre la estabilidad y control postural, produciendo cambios acelerométricos. Por ello, estos autores recomiendan que se continúe explorando la posibilidad de incluir la acelerometría como un método no invasivo de valoración de programas de entrenamiento orientados a mejorar la estabilidad y control vertebral del dorso.

Esta tesis abre un campo de estudio basado en el uso de medios diagnósticos o de valoración no invasivos que nos permitan evaluar y monitorizar los cambios producidos por diferentes programas de entrenamiento o rehabilitación y queda patente la necesidad de más estudios científicos donde se exploren diferentes técnicas y protocolos para su aplicación clínica, que nos permitan avanzar en la disciplina de la rehabilitación y medicina deportiva veterinaria.

6. Conclusiones

Por todo lo expuesto y discutido anteriormente podemos llegar a varias conclusiones en base a nuestros resultados:

1. El programa de electroestimulación muscular propuesto en nuestro estudio ha sido efectivo para aumentar la fuerza muscular y la resistencia a la fatiga del músculo recto abdominal.
2. La electromiografía de superficie es útil para valorar cambios funcionales referidos al aumento de la fuerza muscular y la resistencia a la fatiga cuando se valora un programa de entrenamiento o rehabilitación en el caballo. Recomendándose las técnicas de contracción muscular evocada eléctricamente.
3. Estos cambios funcionales y neuronales en la musculatura no se corresponden con cambios estructurales como es el aumento del CSA del músculo recto abdominal.
4. Los movimientos de flexión y la activación mediante electroestimulación muscular durante el periodo de entrenamiento no han producido una hipertrofia de los músculos multifidos.
5. El programa de entrenamiento no ha modificado las variables acelerométricas al paso ni al trote, aunque no se descarta que la acelerometría pueda ser útil para valorar el aumento del control motor del dorso en el caballo.

7. Bibliografía

Abe, T., Kearns, C.F., Manso Filho, H.C., Sato, Y., Sleeper, M., McKeever, K.H. (2004). Acute vascular occlusion in horses: effects on skeletal muscle size and blood flow. *Comparative Exercise Physiology*, 1(4), 239.

Abe, T., Kearns, C.F., Sato, Y., McKeever, K.H. (2006). Muscle, tendon, and somatotropin responses to the restriction of muscle blood flow induced by KAATSU - walk training. *Equine Veterinary Journal*, 38(S36), 345-348.

Adams, G. R., Harris, R. T., Woodard, D., Dudley, G. A. (1993). Mapping of electrical muscle stimulation using MRI. *Journal of applied physiology*, 74(2), 532-537.

Ackermann, R.T., Marrero, D.G., Hicks, K. A., Hoerger, T.J., Sorensen, S., Zhang, P., Herman, W.H. (2006). An evaluation of cost sharing to finance a diet and physical activity intervention to prevent diabetes. *Diabetes Care*, 29(6), 1237-1241.

Alon, G., McCombe, S.A., Koutsantinis, S., Stumphauzer, L.J., Burgwin., K.C., Parent., M.M. and Bosworth, R.A. (1987) Comparison of the effects of electrical stimulation and exercise on abdominal musculature. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 8 , 567-573.

Alon, G. and Taylor, D. J. (1997). Electrically elicited minimal visible tetanic contraction and its effect on abdominal muscles strength and endurance. *European journal of physical medicine & rehabilitation*, 7(1), 2-6.

Álvarez, C.G., Wennerstrand, J., Bobbert, M.F., Lamers, L., Johnston, C., Back, W., Van Weeren, P. R. (2007). The effect of induced forelimb lameness on thoracolumbar kinematics during treadmill locomotion. *Equine veterinary journal*, 39(3), 197.

Andersson, E., Oddsson, L., Grundström, H., Thorstensson, A. (1995). The role of the psoas and iliacus muscles for stability and movement of the lumbar spine, pelvis and hip. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 5(1), 10-16.

Arvidsson, I., Arvidsson, H., Eriksson, E., Jansson, E. (1986). Prevention of quadriceps wasting after immobilization: an evaluation of the effect of electrical stimulation. *Orthopedics*, 9(11), 1519-1528.

Back, W., Clayton, H. M. (2013). *Equine locomotion*. Elsevier Health Sciences.

Baek, S.O., Cho, H.K., Jung, G.S., Son, S.M., Cho, Y.W., Ahn, S. H. (2014). Verification of an optimized stimulation point on the abdominal wall for transcutaneous neuromuscular electrical stimulation for activation of deep lumbar stabilizing muscles. *The Spine Journal*.

Bailey C.J., Rose R.J., Reid S.W.J., Hodgson D.R. (1997). Wastage in the Australian Thoroughbred Racing Industry: A Survey of Sydney Trainers. *Aust. Vet. J.* 75(1): 64-66.

Barrey, E., Hermelin, M., Vaudelin, J.L., Poirel, D., Valette, J.P. (1994). Utilisation of an accelerometric device in equine gait analysis. *Equine Veterinary Journal*, 26(S17), 7-12.

Barrey, E., Auvinet, B., Couroucé, A. (1995). Gait evaluation of race trotters using an accelerometric device. *Equine Veterinary Journal*, 27(S18), 156-160.

Barrey, E. (1999). Methods, applications and limitations of gait analysis in horses. *The veterinary journal*, 157(1), 7-22.

Barrey, E., Evans, S.E., Evans, D.L., Curtis, R.A., Quinton, R., Rose, R.J. (2001). Locomotion evaluation for racing in thoroughbreds. *Equine Veterinary Journal*, 33(S33), 99-103.

Barrey, E., Desliens, F., Poirel, D., Biau, S., Lemaire, S., Rivero, J.L., Langlois, B. (2002). Early evaluation of dressage ability in different breeds. *Equine Veterinary Journal*, 34(S34), 319-324.

Barrey, E., Hincliff, K.W., Geor, R.J., Kaneps, A.J. (2008). Biomechanics of locomotion in the athletic horse. *Equine Exercise Physiology: The Science of Exercise in the Athletic Horse*, 143-165.

Barthélémy, I., Barrey, E., Thibaud, J.L., Uriarte, A., Voit, T., Blot, S., Hogrel, J. Y. (2009). Gait analysis using accelerometry in dystrophin-deficient dogs. *Neuromuscular Disorders*, 19(11), 788-796.

Bax, L., Staes, F., Verhagen, A. (2005). Does neuromuscular electrical stimulation strengthen the quadriceps femoris?. *Sports medicine*, 35(3), 191-212.

Benito-Martínez, E.M. (2013). Combinación simultánea de electroestimulación neuromuscular y pliometría. Un complemento al entrenamiento de velocidad y salto (Tesis doctoral, Universidad de Jaén).

Bergh, A., Nordlöf, H., Essén-Gustavsson, B. (2010). Evaluation of neuromuscular electrical stimulation on fibre characteristics and oxidative capacity in equine skeletal muscles. *Equine Veterinary Journal*, 42(s38), 671-675.

Biau, S., Cochet, J.L. (2006) The economic canter of endurance horses. 7th International Conference on Equine Exercise Physiology Proceedings. p:9

Bogduk, N. and Twomey, L. (1987). The Lumbar muscles and their fascia. In: *Clinical Anatomy of the lumbar Spine*. Churchill and Livingstone Publications pp75-116.

Bromiley, M. W. (1991). *Physiotherapy in veterinary practice*. Blackwell Scientific Publications Ltd.

Brooks, M.E., Smith, E.M., Currier, D.P. (1990). Effect of longitudinal versus transverse electrode placement on torque production by the quadriceps femoris muscle during neuromuscular electrical stimulation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 11(11), 530-534.

Brumagne, S., Lysens, R., Spaepen, A. (1999). Lumbosacral position sense during pelvic tilting in men and women without low back pain: test development and reliability assessment. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 29(6), 345-351.

Chateau, H., Robin, D., Falala, S., Pourcelot, P., Valette, J.P., Ravary, B., Crevier-Denoix, N. (2009). Effects of a synthetic all-weather waxed track versus a crushed

sand track on 3D acceleration of the front hoof in three horses trotting at high speed. *Equine veterinary journal*, 41(3), 247-251.

Cheung, T.K., Warren, L.K., Lawrence, L.M., Thompson, K.N. (1998). Electromyographic activity of the long digital extensor muscle in the exercising Thoroughbred horse. *Equine Veterinary Journal* 30, 251– 255.

Clayton, H.M. (1999). The mysteries of the back. *Dressage Today*. February, p 28.

Clayton, H.M. (2004). *The dynamic horse: A biomechanical guide to equine movement and performance*. Sport Horse Publications.

Coarasa, A., Moros, M.T., Ros, R., Vilarroya, A. (1995). Cronaxias en el ejercicio. *Archivos de Medicina del Deporte*, 12(48), 263-268.

Coarasa Lirón de Robles, A., Moros García, T., Marco Sanz, C., Mantilla Vergel, C. (2000). Beneficio potencial de la electroestimulación neuromuscular del cuádriceps femoral para el fortalecimiento. *Archivos de Medicina del Deporte*, 405-412.

Coghlan, S., Crowe, L., McCarthyPersson, U., Minogue, C., Caulfield, B. (2008). Electrical muscle stimulation for deep stabilizing muscles in abdominal wall. In *Conference proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference (Vol. 2008, p. 2756)*.

Coghlan, S., Crowe, L., McCarthyPersson, U., Minogue, C., Caulfield, B. (2011). Neuromuscular electrical stimulation training results in enhanced activation of spinal stabilizing muscles during spinal loading and improvements in pain ratings. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference (Vol. 2011, pp. 7622-7625)*.

Colborne, G.R., Birtles, D.M., Cacchione, I.C. (2001). Electromyographic and kinematic indicators of fatigue in horses: a pilot study. *Equine Veterinary Journal* 33 (Suppl.), 89–93.

Colson, S., Martin, A., Van Hoecke, J. (2000). Re-examination of training effects by electrostimulation in the human elbow musculoskeletal system. *International journal of sports medicine*, 21(4), 281-288.

Colson, S.S., Martin, A., Van Hoecke, J. (2009) Effects of electrostimulation voluntary isometric training on elbow flexor muscle strength. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 19, 311-319.

Combet, D. (2003). L'Electrostimulation musculaire chez le chien: aspects pratiques-mesures de chronaxies (Tesis doctoral, Université Claude Bernard, Lyon).

Costa, L.O.P., Maher, C.G., Latimer, J., Hodges, P.W., Shirley, D. (2009). An investigation of the reproducibility of ultrasound measures of abdominal muscle activation in patients with chronic non-specific low back pain. *European Spine Journal*, 18(7), 1059-1065.

Currier, D.P. and Mann, R. (1983) Muscular strength development by electrical stimulation in healthy individuals. *Physical Therapy* 63 , 915-921.

Eriksson, E., Häggmark, T., Kiessling, K. H., Karlsson, J. (1981). Effect of electrical stimulation on human skeletal muscle. *International journal of sports medicine*, 2(01), 18-22.

Danneels, L.A., Vanderstraeten, G.G., Cambier, D.C., Witvrouw, E.E., De Cuyper, H. J., Danneels, L. (2000). CT imaging of trunk muscles in chronic low back pain patients and healthy control subjects. *European Spine Journal*, 9(4), 266-272.

Danneels, L.A., Vanderstraeten, G.G., Cambier, D.C., Witvrouw, E.E., Bourgois, J., Dankaerts, W., De Cuyper, H.J. (2001). Effects of three different training modalities on the cross sectional area of the lumbar multifidus muscle in patients with chronic low back pain. *British journal of sports medicine*, 35(3), 186-191.

De Cocq, P., Prinsen, H., Springer, N.C.N., Weeren, P.V., Schreuder, M., Muller, M., Leeuwen, J.V. (2009). The effect of rising and sitting trot on back movements and head - neck position of the horse. *Equine veterinary journal*, 41(5), 423-427.

De Luca, C.J. (1997) The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 13, 135-163.

Delitto, A., Rose, S.J., McKowen, J.M., Lehman, R.C., Thomas, J.A., Shively, R.A. (1988). Electrical stimulation versus voluntary exercise in strengthening thigh musculature after anterior cruciate ligament surgery. *Physical therapy*, 68(5), 660-663.

Delitto, A., Brown, M., Strube, M.J., Rose, S. J., Lehman, R.C. (1989). Electrical stimulation of quadriceps femoris in an elite weight lifter: a single subject experiment. *International journal of sports medicine*, 10(03), 187-191.

Delitto, A., Snyder-Mackler, L. (1990). Two theories of muscle strength augmentation using percutaneous electrical stimulation. *Physical Therapy*, 70 (3), 158-164.

Denoix, J-M. (1998). Diagnosis of the cause of back pain in horses. *Conf. on Eq. Sports Med & Sci*. pp97-110.

Denoix, J-M. (1999). Ultrasonographic evaluation of back lesions. *Vet Clin. North Am. Equine Pract.* 15(1):131-59.

DeSantana, J.M., Walsh, D.M., Vance, C., Rakel, B.A., Sluka, K.A. (2008). Effectiveness of transcutaneous electrical nerve stimulation for treatment of hyperalgesia and pain. *Current rheumatology reports*, 10(6), 492-499.

Drechsler, W.I., Cramp, M.C., Scott, O.M. (2006). Changes in muscle strength and EMG median frequency after anterior cruciate ligament reconstruction. *European journal of applied physiology*, 98(6), 613-623.

Drevemo, S., Dalin, G., Fredricson, I., Hjerten, G. (1980). Equine locomotion: 1. The analysis of linear and temporal stride characteristics of trotting Standardbreds. *Equine veterinary journal*, 12(2), 60-65.

Duchateau, J., Hainaut, K. (1988). Training effects of sub-maximal electrostimulation in a human muscle. *Medicine and science in sports and exercise*, 20(1), 99-104.

Fitzgerald, G.K., Piva, S.R., Irrgang, J.J. (2003). A modified neuromuscular electrical stimulation protocol for quadriceps strength training following anterior cruciate

ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 33(9), 492-501.

Gauthier, J.M., Thériault, B., Thériault, G., Gélinas, Y., Simeneau, J.A. (1992). Electrical stimulation induced changes in skeletal muscle enzymes of men and women. *Med. Sci. Sports Exerc.* 24, 1252-1256.

Gellman, K. (1998). An integrated approach to diagnosing and treating back pain in horses. *Conf. On Eq. Sports Med. & Sci.* pp119-139.

Gibson, J.N., Smith, K. and Rennie, M.J. (1988) Prevention of disuse muscle atrophy by means of electrical stimulation: Maintenance of protein synthesis. *Lancet* 1, 767-770.

Girodroux, M.; Dyson, S.; Murray, R (2009). Osteoarthritis of the thoracolumbar synovial intervertebral articulations: clinical and radiographic features in 77 horses with poor performance and back pain. *Equine Vet J*, 41:130–138.

Gillen, A.; Dyson, S.; Murray, R. (2009). Nuclear scintigraphic assessment of the thoracolumbar synovial intervertebral articulations. *Equine Vet J*, 41:534–540.

Gillis, C., Sharkey, N., Stover, S.M., Pool, R.R., Meagher, D.M., Willits, N. (1995). Ultrasonography as a method to determine tendon cross-sectional area. *American journal of veterinary research*, 56(10), 1270-1274.

Groesel, M., Zsoldos, R.R., Kotschwar, A., Gfoehler, M., Peham, C. (2010). A preliminary model study of the equine back including activity of longissimus dorsi muscle. *Equine Veterinary Journal*, 42(s38), 401-406.

Gondin, J., Guette, M., Ballay, Y., Martin, A. (2005). Electromyostimulation training effects on neural drive and muscle architecture. *Medicine and science in sports and exercise*, 37(8), 1291.

Gorgey, A.S., Black, C.D., Elder, C.P., Dudley, G.A. (2009). Effects of electrical stimulation parameters on fatigue in skeletal muscle. *Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 39(9), 684-692.

Guerin, C. (2011). Evaluation des courants antalgiques TENS par mesure du seuil de sensibilité à la pression au moyen d'un algomètre chez le cheval (Tesis doctoral, Université Claude Bernard, Lyon).

Guyton, A., Hall, J. (2006). Textbook of medical physiology, 11th.

Hainaut, K. and Duchateau, J. (1989) Muscle fatigue, effects of training and disuse. *Muscle Nerve*. 12, 660.

Hainaut, K. and Duchateau, J. (1992) Neuromuscular electrical stimulation and voluntary exercise. *Sports Medicine*. 14, 100-113.

Harman, J. (1999). Tack and Saddle Fit. *Vet. Clin. N. Am: Eq Prac*. 15(1): 247-261.

Henson, F.M. (2013). *Equine back pathology: diagnosis and treatment*. John Wiley & Sons.

Herrero, J.A., Izquierdo, M., Maffiuletti, N.A. and Garcia-López, J. (2006). Electromyostimulation and plyometric training effects on jumping and sprint time. *Int. J. Sports Med*. 27, 533-539.

Herrero, A. J., de Vicuña, O. A. G., Rábago, J. C. M., & García-López, J. (2006). Parámetros de entrenamiento con electroestimulación y efectos crónicos sobre la función muscular. *Archivos de medicina del deporte*, 23 (116), 455-462.

Hides, J.A., Stokes, M.J., Saide, M.J. G.A., Jull, G.A., Cooper, D.H. (1994). Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. *Spine*, 19(2), 165-172.

Hides, J.A., Richardson, C.A. and Jull, G.A. (1996). Multifidus muscle recovery is not automatic following resolution of acute first episode low level pain. *Spine* 21, 2763-2769.

Hides, J.A., Jull, G.A. and Richardson, C.A. (2001). Long term effects of specific stabilizing exercises for first episode low back pain. *Spine* 26, e243-e248.

Hodges, P.W. and Richardson, C.A. (1997). Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Experimental Brain Research*, 114(2), 362-370.

Hodges, P.W. (2001). Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Expt. Brain Res.* 141, 261-266.

Hodges, P.W. (2003a). Core stability exercise in chronic low back pain. *Orthop. Clin. N. Am.* 34, 245-254.

Hodges, P.W. (2003b). Neuromechanical control of the spine. (Thesis) Kongl Carlinska Medico Chirurgiska institutet Stockholm Sweden.

Hodges, P.W., Moseley, G.L., Gabrielsson, A., Gandevia, S.C. (2003). Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. *Experimental Brain Research*, 151(2), 262-271.

Hodges, P., Holm, A.K., Hansson, T., Holm, S. (2006). Rapid atrophy of the lumbar multifidus follows experimental disc or nerve root injury. *Spine*, 31(25), 2926-2933.

Hodges, P., van den Hoorn, W., Dawson, A., & Cholewicki, J. (2009). Changes in the mechanical properties of the trunk in low back pain may be associated with recurrence. *Journal of biomechanics*, 42(1), 61-66.

Hodson-Tole, E. (2006). Effects of treadmill inclination and speed on forelimb muscle activity and kinematics in the horse. *Equine and Comparative Exercise Physiology* 3: 61-72.

Howson, D.C. (1978). Peripheral neural excitability. Implications for transcutaneous electrical nerve stimulation. *Physical therapy*, 58(12), 1467-1473.

Hultman, E., Sjöholm, H., Jäderholm-Ek, I., Krynicki, J. (1983). Evaluation of methods for electrical stimulation of human skeletal muscle in situ. *Pflügers Archiv*, 398(2), 139-141.

Huntington, P.J., Jeffcott, L.B., Friend, S.C.E., Luff, A.R., Finkelstein, D.I. and Flynn, R.J. (1989) Australian stringhalt - epidemiological, clinical and neurological investigations. *Equine vet. J.* 21, 266-273.

Huntington, P.J., Seneque, S., Slocombe, R.F., Jeffcott, L.B., McLean, A. and Luff, A.R. (1991) Use of phenytoine to treat horses with Australian stringhalt. *Aust. vet. J.* 68, 221-224.

Haussler, K.K, Stover S.M. and Willits N.H (1997). Developmental variation in lumbosacropelvic anatomy of Thoroughbred racehorses. *Am. J. Vet. Res.* 58: 1083.

Haussler, K.K. (1999). Chiropractic Evaluation and Management. *Vet. Clin. N. Am.* 15(1): 195-208.

Ishihara, A., Bertone, A.L., Rajala-Schultz, P.J. (2005). Association between subjective lameness grade and kinetic gait parameters in horses with experimentally induced forelimb lameness. *American journal of veterinary research*, 66(10), 1805-1815.

Jansen, M.O., van Raaij, J.A.G.M., van den Bogert, A.J., Schamhardt, H.C., Hartman, W. (1992). Quantitative analysis of computer-averaged electromyographic profiles of intrinsic limb muscles in ponies at walk. *American Journal of Veterinary Research* 53, 2343–2349.

Jeffcott, L.B. (1979). Back problems in the horse - a look at past, present and future progress. *Equine Vet. J.* 11(3): 129-136.

Jeffcott, L.B. (1980). Disorders of the thoracolumbar spine of the horse – a survey of 443 cases. *Equine Vet. J.* 12(4): 197-210.

Jeffcott, L., Dalin, G., Drevemo, S., Fredricson, I., Bjerne, K. and Bergquist, A. (1982). Effect of induced back pain on gait and performance of trotting horses. *Equine Vet. J.* 14(2): 129-133.

Jeffcott, L.B. (1999). Historic perspective and clinical indications. *Vet. Clin. Nth. Am: Equine Practice* 15(1): 1-11.

Kader, D.F., Wardlaw, D., Smith, F.W. (2000). Correlation between the MRI changes in the lumbar multifidus muscles and leg pain. *Clinical radiology*, 55(2), 145-149.

Kaigle, A.M., Sten, M.S., Holm, H. and Hansson, T.H. (1995). Experimental instability in the lumbar spine. *Spine* 20(4): 421-430.

Kalichman, L., Hodges, P., Li, L., Guermazi, A., Hunter, D.J. (2010). Changes in paraspinal muscles and their association with low back pain and spinal degeneration: CT study. *European Spine Journal*, 19(7), 1136-1144.

Kearns, C.F., McKeever, K.H., Kumagai, K., Abe, T. (2002). Fat-free mass is related to one-mile race performance in elite standardbred horses. *The Veterinary Journal*, 163(3), 260-266.

Keegan, K.G., Wilson, D.A., Wilson, D.J., Smith, B., Gaughan, E.M., Pleasant, R.S., Van Harreveld, P.D. (1998). Evaluation of mild lameness in horses trotting on a treadmill by clinicians and interns or residents and correlation of their assessments with kinematic gait analysis. *American journal of veterinary research*, 59(11), 1370-1377.

Keegan, K.G., Yonezawa, Y., Pai, P.F., Wilson, D.A., Kramer, J. (2004a). Evaluation of a sensor-based system of motion analysis for detection and quantification of forelimb and hind limb lameness in horses. *American journal of veterinary research*, 65(5), 665-670.

Keegan, K.G., Arafat, S., Skubic, M., Wilson, D.A., Kramer, J., Messer, N.M., Johnson, G. (2004b). Detection of spinal ataxia in horses using fuzzy clustering of body position uncertainty. *Equine veterinary journal*, 36(8), 712-717.

Keegan, K.G. (2007). Evidence-based lameness detection and quantification. *The Veterinary clinics of North America. Equine practice*, 23(2), 403.

Konrad, P., 2005. *The ABC of EMG: a practical introduction to kinesiological electromyography*. Noraxon INC. USA.

Lake, D.A. (1992) Neuromuscular electrical stimulation - An overview and its application in the treatment of sports injuries. *Sports Med.* 13, 320-336.

Langlois, B., Blouin, C., Barrey, E. (2006) Early criteria for selection of jumping horses. *7th International Conference on Equine Exercise Physiology Proceedings*, p:29

Laughman, R.K., Youdas, J.W., Garrett, T.R., Chao, E.Y. (1983). Strength changes in the normal quadriceps femoris muscle as a result of electrical stimulation. *Physical Therapy*, 63(4), 494-499.

Leach, D., Cymbaluk, N.F. (1986). Relationships between stride length, stride frequency, velocity, and morphometrics of foals. *American journal of veterinary research*, 47(9), 2090-2097.

Leach, D. (1993). Recommended terminology for researchers in locomotion and biomechanics of quadrupedal animals. *Cells Tissues Organs*, 146(2-3), 130-136.

Lee, D.G. (2004). In: *The pelvic Girdle; an approach to the examination and treatment of the lumbopelvic-hip region (3rd Edition)* (Eds) D. Lee, Edinburgh: Churchill Livingstone.

Leleu, C., Bariller, F., Cotrel, C., Barrey, E. (2004). Reproducibility of a locomotor test for trotter horses. *The Veterinary Journal*, 168(2), 160-166.

Leleu, C., Cotrel, C., Barrey, E. (2005). Relationships between biomechanical variables and race performance in French Standardbred trotters. *Livestock Production Science*, 92(1), 39-46.

Licka, T., Frey, A., Peham, C. (2009). Electromyographic activity of the longissimus dorsi muscles in horses when walking on a treadmill. *The Veterinary Journal*, 180(1), 71-76.

Licka, T.F., Peham, C., Frey, A. (2004). Electromyographic activity of the longissimus dorsi muscles in horses during trotting on a treadmill. *American journal of veterinary research*, 65(2), 155-158.

Lindner A, Signorini R, Brero L, Arn E, Mancini R, Enrique A. (2005). Effect of conditioning horses one, two or three times a week with 2 exercise bouts over 100 m at near maximal speed on the thickness of *Musculus supraspinalis* and *extensor carpi radialis*. In: *Proceedings of the Equine Science Society; Tucson, Arizona; 114–116*.

Lindner, A., Signorini, R., Brero, L., Arn, E., Mancini, R., Enrique, A. (2011). Effect of Conditioning Horses One, Two or Three Times a Week with 2 Runs of 100 Meters at Near Maximal Speed on v4. *Journal of Equine Veterinary Science*, 31(5), 238-239.

Liebensm, C. (1996). *Rehabilitation of the Spine (Edition 1)*. Baltimore, Williams and Wilkins.

López-Sanromán, F.J., Holmbak-Petersen, R., Santiago, I., De Segura, I.G., Barrey, E. (2012). Gait analysis using 3D accelerometry in horses sedated with xylazine. *The Veterinary Journal*, 193(1), 212-216.

López-Sanromán, F.J., Holmbak-Petersen, R., Varela, M., del Alamo, A.M., Santiago, I. (2013). Accelerometric comparison of the locomotor pattern of horses sedated with xylazine hydrochloride, detomidine hydrochloride, or romifidine hydrochloride. *American journal of veterinary research*, 74(6), 828-834.

López-Sanromán, F.J., de la Riva Andrés, S., Holmbak-Petersen, R., Pérez-Nogués, M., Jackson, P.F., González, M.S. (2014). An accelerometric measure of the gait pattern in horses after the administration of sublingual detomidine. *Research in veterinary science*, 97(2), 391-396.

López-Sanromán, F.J., Cisneros, D.G., del Arco, M.V., Llorente, I.S., González, M. S. (2015). The use of low doses of acepromazine as an aid for lameness diagnosis in horses: An accelerometric evaluation. *Veterinary and Comparative Orthopaedics in Traumatology*, 28(5), 312-317.

Maffiuletti, N. A., Pensini, M., Martin, A. (2002). Activation of human plantar flexor muscles increases after electromyostimulation training. *Journal of Applied Physiology*, 92(4), 1383-1392.

Maffiuletti, N. A. (2010). Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. *European journal of applied physiology*, 110(2), 223-234.

Martín, J. M. R. (2001). Dosificación en electroterapia. *Fisioterapia*, 23(2), 2-11.

Martín, J. M. R. (2004). *Electroterapia en fisioterapia*. Ed. Médica Panamericana.

Martinson, H. and Stokes, M. (1991). Measurement of anterior tibial muscle size using real-time ultrasound imaging. *Eur. J. Appl. Physiol.* 63: 250-254

Matsuura, A., Irimajiri, M., Matsuzaki, K., Hiraguri, Y., Nakanowatari, T., Yamazaki, A., Hodate, K. (2013). Method for estimating maximum permissible load weight

for Japanese native horses using accelerometer-based gait analysis. *Animal Science Journal*, 84(1), 75-81.

Miura, M., Seki, K., Ito, O., Handa, Y., & Kohzuki, M. (2012). Electrical stimulation of the abdomen preserves motor performance in the inactive elderly: a randomized controlled trial. *The Tohoku journal of experimental medicine*, 228(2), 93-101.

McGowan, C.M., Stubbs, N.C., Jull, G.A. (2007a). Equine physiotherapy: a comparative view of the science underlying the profession. *Equine veterinary journal*, 39(1), 90-94.

McGowan, C.M; Stubbs, N.C.; Hodges, P; Jeffcott, L. (2007b). Back pain in horses: Epaxial musculature. Rural Industries Research and Development Corporation. Australian Government. ISBN 1 74151 515 7, ISSN 1440-6845.

McGowan, C., Goff, L., & Stubbs, N. (Eds.). (2008). *Animal physiotherapy: assessment, treatment and rehabilitation of animals*. John Wiley & Sons.

Meallier, E. (2005). *Determination experimentale des chronaxies des principaux muscles superficiels du cheval. Application a l'electromyostimulation en physiotherapie et reeducation equines* (Tesis doctoral, Université Claude Bernard, Lyon).

Merletti, R., Knaflitz, M., De Luca, C.J. (1990). Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *Journal of Applied Physiology*, 69(5), 1810-1820.

Merletti, R., Knaflitz, M., De Luca, C.J. (1992). Electrically evoked myoelectric signals. *Crit Rev Biomed Eng*, 19(4), 293-340.

Merletti, R., Fiorito, A., Lo Conte, L.R., Cisari, C. (1998). Repeatability of electrically evoked EMG signals in the human vastus medialis muscle. *Muscle & nerve*, 21(2), 184-193.

Montagna, P., Liguori, R., Monari, L., Strong, P.N., Riva, R., Di Stasi, V., Gandini, G., Cipone, M. (2001). Equine muscular dystrophy with myotonia. *Clinical Neurophysiology* 112, 294-299.

Morral Fernández, A. (2001). Electrodiagnóstico y electroestimulación de músculos denervados. *Fisioterapia*, 23, 23-35.

Moseley, G.L., Hodges, P.W., Gandevia, S. C. (2002). Deep and superficial fibers of the lumbar multifidus muscle are differentially active during voluntary arm movements. *Spine*, 27(2), E29-E36.

Moseley, G.L., Hodges, P.W., Gandevia, S.C. (2003). External perturbation of the trunk in standing humans differentially activates components of the medial back muscles. *The Journal of physiology*, 547(2), 581-587.

Moseley, M.; Hodges, P. (2006). Reduced variability of postural strategy prevents normalization of motor changes induced by back pain: a risk factor for chronic trouble? *SPINE* Volume 31, Number 25, pp 2926–2933

Muhammad, W., Meste, O., Rix, H., Farina, D. (2001). A novel approach for joint estimation of time delay and scale factor with applications to the M-wave analysis. In *Engineering in Medicine and Biology Society*, 2001. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE (Vol. 2, pp. 1093-1096). IEEE.

Ng, J.K., Richardson, C.A., Parnianpour, M. and Kippers, V. (2002). EMG activity of trunk muscles and torque output during isometric axial rotation exertion: a comparison between back pain patients and matched controls. *J. Orthop. Res*, 20(1), 112-21.

Nuhr, M. J., Pette, D., Berger, R., Quittan, M., Crevenna, R., Huelsman, M., Pacher, R. (2004). Beneficial effects of chronic low-frequency stimulation of thigh muscles in patients with advanced chronic heart failure. *European heart journal*, 25(2), 136-143.

O'Sullivan, P.B., Phyty, G.D. M., Twomey, L.T., Allison, G.T. (1997). Evaluation of specific stabilizing exercise in the treatment of chronic low back pain with radiologic diagnosis of spondylolysis or spondylolisthesis. *Spine*, 22(24), 2959-2967.

Olson, J.A. (2014). The effects of neuromuscular electrical stimulation on abdominal strength and endurance, and core strength (Tesis doctoral, University of Winconsin-La Crosse).

Panjabi, M., Abumi, K., Duranceau, J. and Oxland, T. (1989). Spinal stability and intersegmental muscle forces. A biomechanical model. *Spine* 14(2): 194-200.

Panjabi, M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part 1. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement, *Journal of Spinal Disorders* 5:383-389.

Park, E. S., Park, C. I., Lee, H. J., & Cho, Y. S. (2001). The effect of electrical stimulation on the trunk control in young children with spastic diplegic cerebral palsy. *Journal of Korean medical science*, 16(3), 347-350.

Parker, M.G., Bennett, M.J., Hieb, M.A., Hollar, A.C., Roe, A.A. (2003). Strength response in human quadriceps femoris muscle during 2 neuromuscular electrical stimulation programs. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(12), 719-726.

Paulekas, R., Haussler, K.K. (2009). Principles and practice of therapeutic exercise for horses. *Journal of equine veterinary science*, 29(12), 870-893.

Peham, C., Frey, A., Licka, T., Scheidl, M. (2001a). Evaluation of the EMG activity of the long back muscle during induced back movements at stance. *Equine Veterinary Journal*, 33(S33), 165-168.

Peham, C., Licka, T., Scheidl, M. (2001b). Evaluation of a signal-adapted filter for processing of periodic electromyography signals in horses walking on a treadmill. *American Journal of Veterinary Research* 62, 1687–1689.

Peham, C. and Schobesberger, H. (2004). Influence of the load of a rider or of a region with increased stiffness on the equine back: a modelling study. *Equine veterinary journal*, 36(8), 703-705.

Pérez, M., Lucia, A., Rivero, J.L., Serrano, A.L., Calbet, J.A.L., Delgado, M.A., Chicharro, J.L. (2002) Effect of transcutaneous short-term electrical stimulation on m. vastus lateralis characteristics of healthy young men. *Pflugers Arch.* 443, 866-874.

Pinato, M., Blois, A. (2003). *Réhabilitation du cheval convalescent* (Tesis doctoral).

Porcari, J. P., Miller, J., Cornwell, K., Foster, C., Gibson, M., McLean, K., & Kernozek, T. (2005). The effects of neuromuscular electrical stimulation training on abdominal strength, endurance, and selected anthropometric measures. *Journal of sports science & medicine*, 4(1), 66.

Quiroz-Rothe, M., Novales, M., Aguilare-Tejero, E. and Rivero J. (2002). Polysaccharide storage myopathy in the M. longissimus lumborum of show jumpers and dressage horses with back pain. *Equine Vet J.* 34(2): 171-176.

Rainville, J., Hartigan, C., Martinez, E., Limke, J., Jouve, C., Finno, M. (2004). Exercise as a treatment for chronic low back pain. *The Spine Journal*, 4(1), 106-115.

Ranner, W., Gerhards, H., Klee, W. (2001). Diagnostic validity of palpation in horses with back problems. *Berliner und Munchener tierarztliche Wochenschrift*, 115(11-12), 420-424.

Ratzlaff, M.H., Shindell, R.M., White, K.K. (1985). The interrelationships of stride lengths and stride times to velocities of galloping horses. *Journal of Equine Veterinary Science*, 5(5), 279-283.

Reeves, N.D., Narici, M.V., Maganaris, C.N. (2004). Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans. *Journal of applied physiology*, 96(3), 885-892.

Requena-Sánchez, B., Padial Puche, P., González-Badillo, J.J. (2005). Percutaneous electrical stimulation in strength training: an update. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(2), 438-448.

Robert, C., Valette, J.P., Degueurce, C. and Denoix, J.M. (1999) Correlation between surface electromyography and kinematics of the hindlimb of horses at trot on a treadmill. *Cells Tissues Organs* 165, 113-122.

Robert, C., Valette, J.P., Denoix, J.M. (2000). The effects of treadmill inclination and speed on the activity of two hindlimb muscles in the trotting horse. *Equine Veterinary Journal* 32, 312–317.

Robert, C., Audigié, F., Valette, J.P., Pourcelot, P., Denoix, J.M. (2001a). Effects of treadmill speed on the mechanics of the back in the trotting saddlehorse. *Equine Veterinary Journal*, 33(S33), 154-159.

Robert, C., Valette, J.P., Denoix, J.M. (2001b). The effects of treadmill inclination and speed on the activity of three trunk muscles in the trotting horse. *Equine Veterinary Journal* 33, 466–472.

Robert, C., Valette, J.P., Pourcelot, P., Audigie, F., Denoix, J.M. (2002). Effects of trotting speed on muscle activity and kinematics in saddlehorses. *Equine Veterinary Journal* 34 (Suppl.), 295–301.

Robinson, J.A., Naylor, J.M., Crichlow, E.C., (1990). Use of electromyography for the diagnosis of equine hyperkalemic periodic paresis. *Canadian Journal of Veterinary Research* 54, 495–500.

Rodríguez Alonso, J.J., Bueno Ortiz, J.M., Humbría Mendiola, A. (2001). Abordaje diagnóstico y terapéutico de la lumbalgia en atención primaria. *FMC-Formación Médica Continuada en Atención Primaria*, 8(3), 152-163.

Ross, M.W., Dyson, S.J. (2010). *Diagnosis and Management of Lameness in the Horse*. Elsevier Health Sciences.

Ruther, C.L., Golden, C.L., Harris, R.T., Dudley, G.A. (1995). Hypertrophy, resistance training, and the nature of skeletal muscle activation. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 9(3), 155-159.

Sawaya, S.G., Combet, D., Chanoit, G., Thiebault, J.J., Levine, D., Marcellin-Little, D.J. (2008). Assessment of impulse duration thresholds for electrical stimulation of muscles (chronaxy) in dogs. *American journal of veterinary research*, 69(10), 1305-1309.

Selkowitz, D.M. (1985) Improvements in isometric strength of the quadriceps femoris muscle after training with electrical stimulation. *Physical Therapy* 65 , 186-196.

Selles, R.W., Wagenaar, R.C., Smit, T.H., Wuisman, P.I. (2001). Disorders in trunk rotation during walking in patients with low back pain: a dynamical systems approach. *Clinical Biomechanics*, 16(3), 175-181.

SENIAM 8: Hermens, H.J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Hägg, G. (1999). European recommendations for surface electromyography. *Roessingh Research and Development*, 8(2), 13-54.

Shirado, O., Ito, T., Kaneda, K., Strax, T.E. (1995). Flexio-relaxation phenomenon in the back muscles: A comparative study between healthy subjects and patients with chronic low back pain. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 74(2), 139-144.

Slijper, E.J., 1946. Comparative biologic-anatomical investigations on the vertebral column and spinal musculature of mammals. *Verhandelingen van de Koninklijke Nederlandse Akademie van Wetenschappen, Amsterdam II*, 42: 1-128.

Sluka, K. A., Walsh, D. (2003). Transcutaneous electrical nerve stimulation: basic science mechanisms and clinical effectiveness. *The Journal of pain*, 4(3), 109-121.

Stevenson, S.W. and Dudley, G.A. (2001). Dietary creatine supplementation and muscular adaptation to resistive overload. *Medicine and science in sports and exercise*, 33(8), 1304-1310.

Soderberg, G.L., 1992. Recording techniques. In: *Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Setting: Experts Perspectives*. US Department of Health and Human Services Public Health Service, Center for Disease Control, National Institute for occupational Safety and Health.

St. George, L. and Williams, J.M. (2013). Electromyographic evaluation of approach stride, jump stride and intermediate stride in selected superficial muscles of the jumping horse: a preliminary study. *Comparative Exercise Physiology*, 9(1), 23-32.

Stokes, M. and Young, A. (1986). Measurement of Quadriceps Cross-sectional Area by Ultrasonography: A Description of the Technique and its Applications to Physiotherapy. *Physiotherapy Practice 2*: 31-36.

Stubbs, N.C., Hodges, P.W., Jeffcott, L.B., Cowin, G., Hodgson, D.R. and McGowan, C.M. (2006). Functional anatomy of the caudal thoracolumbar and lumbosacral spine in the horse. *Equine vet. J., Suppl. 36*, 393-399.

Stubbs, N.C. y Clayton, H.M. (2008). *Activate your horse's core*. Sport Horse Publications, Manson, MI, USA.

Stubbs, N.C., Riggs, C.M., Clayton, H.M., Hodges, P.W., Jeffcott, L.B., McGowan, C.M. (2010) Osseous spinal pathology and epaxial muscle ultrasonography in Thoroughbred racehorses. *Equine vet. J.* 42 (Suppl. 38), 654-661.

Stubbs, N.C., Kaiser, L.J., Hauptman, J., Clayton, H.M. (2011). Dynamic mobilisation exercises increase cross sectional area of musculus multifidus. *Equine veterinary journal*, 43(5), 522-529.

Suetta, C., Aagaard, P., Rosted, A., Jakobsen, A.K., Duus, B., Kjaer, M., Magnusson, S.P. (2004). Training-induced changes in muscle CSA, muscle strength, EMG, and rate of force development in elderly subjects after long-term unilateral disuse. *Journal of Applied Physiology*, 97(5), 1954-1961.

Suetta, C., Andersen, J. L., Dalgas, U., Berget, J., Koskinen, S., Aagaard, P., Kjaer, M. (2008). Resistance training induces qualitative changes in muscle morphology, muscle architecture, and muscle function in elderly postoperative patients. *Journal of applied physiology*, 105(1), 180-186.

Sung, P.S. (2003). Multifidi muscles median frequency before and after spinal stabilization exercises. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84(9), 1313-1318.

Tabor, G.F., Johansson, C. and Randle, H. (2012). The effects of dynamic mobilization exercises on the multifidus muscle in thoroughbred racehorses. In: Randle, H., Waran, N. and Williams, J. (eds.) *The road ahead, proceedings 8th international equitation science conference*, Edinburgh, UK, pp. 64.

Terrier, P., Dériaz, O., Meichtry, A., Luthi, F. (2009). Prescription footwear for severe injuries of foot and ankle: effect on regularity and symmetry of the gait assessed by trunk accelerometry. *Gait and posture*, 30(4), 492-496.

Thériault, R., Thériault, G. and Simoneau, J.A. (1994) Human skeletal muscle adaptation in response to chronic low-frequency electrical stimulation. *J. appl. Physiol.* 77, 1885-1889.

Tokuriki, M., Aoki, O., Niki, Y., Kurakawa, Y., Hataya, M. and Kita, T. (1989). Electromyographic activity of cubital joint muscles in horses during locomotion. *American Journal of Veterinary Research* 50: 950-957.

Tokuriki, M., O. Aoki (1991) Neck muscles activity in horses during locomotion with and without a rider. *Equine Exerc Physiol* 3: 146–150.

Tokuriki, M., O. Aoki (1993) Electromyographic activity in extensor digitorum communis and flexor digitorum profundus during locomotion in horses. *Proc Assoc Equine Sport Med* 12:93.

Tokuriki, M. and Aoki, O. (1995) Electromyographic activity of the hindlimb muscles during the walk, trot and canter. *Equine vet. J.* 18, 152-155.

Tokuriki, M., Ohtsuki, R., Kai, M., Hiraga, A., Oki, H., Miyahara, Y., Aoki, O., (1999). EMG activity of the muscles of the neck and forelimbs during different forms of locomotion. *Equine Veterinary Journal* 30 (Suppl.), 231–234.

Tura, A., Rocchi, L., Raggi, M., Cutti, A. G., Chiari, L. (2012). Recommended number of strides for automatic assessment of gait symmetry and regularity in above-knee amputees by means of accelerometry and autocorrelation analysis. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 9(11).

Turostowski, J., Cometti, G., Cordano, M. (1992). Influence of electrostimulation on human quadriceps femoris muscle strength and muscle mass. In *Proceedings 10th Symposium of the International Society of Biomechanics in Sport* (pp. 139-141).

Valberg, S. (1999). Spinal Muscle Pathology. *Vet. Clin. N. Am: Eq Prac.* 15(1): 87-96.

Van Weeren. P.R., van den Bogert, A.J., Back, W. and Barneveld, A. (1990) A quantitative analysis of skin displacement in the trotting horse. *Equine vet. J., Suppl.* 9, 101 - 109.

van Wessum, K., Sloet van Oldruitenhorgh-Oorterhaan, M.M. and Clayton, H.M. (1999) Electromyography in the horse in veterinary medicine and in veterinary research-a review. *Vet. Quart.* 21. 3-7.

Vanderthommen, M., Depresseux, J.C., Dauchat, L., Degueldre, C., Croisier, J.L., Crielaard, J.M. (2000). Spatial distribution of blood flow in electrically stimulated human muscle: a positron emission tomography study. *Muscle & nerve*, 23(4), 482-489.

Vanderthommen, M., Duchateau, J. (2007). Electrical stimulation as a modality to improve performance of the neuromuscular system. *Exercise and sport sciences reviews*, 35(4), 180-185.

Verdijk, L.B., Gleeson, B.G., Jonkers, R.A., Meijer, K., Savelberg, H.H., Dendale, P., van Loon, L.J. (2009). Skeletal muscle hypertrophy following resistance training is accompanied by a fiber type-specific increase in satellite cell content in elderly men. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, gln050.

Vilar, J.M., Spadari, A., Billi, V., Desini, V., Santana, A. (2008). Biomechanics in young and adult italian standardbred trotter horses in real racing conditions. *Veterinary research communications*, 32(5), 367-376.

Wakeling, J.M., Barnett, K., Price, S. and Nankervis, K. (2006) Effects of manipulative therapy on the longissimus dorsi in the equine back. *Equine Comp. Exercise Physiol.* 3, 153-160

Wakeling, J.M., Rituechai, P., Dalton, S., Nankervis, K. (2007). Segmental variation in the activity and function of the equine longissimus dorsi muscle during walk and trot. *Equine and Comparative Exercise Physiology*, 4(02), 95-103.

Weishaupt, M.A., Wiestner, T., Hogg, H.P., Jordan, P., Auer, J.A., Barrey, E. (2001). Assessment of gait irregularities in the horse: eye vs. gait analysis. *Equine Veterinary Journal*, 33(S33), 135-140.

Wijnberg, I.D., Kolk, J., Franssen, H., Breukink, H.J. (2003). Needle electromyography in the horse compared with its principles in man: a review. *Equine veterinary journal*, 35(1), 9-17.

Wijnberg, I.D., Back, W., Jong, M.D., Zuidhof, M.C., Belt, A.V.D., Kolk, J.V.D. (2004). The role of electromyography in clinical diagnosis of neuromuscular locomotor problems in the horse. *Equine veterinary journal*, 36(8), 718-722.

Wigerstad-Lossing, I., Grimby, G., Jonsson, T., Morelli, B., Peterson, L., Renström, P. (1988) Effects of electrical muscle stimulation combined with voluntary contractions after knee ligament surgery. *Med. Sci. Sports Exer.* 20, 93-98.

Wilke, H.J., Wolf, S., Claes, L.E., Arand, M. and Wiesend, A. (1995). Stability increase of the lumbar spine with different muscle groups. A biomechanical in vitro study. *Spine* 15-20(2): 192-8.

Willardson, J.M. (2007). Core stability training: applications to sports conditioning programs. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(3), 979-985.

Young, A. (1993). Current issues in arthrogenous inhibition. *Annals of the Rheumatic Diseases* 52:829-834.

Zaneb, H., Kaufmann, V., Licka, T., Peham, C. and Stanek, C. (2007). Determination of position of surface electromyographic electrodes for selected equine muscles. In: Noraxon EMG Meeting 2007 lecture abstracts, Muenster, Germany.

Zaneb, H., Kaufmann, V., Stanek, C., Peham, C. and Licka, T.F. (2009) Quantitative differences in activities of back and pelvic limb muscles during walking and trotting between chronically lame and nonlame horses. *Am. J. vet. Res.* 70, 1129- 1134.

Zsoldos, R.tokurikiR., Kotschwar, A., Kotschwar, A.B., Rodriguez, C.P., Peham, C., Licka, T. (2010a). Activity of the equine rectus abdominis and oblique external abdominal muscles measured by surface EMG during walk and trot on the treadmill. *Equine Veterinary Journal*, 42(s38), 523-529.

Zsoldos, R.R., Kotschwar, A.B., Kotschwar, A., Groesel, M., Licka, T., Peham, C. (2010b). Electromyography activity of the equine splenius muscle and neck kinematics during walk and trot on the treadmill. *Equine Veterinary Journal*, 42(s38), 455-461.

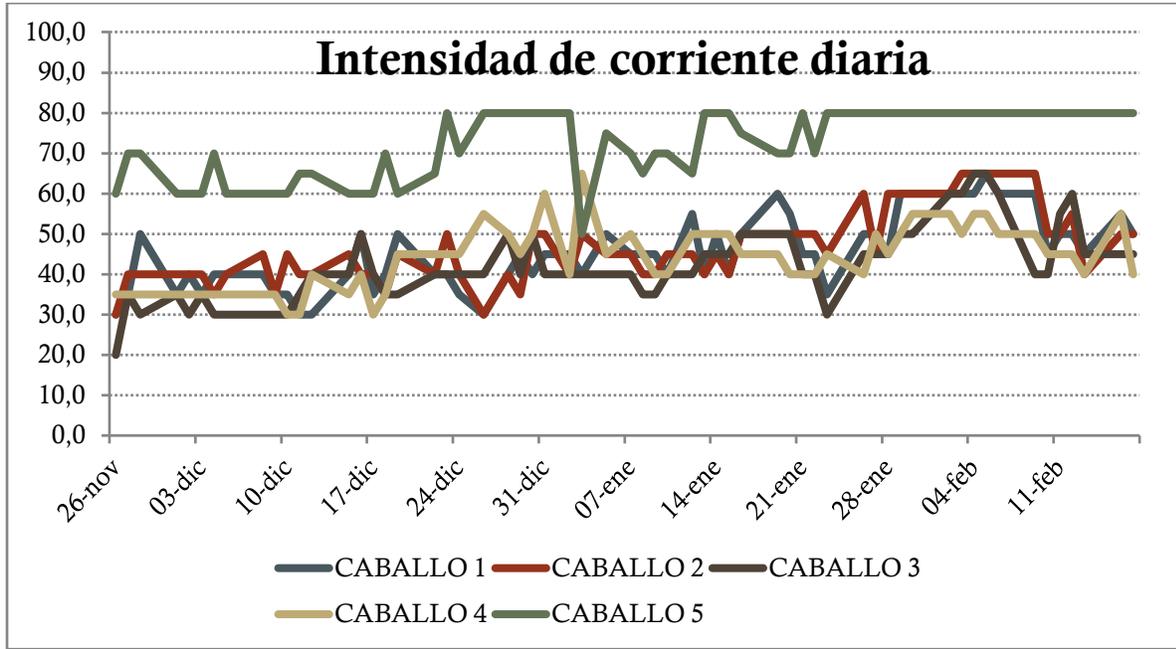
Anexo

Tabla 17. Valores brutos de las variables electromiográficas.

Músculo		Inicial	Mitad	Final
PE Área (μV)	Media \pm SEM	4,89 \pm 1,06	2,39 \pm 0,69	13,09 \pm 7,11
PE Max (μV)	Media \pm SEM	19,28 \pm 2,60	9,99 \pm 2,79	23,47 \pm 6,31
MF (Hz)	Media \pm SEM	168,49 \pm 17,45	136,64 \pm 17,96	232,64 \pm 13,96
NMES Área (μV)	Media \pm SEM	304,11 \pm 63,50	525,60 \pm 59,49	493,91 \pm 79,07
NMES Max (μV)	Media \pm SEM	329,79 \pm 67,21	561,44 \pm 60,89	563,01 \pm 82,81
P-P (mV)	Media \pm SEM	0,55 \pm 0,14	1,27 \pm 0,33	1,24 \pm 0,18

Tabla 18. Valores brutos de las mediciones del CSA en los músculos estudiados.

Músculo		Inicial	Mitad	Final
Oblicuo externo (mm)	Media \pm SEM	7,27 \pm 1,30	6,78 \pm 0,96	6,68 \pm 1,23
Oblicuo interno (mm)	Media \pm SEM	8,76 \pm 0,88	8,41 \pm 0,65	8,27 \pm 0,82
Transverso abdominal (mm)	Media \pm SEM	6,84 \pm 0,50	7,16 \pm 0,33	6,85 \pm 0,37
Total pared abdominal (mm)	Media \pm SEM	22,86 \pm 2,23	22,35 \pm 1,46	21,80 \pm 2,03
Recto abdominal (mm)	Media \pm SEM	10,96 \pm 0,64	11,13 \pm 0,52	11,77 \pm 0,8
Multífido T12 (cm ²)	Media \pm SEM	8,96 \pm 0,35	9,87 \pm 0,48	9,96 \pm 0,77
Multífido T18 (cm ²)	Media \pm SEM	7,04 \pm 1,70	17,14 \pm 1,65	7,89 \pm 1,96
Multífido L3 (cm ²)	Media \pm SEM	6,18 \pm 1,46	16,51 \pm 1,65	5,99 \pm 1,40



Grafica 10. Representación gráfica de la intensidad de corriente (mV) aplicadas de forma diaria en el programa de NMES.

