



UNIVERSIDAD
DE
CÓRDOBA



MDE

Máster en Medicina Deportiva Equina



UNIVERSIDAD DE CÓRDOBA
Instituto de Estudios de Postgrado

Máster en Medicina Deportiva Equina

Trabajo Fin de Máster

Evaluación de la repetibilidad y reproducibilidad de parámetros musculares en la zona lateral del cuello del caballo

Evaluation of the repeatability and reproducibility of
measurement of muscle parameters in the lateral area of
the horse's neck

Autor: Irene Martínez Rubio

Director/res: Ana Muñoz Juzado, Departamento de Medicina y Cirugía
Animal. Centro Medicina Deportiva Equina CEMEDE. Facultad de
Veterinaria. Universidad de Córdoba

Natalie Calle González, Departamento de Medicina y Cirugía Animal.
Centro Medicina Deportiva Equina (CEMEDE). Universidad de Córdoba.

11/09/2022



MDE

Máster en Medicina Deportiva Equina



DOCUMENTO 7. INFORME DEL DIRECTOR PARA LA DEFENSA DEL TRABAJO FIN DE MÁSTER

El Tutor/Director del TFM deberá dar su visto bueno para que el trabajo pueda ser defendido. Si el trabajo ha sido cotutelado por un segundo director este informe deberá presentarse por duplicado.

D. Ana Muñoz Juzado

profesor _____ del Departamento de Medicina y Cirugía Animal de la Universidad de Córdoba, y directora (director o codirector) del trabajo presentado por D. Irene Martínez Rubio, NIF _____, bajo el Título Evaluación de la repetibilidad y reproducibilidad de parámetros musculares en la zona lateral del cuello del caballo

INFORMA

Que el trabajo presentado Si No Reúne los requisitos para su lectura y defensa, estando adaptado en contenido, profundidad y duración a la asignación de créditos ECTS del Plan de Estudios del Título de Máster Universitario en Medicina Deportiva Equina por la Universidad de Córdoba.

En Córdoba a 11 de Septiembre de 20 22

Ana María
Muñoz
Juzado

Fdo: _____



MDE

Máster en Medicina Deportiva Equina



DOCUMENTO 7. INFORME DEL DIRECTOR PARA LA DEFENSA DEL TRABAJO FIN DE MÁSTER

El Tutor/Director del TFM deberá dar su visto bueno para que el trabajo pueda ser defendido. Si el trabajo ha sido cotutelado por un segundo director este informe deberá presentarse por duplicado.

D. Natalie Calle González

profesor _____ del Departamento de Medicina y Cirugía Animal _____ de la Universidad de Córdoba, y codirectora (director o codirector) del trabajo presentado por D. Irene Martínez Rubio, NIF _____, bajo el Título Evaluación de la repetibilidad Y reproducibilidad de parámetros musculares en la zona lateral del cuello del caballo

INFORMA

Que el trabajo presentado Si No Reúne los requisitos para su lectura y defensa, estando adaptado en contenido, profundidad y duración a la asignación de créditos ECTS del Plan de Estudios del Título de Máster Universitario en Medicina Deportiva Equina por la Universidad de Córdoba.

En Córdoba a 11 de Septiembre de 20 22

Fdo: _____

Agradecimientos

En primer lugar, querría agradecer a mi familia, mis pilares, mis acompañantes eternos en mi camino, por su aporte económico y emocional en todo este recorrido. Ellos han sido parte de mi afán de superación constante que, a menudo, me llevaba al límite de mis capacidades, en una búsqueda incesable de su orgullo y felicidad. Ellos me vieron crecer, regaron esa semilla llamada veterinaria e hicieron posible que, esa imagen que al principio solo aparecía en la mente de una joven inocente, fuera el reflejo de la mujer que es ahora. A ellos les debo el agradecimiento de darme la oportunidad de enriquecerme en lo único que mi cabeza y corazón ha acogido con tanto amor. A ellos les debo el agradecimiento de recordarme una y otra vez que puedo con todos los desafíos que se han interpuesto en mi camino.

En segundo lugar, me gustaría agradecer a mi amiga fundamental, esa persona que ha vivido personalmente mi día a día, tanto en la carrera como en este máster. Esa persona que ha calmado mi ansiedad, ha despejado mis dudas y ayudado a mi estabilidad emocional en la mayoría de mis crisis. Agradecerle todas esas tardes de estudio conjuntas, formándonos para nuestro sueño de la forma más amena y optimista, todas esas risas entre libros, todas esas clases improvisadas. Ella de pequeños, yo de grandes, totalmente diferentes, pero totalmente complementarias.

En tercer lugar, quería agradecer a mis mascotas, donde quieran que estén, al maestro que plantó la semilla y al testigo que la vio crecer, el que creó mi promesa y el que vio mi esfuerzo para cumplirla. Ambos grabados en mi piel para no olvidar nunca el motivo por el que me hallo aquí.

Por último, pero no por ello menos importantes, a mis tutoras, Ana y Natalie, compañeras de trabajo y maestras de sabiduría. Agradecerles su implicación e ilusión desde el primer momento; su empeño en mi completa enseñanza en el campo del tono muscular, con todas las reuniones y recursos creados para mi comprensión en cada etapa del trabajo. Agradecerles su cercanía y su preocupación hasta el final del estudio. Son personas que verdaderamente han formado una huella en mí y cuyos nombres y lecciones formarán siempre parte de mi base profesional.

A todos ellos, gracias por formar parte de mi camino hacia la veterinaria.

Índice general

Índice de figuras	2
Índice de tablas.....	2
Resumen	4
Abstract	5
1.Introducción	6
1.1 Características miométricas: definiciones.....	6
1.2 Exploración clínica muscular	7
1.3 Uso de la miotonometría	10
1.4 Relación entre miotonometría y otras modalidades de medición de las características físicas musculares.....	11
2. Justificación de la investigación	13
3. Objetivos e hipótesis.....	15
4. Material y Métodos.....	16
4.1 Caballos	16
4.2 Descripción del protocolo experimental.....	17
4.2.1 Descripción de la fase 1	18
4.2.1 Descripción de la fase 2	18
4.3 Miotonómetro	18
4.4 Parámetros determinados con el miotonómetro	19
4.5 Análisis estadístico.....	19
5. Resultados.....	20
5.1 Fase 1.....	20
5.2 Fase 2.....	24
6. Discusión	28
7. Conclusiones	31
8. Bibliografía.....	33

Índice de figuras

Figura 1. Medición de ángulos en la aplicación “Angulus”. Ángulo A: ángulo formado por la rama de la mandíbula y la línea ventral del cuello. Ángulo B: ángulo entre la línea que une la articulación atlanto-occipital y la rima de la boca y la línea ventral del cuello (Imagen propia)	17
Figura 2. Señalización de los puntos de medición en el cuello del caballo (Imagen propia) .	18
Figura 3. MyotonPRO (Imagen propia)	18
Figura 4. Medición del tono muscular con MyotonPRO (Imagen propia).....	19
Figura 5. Detalle de aplicación del MyotonPRO (Imagen propia)	19
Figura 6. Valores medios (\pm desviación estándar) de la frecuencia de oscilación natural, representando el tono o estado de tensión muscular en 5 zonas anatómicas diferentes del cuello, en el lado derecho e izquierdo (*: diferencias significativas entre lado derecho e izquierdo; encima de cada columna se indica las zonas anatómicas con las que existen diferencias significativas) $p<0,05$	22
Figura 7. Valores medios (\pm desviación estándar) de la rigidez mecánica, en 5 zonas anatómicas diferentes del cuello, en el lado derecho e izquierdo (*: diferencias significativas entre lado derecho e izquierdo) $p<0,05$	23
Figura 8. Valores medios (\pm desviación estándar) del decrecimiento logarítmico de la oscilación natural, representando la elasticidad muscular, en 5 zonas anatómicas diferentes del cuello, en el lado derecho e izquierdo (*: diferencias significativas entre lado derecho e izquierdo; encima de cada columna se indica las zonas anatómicas con las que existen diferencias significativas) $p<0,05$	23
Figura 9. Valores medios (\pm desviación estándar) del tiempo de relajación del estrés mecánico, en 5 zonas anatómicas diferentes del cuello, en el lado derecho e izquierdo (*: diferencias significativas entre lado derecho e izquierdo; encima de cada columna se indica las zonas anatómicas con las que existen diferencias significativas) $p<0,05$	24

Índice de tablas

Tabla 1. Escala de Assworth y escala de Ashworth modificada (Pandyan et al., 1999)	8
--	---

Tabla 2. Puntuación examen de región toracolumbar, considerando: palpación de los procesos espinosos, musculatura epaxial, y evaluación de atrofia del músculo longissimus dorsi	9
Tabla 3. Coeficientes de correlación intraclase ICC intra-observador y 95% del intervalo de confianza (entre paréntesis) de las mediciones realizadas por el lado derecho del cuello ...	21
Tabla 4. Coeficientes de correlación intraclase ICC intra-observador y 95% del intervalo de confianza (entre paréntesis) de las mediciones realizadas por el lado izquierdo del cuello..	21
Tabla 5. Resultados del análisis factorial para muestras repetidas considerando como factores categóricos el lado, la zona anatómica y la vez de medición para un solo observador (I.M.)	22
Tabla 6. Coeficientes de correlación intraclase ICC inter-observador y 95% del intervalo de confianza (entre paréntesis) de las mediciones realizadas por el lado derecho del cuello (se marca en negrita el ICC inferior a 0,500)	25
Tabla 7. Coeficientes de correlación intraclase ICC inter-observador y 95% del intervalo de confianza (entre paréntesis) de las mediciones realizadas por el lado izquierdo del cuello (se marca en negrita el ICC inferior a 0,500)	25
Tabla 8. Coeficientes de correlación intraclase ICC intra-observador de reproducibilidad a largo plazo y 95% del intervalo de confianza (entre paréntesis) de las mediciones realizadas por el lado derecho del cuello (se marca en negrita el ICC inferior a 0,500)	26
Tabla 9. Coeficientes de correlación intraclase ICC intra-observador de reproducibilidad a largo plazo y 95% del intervalo de confianza (entre paréntesis) de las mediciones realizadas por el lado izquierdo del cuello (se marca en negrita el ICC inferior a 0,500).....	26
Tabla 10. Valores medios y desviación estándar de los parámetros medidos, en las 5 zonas anatómicas, por el lado derecho, comparando entre los valores a corto y a largo plazo, determinados por un solo observador (I.M.)	27
Tabla 11. Valores medios y desviación estándar de los parámetros medidos, en las 5 zonas anatómicas, por el lado izquierdo, comparando entre los valores a corto y a largo plazo, determinados por un solo observador (I.M.)	28
Tabla 12. Valores medios y desviación estándar de los dos ángulos medidos, en dos ocasiones, para confirmar que no hubo variaciones en la posición del cuello durante los experimentos	28

Resumen

El tono muscular hace referencia al estado de tensión fisiológico que presentan los músculos constantemente, con el fin de mantener a estos tejidos activos sin generar un movimiento, considerado como el estado intrínseco de tensión en reposo. Dentro del mismo se deben considerar sus propiedades, como la rigidez, elasticidad o tiempo de relajación, que pueden caracterizar patologías de diversa importancia clínica. Hasta la fecha, la palpación ha sido la metodología más seguida para su medición, ya que tecnologías como la elastografía y la tensiomiografía requieren un equipamiento y conocimiento más específico. En humana, existen escalas que permiten valorar el tono muscular de manera subjetiva, sin embargo, no tienen validación ni aplicación en veterinaria. De ahí la necesidad de encontrar la forma de conseguir una valoración cuantitativa del tono muscular. El miotonómetro MyotonPRO, permite trasladar las propiedades mecánicas del tono muscular a valores numéricos a través de oscilaciones producidas por una sonda incorporada. Con esta base, nuestro objetivo es demostrar la reproducibilidad y repetibilidad de esta técnica en la zona lateral del cuello del caballo. Para ello, usamos 9 caballos contenidos en un potro a dos vientos y fijamos 5 puntos anatómicos de referencia, repitiendo las medidas 3 veces en un día y 3 veces varios días después. De los resultados obtenidos, se puede concluir que existe una buena repetibilidad intra – observador y, aunque con un ICC (coeficiente intraclase) inferior y una buena reproducibilidad a pesar de que existan diferencias entre los lados del cuello. Esta afirmación debería motivar estudios más profundos que permitan alcanzar una mayor certeza de la aplicación del MyotonPRO en caballos para una programación y seguimiento de rehabilitación más personalizada y eficaz en estos animales.

Palabras clave: caballos; cuello; miotonometría; músculo; rehabilitación

Abstract

Muscle tone refers to the state of physiological tension that muscles constantly present, in order to keep these tissues active without generating movement, considered as the intrinsic state of tension at rest. Within it, its properties must be considered, such as stiffness, elasticity or relaxation time, which can characterize pathologies of diverse clinical importance. To date, palpation has been the most followed methodology for its measurement, since technologies such as elastography and tensiomyography require more specific equipment and knowledge. In humans, there are scales that allow subjective assessment of muscle tone; however, they have no validation or application in veterinary medicine. Hence the need to find a way to achieve a quantitative assessment of muscle tone. The myotonometer; MyotonPRO allows the mechanical properties of muscle tone to be translated into numerical values through oscillations produced by a built-in probe. With this base, our objective is to demonstrate the reproducibility and repeatability of this technique in the lateral area of the horse's neck. To do this, we used 9 horses contained in a rack at two winds and set 5 anatomical reference points, repeating the measurements 3 times in one day and 3 times a couple of days later. From the results obtained, it can be concluded that there is good intra-observer repeatability and, although with a lower ICC (intraclass coefficient), good reproducibility despite differences between the sides of the neck. This statement should motivate more in-depth studies to achieve greater certainty in the application of MyotonPRO in horses for a more personalized and effective rehabilitation programming and follow-up in these animals.

Keywords: horse; neck; muscle; myotonometry; rehabilitation

1. Introducción

1.1. Características miométricas: definiciones

La evaluación muscular se puede realizar a partir de la determinación del tono muscular o estado de tensión; de sus propiedades biomecánicas, donde se incluye la rigidez y la elasticidad; y de sus propiedades viscoelásticas, donde se incluye el tiempo de relajación del estrés mecánico.

El tono muscular se define tradicionalmente como "la tensión en el músculo relajado" o "la resistencia que siente el examinador durante el estiramiento pasivo de una articulación cuando los músculos están en reposo" (Ganguly et al., 2021). Por tanto, hace referencia al estado de tensión fisiológico que presentan los músculos constantemente, con el fin de mantener a estos tejidos activos sin generar un movimiento, considerado como el estado intrínseco de tensión en reposo (Simons y Mense, 1998; Bailey et al., 2013). En otras palabras, el tono muscular mantiene la postura corporal y el equilibrio, estados de contracción involuntaria (Viir et al., 2006; Sakkool et al., 2016).

Las fuentes de tensión que ayudan al mantenimiento de dicho tono muscular, están conformadas por una fuente viscoelástica y una fuente contráctil (Mense y Masi, 2010; Ganguly et al., 2021). La viscoelasticidad permite realizar una deformación al ejercer una fuerza sobre el músculo, permitiendo que éste recupere su forma original, sin presentar ningún cambio estructural (Simons y Mense, 1998). La aplicación fisiológica de este principio es la siguiente: los filamentos de actina y miosina musculares presentan una tendencia a permanecer unidos cuando están inactivos. Así pues, tras un movimiento, los puentes cruzados entre ambas proteínas musculares se restablecen al estado normal (Knutson y Owens, 2003). Por otra parte, la fuente contráctil hace referencia a una fuerza espástica refleja, de contracción involuntaria, que facilita el mantenimiento de una posición con mínimo gasto energético, la cual se encuentra modulada por el sistema nervioso central, siendo éste el responsable de la modulación de los reflejos periféricos (Clark y Solomon, 2012).

Este tono muscular puede tener diferentes estados, como, por ejemplo, la hipertonicidad muscular activa, la cual implica un umbral bajo frente a la activación muscular por la alfa motoneurona, como puede ocurrir en la distonía focal, antalgia, puntos gatillo, calambres, espasticidad y rigidez (Knutson, y Owens, 2003). En el caso contrario, la hipotonía o debilidad de un músculo, puede ocurrir en casos de lesión muscular, articular, inyección facetaria o efectos reflejos tónicos del cuello. Este estado, se define como una contracción activa que genera menos fuerza y se fatiga más rápido de lo normal, implicando una pérdida

de masa muscular localizada o generalizada, pudiendo tener un origen neurogénico, miogénico, o incluso por manejo (Knutson y Owens, 2003; Valberg, 2018).

Dentro de la importancia del conocimiento del tono muscular, a nivel fisiológico, hay que tener en cuenta la implicación de la cantidad de sangre arterial que llega a las fibras musculares, la cual es directamente proporcional a la diferencia de presión e inversamente proporcional a la resistencia. De ello se deduce que un tono muscular alto y baja elasticidad reduce el flujo vascular, lo que conlleva a una reducción del suministro de oxígeno y sustratos energéticos y a una mala eliminación de dióxido de carbono y catabolitos (Ianieri et al., 2009).

La rigidez muscular, descrita como pasiva o dinámica, es una propiedad mecánica que traduce la resistencia producida por una acción determinada y que conduce a la deformación tisular (Bravo-Sánchez et al., 2021; Melo et al., 2022). De forma específica, esta propiedad muscular deriva de la estructura del músculo y de sus propiedades materiales intrínsecas, es decir, tendón, puentes cruzados miofibrilares y tejido muscular conectivo (Schleip et al., 2006). La rigidez pasiva y dinámica (definida en base a la teoría de la oscilación libre, resultante de la oscilación natural de los tejidos en respuesta a un breve toque mecánico sobre la piel), son esenciales para la contracción muscular adecuada, así como para el control articular motor e integral, siendo considerados muy importantes en la estabilidad y control articular (Stanev y Moustakas, 2019). Se considera que esta propiedad, junto con el estado de tensión o tono muscular, pueden proporcionar información importante acerca de la capacidad de traslación de la fuerza y del potencial de absorción de impactos en músculo y tendón (Zhang et al., 2016; Tas y Saklin, 2019, Stanev & Moustakas., 2019). La rigidez muscular puede indicar diversas condiciones patológicas, tales como dolor, fatiga o hipertonicidad muscular (Andonian et al., 2016; Lee et al., 2016).

La elasticidad se define como la propiedad mecánica que describe la capacidad de un cuerpo para recuperar su configuración anterior después de haber sido deformado por una carga aplicada (Kocur et al., 2019).

El tiempo de relajación muscular es el tiempo que transcurre hasta que el músculo recupera su forma original una vez deformado por una fuerza extrínseca o intrínseca (Vesterinen 2018).

1.2. Exploración clínica muscular

La exploración física basada fundamentalmente en la palpación, es hasta este momento la técnica física más ampliamente utilizada, basada en la medición del tono muscular (Viir et al., 2006). En humana, se han desarrollado algunas escalas nominales para la

medición del tono muscular como las escalas de Ashworth, Ashworth modificada y Tardieu, las cuales dependen de la valoración subjetiva de un operador (Ianieri et al., 2009). En 1964, Bryan Ashworth publicó la escala de Ashworth como un método para clasificar la espasticidad, y en 1987, Bohannon y Smith modificaron dicha escala agregando 1+ a la escala para aumentar la sensibilidad (Harb y Kishnet, 2021). Ambas escalas se usan para evaluar la resistencia experimentada durante el rango de movimiento pasivo, calificando cada movimiento entre 0 (normal) y 5 (inamovible) en el caso de la escala de Ashworth y con un grado añadido en el caso de la escala de Ashworth modificada (Lee et al., 1989; Harb y Kishnet, 2021) (Tabla 1).

Tabla 1. Escala de Assworth y escala de Ashworth modificada (Pandyan et al., 1999)

Puntuación	Escala de Ashworth	Escala de Ashworth modificada
0	Sin incremento del tono	Sin incremento del tono muscular
1	Ligero aumento del tono presentando retención cuando el miembro se mueve en flexión o extensión	Ligero aumento del tono muscular, manifestado por una retención y relajación, o por una mínima resistencia al final del rango de movimiento, cuando las partes afectadas se mueven en flexión o extensión
1+		Ligero aumento del tono muscular, manifestado por una retención, seguido de una mínima resistencia a lo largo del resto (menos de la mitad) del rango de movimiento (ROM)
2	Aumento del tono más marcado, pero con el miembro fácilmente flexionable	Aumento del tono muscular más marcado a través de la mayor parte del rango de movimiento, siendo las partes afectadas las más fáciles de mover
3	Aumento considerable del tono, difícil movimiento pasivo	Aumento considerable del tono muscular, difícil movimiento pasivo
4	Miembro rígido en flexión o extensión	Partes afectadas rígidas en flexión o extensión

A pesar de que estas escalas tienen las ventajas de ser fáciles de usar y no requerir ningún equipamiento, agrupa una serie de desventajas que las hacen cuestionables en cuanto a su aplicación en veterinaria (Lee et al., 1989). Se trata de escalas ordinales que pueden carecer de precisión y sensibilidad para medir y detectar cambios de menor grado. En humana, se ha criticado su baja repetibilidad y reproducibilidad, intra e inter-observador, incluso se ha descrito que la escala de Ashworth puede sobreestimar en un 15 % la espasticidad al compararla con medidas de electromiografía (Patrick y Ada, 2006; Charalambous, 2014; Harb y Kishner, 2021). Además, en humana se ha establecido que la escala sólo puede usarse como una medida válida de espasticidad si el aumento de la resistencia al movimiento se asocia exclusivamente con un aumento de la actividad neuronal

mediada por el estiramiento (Pandyan et al., 2003). Más aún, se debe tener en cuenta que las contribuciones viscoelásticas a la resistencia al movimiento pasivo disminuirán con ciclos repetidos de estiramiento (Pandyan et al., 1999).

Cuando los músculos se relajan por completo, no existe ningún estímulo nervioso que los controle, acción fácilmente demandable en humana. Sin embargo, en los animales, a pesar de que existe este estado, es mucho más complicado mantenerlo debido a la activación muscular generada por la estimulación ambiental, potenciado por su papel como presa en la naturaleza. En el caballo, existen algunos autores que han descrito algunas escalas subjetivas de valoración muscular, aplicadas fundamentalmente a la región toracolumbar, si bien carecen de validación. En el sistema de valoración usado por Zimmerman et al. (2012), Argüelles et al., (2020) y Trager et al. (2020), se puntúa la presencia de dolor sobre los procesos o apófisis espinosas toracolumbares, la respuesta a la exploración de la musculatura epaxial y la existencia o no de atrofia muscular epaxial.

Tabla 2. Puntuación examen de región toracolumbar, considerando: palpación de los procesos espinosos, musculatura epaxial, y evaluación de atrofia del músculo longissimus dorsi.

Puntuación	0	1	2	3
Palpación de la Región Toracolumbar Sobre Los Procesos Espinosos				
En el centro, directamente sobre los procesos espinosos desde la cruz hasta la tuberosidad sacra	Sin evasión obvia	Evasión y lordosis de la columna o movimientos alejados de la presión	Evasión más movimientos de la cabeza y cola	Evasión violenta caracterizada por patadas o bocados
Palpación de la Musculatura Epaxial				
5-10 cm del centro, abaxial a los procesos espinosos	Musculatura blanda sin evasión	Rigidez muscular sin evasión	Rigidez muscular con evasión caracterizada por lordosis o movimientos alejados de la presión	Rigidez muscular con evasión violenta caracterizada por patadas o bocados
Atrofia de la Musculatura Epaxial				
Examinación visual	Sin atrofia	Atrofia de la región torácica o lumbar	Atrofia de la región torácica y lumbar	

Otros autores, tanto para el cuello como para la región toracolumbar equina, han empleado otras técnicas de evaluación clínica, como examen mediante acupuntura diagnóstica para evaluar la existencia de hiperalgesia cutánea (Xie et al., 2005), palpación miofascial superficial y profunda, movilización articular para identificar signos de dolor,

hipertonicidad muscular y rigidez segmentaria (Lesimple et al., 2013; Rombach, 2013; Haussler et al., 2020). Mediante estos procedimientos, se ha establecido un sistema de graduación de 0 a 4, indicando 0 ausente, 1 leve, 2 moderado, 3 severo y 4, imposibilidad de examinar (por ejemplo, animal intolerante al examen). En conocimiento de estos autores, no se ha comprobado la variabilidad intra e inter-observador ni la relación con otros métodos diagnósticos, como hallazgos radiográficos, ultrasonográficos, entre otros.

En caballos, se ha utilizado un penetrador mecánico desarrollado por Wakeling et al. (2006), con una base de nylon pegado a un transductor de desplazamiento. El penetrador fue calibrado frente a un dinamómetro. Wakeling et al. (2006) lo usaron para medir el tono del músculo longísimo del dorso, en base a que el tono del tejido produjo un desplazamiento de la sonda y una compresión del muelle del sistema, generando un voltaje que fue transformado a N/m usando unas constantes de calibración. En conocimiento de los autores, este método no está validado para caballos.

1.3. Uso de la miotonometría

Para personas, se ha desarrollado un miotonómetro no invasivo, indoloro, relativamente fácil de usar, con un entrenamiento mínimo, que permite la obtención de resultados cuantitativos, es decir, ofrece la capacidad de realizar mediciones precisas de forma rápida, segura y confiable en un entorno clínico (Ianieri et al., 2009; Bailey et al., 2013). Este sistema, conocido como tecnología MyotonPRO®, basa su funcionamiento en la inducción de una serie de impulsos mecánicos, vía mecanismos electromagnéticos, causando oscilaciones en la piel y en el tejido subyacente, generalmente músculo, tendón, ligamento o fascia. Las oscilaciones inducidas son registradas por el acelerómetro del sistema de miotonometría. Dicho sistema permite la medición de la frecuencia de oscilación natural, representando el tono o estado de tensión del tejido a evaluar; las propiedades biomecánicas (rigidez dinámica y el decrecimiento logarítmico de la oscilación natural, que caracteriza la elasticidad) y las propiedades viscoelásticas (tiempo de relajación del estrés mecánico y ratio entre el tiempo de deformación y relajación, que caracteriza el número de Deborah, parámetro que se utiliza en física para estimar los efectos elásticos durante el flujo de un material, considerando el tiempo de relajación del material (Su et al., 2020).

La miotonometría con este sistema tiene una correcta repetibilidad en músculos relajados, con un coeficiente de correlación intraclase (ICC) superior a 0,80 en los músculos bíceps femoral, gastronemio (cabezas lateral y medial), cuádriceps femoral, recto femoral y vasto lateral en seres humanos (Bizzini y Mannion 2003; Zinder y Pauda, 2011; Aird et al., 2012; Bailey et al., 2013).

1.4. Relación entre miotonometría y otras modalidades de medición de las características físicas musculares

El tono o estado de tensión, la rigidez y la elasticidad musculares se han evaluado tradicionalmente utilizando otras técnicas, como la elastografía o sonografía elastoacústica, la tensiomiografía y la electromiografía.

La elastografía es una técnica de ecografía desarrollada hace poco más de 20 años, utilizada para evaluación de la rigidez tisular, por ejemplo, en músculo, bien en condiciones pasivas o activas. La rigidez puede ser estimada a partir del análisis de la tensión en un tejido bajo estrés (métodos cuasi-estáticos) o bien tomando imágenes de las ondas mecánicas, es decir, ondas transversales, propagadas en la dirección de la rigidez del tejido (Gennisson et al., 2013). La elastografía más reciente es la de ondas de corte (*'shear-wave'* en inglés), que miden rápidamente la rigidez cuantitativa pasiva y activa del tejido y la elasticidad (Hug et al., 2015). Esta técnica se basa en el reconocimiento y medición de las deformaciones tisulares que surgen tras los movimientos de compresión y relajación, debido al principio de uso de pulsos de detección enviados desde múltiples canales, después de generar una onda de corte en el sitio, mediante la concentración de un ultrasonido de alta intensidad en un área determinada del tejido (Lee et al., 2021)

Diversas investigaciones han comparado las mediciones realizadas mediante elastografía y las llevadas a cabo mediante miotonometría con el sistema MyotonPRO en seres humanos, en la musculatura de los miembros (Feng et al., 2018; Lee et al., 2021; Bravo-Sánchez et al., 2021), en el músculo trapecio (Kisilewicz et al., 2020), en otros diversos músculos (infraespinoso, erector de la columna, gastrocnemio) (Kelly et al., 2018) o en el tendón de Aquiles (Lee y Ooi, 2018). Estas investigaciones han demostrado que existe una buena correlación de la rigidez muscular (determinada en varias localizaciones, como el vientre muscular o en la unión músculo-tendinosa) entre elastografía y el sistema MyotonPRO (Feng et al., 2018).

Estas investigaciones subrayan la importancia de desarrollar herramientas clínicas fácilmente accesibles, rápidas, que requieran un entrenamiento medio, pero no para especialistas, lo cual limitaría su uso, para cuantificar las características físicas musculares y tendinosas. Aunque la elastografía es un método diagnóstico muy importante, validado para su uso en tendones y músculos, es costoso y necesita de un entrenamiento y conocimientos altamente especializados. Por todo esto, las investigaciones sobre el sistema MyotonPRO como método fácil y rápido de medición del tono, rigidez y elasticidad de tendones y músculos se han incrementado enormemente en personas.

La tensiomiografía es una técnica no invasiva, desarrollada también en los últimos 15-20 años, para evaluar las propiedades mecánicas del músculo esquelético (Pisot et al., 2008; Hunter et al., 2012). Se basa en la deformación radial del vientre muscular y del tiempo necesario para la deformación durante una única contracción, utilizando dos electrodos de superficie situados proximal y distalmente a la punta del sensor de un transductor magnético, presionado contra el vientre muscular, perpendicularmente a la piel. Incorporado en el transductor, existe un resorte integrado, que proporciona una presión inicial controlada en la superficie del vientre muscular. Después de una única estimulación eléctrica, el vientre del músculo aumenta y la punta del sensor mide el desplazamiento radial asociado al tiempo de contracción (García-García et al., 2015). Los parámetros obtenidos mediante tensiomiografía son el desplazamiento muscular, el tiempo y la velocidad de contracción. Estos parámetros han sido relacionados con los obtenidos con el MyotonPRO en 24 personas en los músculos erectores de la columna (Lohr et al., 2018),

Una publicación muy interesante a este respecto es la realizada por Bravo-Sánchez et al. (2021) sobre la medición de la rigidez regional en el músculo vasto lateral en seres humanos, comparando cuatro diferentes tecnologías: elastografía de tensión o presión, elastografía de ondas de corte, tensiomiografía y miotonometría con el sistema MyotonPRO. Estos autores encontraron que, la repetibilidad intra e inter-día fue excelente para el MyotonPRO y la tensiomiografía, mientras que fue buena a moderada con las dos técnicas de elastografía. En este estudio, al contrario que los mencionados anteriormente (Feng et al., 2018), no se halló una correlación entre la rigidez determinada mediante elastografía vs MyotonPRO y tensiomiografía, lo cual llevó a sugerir que determinan un tipo diferente de rigidez muscular. Por otro lado, destacaron que se podría haber alcanzado una saturación del elastograma, haciendo los exámenes complicados; además que esta técnica muestra dependencia del operador. La tensiomiografía define la rigidez como la amplitud pico en la curva desplazamiento-tiempo tras un estímulo eléctrico, por lo que podría ser más efectiva para músculos profundos, al contrario de lo que ocurre con la miotonometría del sistema MyotonPRO. Este último, por otro lado, cuantifica la rigidez dinámica, como ya hemos indicado antes. Debido a la fuerza aplicada por el MyotonPRO, posiblemente inferior a la aplicada en la elastografía, su uso quedaría limitado a la musculatura superficial y depende de las capas de tejido conectivo y grasa. De hecho, Bravo-Sánchez et al. (2021) encontraron una correlación negativa entre la rigidez dinámica determinada mediante miotonometría y el grosor de la capa grasa y una relación positiva con el grosor del tejido conectivo superficial.

No obstante, la tensiomiografía requiere de contracción, estiramiento, rotación o vibración previa, por lo que la influencia de estas vibraciones sobre las propiedades

mecánicas excluye la posibilidad de medir el tono muscular en una posición inicial relajada (Viir et al., 2006). La elastografía, en conocimiento de los autores, aún no ha sido investigada para su uso en la musculatura del caballo, pero sí existen algunos estudios en el tendón flexor digital superficial (Lustgarten et al., 2014; Secchi et al., 2021; Johnson et al., 2022).

La electromiografía es el estudio de la actividad muscular evaluada a partir de los potenciales de acción creados por la unidad motora. Un problema crítico en la utilización de la miotonometría en personas en la medición del tono muscular en reposo, es la diferenciación de una condición pasiva, estática, de una tensión adicional de baja intensidad producida por la activación del sistema nervioso central (Masi y Hannon, 2008). Por este motivo, algunos autores han utilizado simultáneamente la electromiografía y la miotonometría, con el objetivo de garantizar un tono muscular de reposo, fundamentalmente en personas con síndrome de Parkinson y en niños con parálisis cerebral y espasticidad (Nair et al., 2016; Shim y Kang, 2018).

2. Justificación de la investigación

El tono muscular del caballo varía según condiciones fisiológicas, como la presión de las riendas durante la monta, el propio ejercicio o entrenamiento, y según condiciones patológicas, ya sea por causas agudas (miositis) o crónicas, en las cuales puede haber una reducción del tono muscular (atrofia) o un aumento (hipertrofia) (Valberg, 2018). Por tanto, la evaluación del estado de tensión o tono muscular y de algunas propiedades biomecánicas y viscoelásticas, incluyendo la rigidez, tienen relevancia clínica en el caballo de deporte.

Por ejemplo, con una mejor visión fisiopatológica del tono, elasticidad y rigidez del músculo espástico, se puede evaluar con precisión la efectividad de las intervenciones terapéuticas utilizadas, para guiar las decisiones del tratamiento y para medir el progreso, siendo posible incluso programar un plan de rehabilitación más específico y personalizado para cada caballo (Ianieri et al., 2009; Charalambous, 2014). Algunos autores defienden que la elasticidad, medida en la ubicación específica sobre el vientre del músculo, puede convertirse en un biomarcador para el estado de salud física de los músculos esqueléticos, y puede servir en el futuro como un simple estimador de la edad biológica del cuerpo (con el envejecimiento los cambios degenerativos en el tejido conectivo conducen a una disminución de la elasticidad de los tejidos tegumentarios y el sistema músculo – esquelético) (Ianieri et al., 2009). Además, la rigidez del músculo y el tendón podría indicar objetivamente la condición del tejido, como dolor o fatiga, así como el riesgo de lesión (Feng et al., 2018; Bravo – Sánchez et al., 2021).

Nuestra investigación es un estudio preliminar realizado sobre la zona lateral del cuello. Dentro de las razones de la elección de esta zona para el estudio, se deben considerar sus importantes funciones biomecánicas. Así, existe una relación entre posibles problemas/disfunciones de dorso generados por una mala posición del cuello debido a problemas de atrofia, un trabajo desequilibrado o dolor cervical que, además, puede involucrar un acortamiento de la fase craneal del tranco (teoría del arco y de la cuerda definida por Strasser en 1913 para describir la biomecánica del dorso influenciada por el movimiento y posición del cuello y la cabeza). Otro motivo añadido para prestar atención al estado de la musculatura lateroventral del cuello es que, estos músculos, junto con el masetero, se consideran puntos de tensión muscular asociados al estrés (Rankins et al., 2022). Este estrés podría explicar y justificar, en parte, la frecuente presencia de puntos gatillo, punto localizable e hiperirritable en una banda tensa palpable (Macgregor y Von Schweinitz, 2006).

Hasta ahora, el tono muscular y la rigidez han sido determinados de forma clínica, subjetiva, sin tener una validación de estas mediciones. Esto dificulta la comparación entre estudios, con evaluaciones distintas según el clínico, y reduce la obtención de unos resultados científicos exactos sobre el uso de diversas modalidades de tratamiento (Haussler et al., 2010; 2020; Dyson, 2016; Walker et al., 2016).

La utilización de la miotonometría con el sistema MyotonPRO requiere de una evaluación en el caballo. En conocimiento de los autores, existe un único estudio sobre este tema en caballos, realizado por Vesterinen (2018), en el cual se valora el efecto del vapor de agua sobre la cabeza larga del músculo tríceps braquial, músculo torácico largo y el músculo semitendinoso. Dicho estudio se realizó sin previa validación del equipo, resultando en una conclusión esperada: necesidad de estudios para optimizar la técnica en busca de resultados de calidad, ya que no se encontró ninguna diferencia significativa.

Este año, nuestro grupo de investigación, ha llevado a cabo un estudio preliminar, evaluando la repetibilidad del sistema MyotonPRO en la zona ultrasonográfica 2A de la región metacarpiana palmar de 12 caballos sanos, sin tendinopatía del flexor digital superficial, con el miembro en apoyo y levantado (Díaz-Carrera et al., 2022). Así, en este estudio, la rigidez dinámica mostró valores de 1451 ± 123 y $523,2 \pm 98,14$ N/m en miembros en apoyo y elevados. Se encontraron valores de ICC para la repetibilidad intra-observador de 0,87 y para la reproducibilidad inter-observador de 0,83 respectivamente. El error estándar de medición fue de 61,23 y 65,38 para los miembros en apoyo y elevados. Por tanto, parece ser que este sistema tiene una correcta repetibilidad y reproducibilidad en esa zona anatómica, si bien su utilidad clínica debe ser evaluada en el futuro.

3. Objetivos e Hipótesis

La evaluación clínica de las características musculares, particularmente en cuello y en región toracolumbar del caballo de deporte es esencial, para diagnosticar patologías primarias o secundarias (hipertonicidad muscular en caso de dolor por motivos varios), para detectar alteraciones asociadas a la monta o al uso de riendas auxiliares, o acumulación de fatiga y/o estrés físico-mental. El desarrollo de sistemas objetivos que permitan comparar entre clínicos, o a lo largo del tiempo, para evaluar los efectos de diversas terapias o intervenciones, es un punto esencial. El sistema de miotonometría (MyotonPRO) es utilizado cada vez con más frecuencia en seres humanos para determinar el tono muscular, las propiedades biomecánicas y viscoelásticas del músculo. Aún no se ha evaluado su uso en caballos.

Por todo ello, **EL OBJETIVO PRINCIPAL** de nuestro estudio es evaluar el uso de un sistema de miotonometría (MyotonPRO) en el cuello del caballo.

Como **OBJETIVOS PARTICULARES**, tenemos los siguientes:

Primer objetivo: Evaluar la repetibilidad, entendida como la variación de las medidas repetidas en un mismo sujeto, bajo condiciones idénticas, intra-observador, de las mediciones miotonométricas de la musculatura lateral del cuello en caballos sin lesión aparente.

Segundo objetivo: Investigar si existen diferencias significativas entre cinco zonas anatómicas diferentes y entre los dos lados cervicales, derecho e izquierdo.

Tercer objetivo: Analizar la reproducibilidad de dichas mediciones, referida a la variación en medición de un mismo sujeto, bajo condiciones diferentes, entre observadores distintos.

Cuarto objetivo: Determinar la reproducibilidad de las mediciones, viendo la variación en la medición en un mismo sujeto, por un mismo observador, a largo plazo.

Con todo ello, queremos establecer un punto de partida que nos permita continuar estas mediciones en caballos con patologías, antes y después de diversas intervenciones (por ejemplo, aplicación de diversas terapias electrofísicas, terapias manuales o manipulativas).

Las **HIPÓTESIS DE PARTIDA** son las siguientes: 1) Que el miotonómetro (MyotonPRO) tendrá la suficiente repetibilidad y reproducibilidad para garantizar el inicio del estudio de su posible utilización clínica; 2) Que la mayor elasticidad de las regiones más cercanas a las zonas tendinosas, que son las que mayor cantidad de energía absorben, será evidente mediante este sistema; 3) Que no habría diferencias significativas entre el lado

derecho e izquierdo del cuello, ya que no se trata de caballos que estén en entrenamiento activo o siendo montados en la actualidad.

4. Material y Métodos

La presente investigación ha sido realizada siguiendo las directrices del Comité de Bioética y Bioseguridad de Experimentación Animal de la Universidad de Córdoba, así como el Código de Buenas Prácticas Docentes Veterinarias. Al tratarse de un procedimiento, no invasivo (inferior a la punción con una aguja), no se requiere aprobación por parte del comité ético. En todos los casos se veló por el bienestar de los animales.

4.1 Caballos

En el estudio se han incluido 9 caballos (5 machos y 4 hembras), pertenecientes al Hospital Clínico Veterinario y al Centro de Medicina Deportiva Equina CEMEDE de la Universidad de Córdoba. Se tratan de caballos cedidos a la Facultad de Veterinaria como animales de prácticas, cuya edad estaba comprendida entre 7 y 18 años de edad.

No se siguió ningún criterio de inclusión especial, ya que todos ellos estaban libres de dolor cervical y dorsolumbar (evaluación por Irene Martínez (I.M) y Ana Muñoz (A.M), no estaban en entrenamiento activo y no eran montados. Se le hizo un examen de cojera siguiendo las directrices AAEP (*'American Association of Equine Practitioners'*)¹. Solo se seleccionaron animales sin cojera.

El número (n) de caballos fue el mayor posible, ya que el programa GPower, considerando un 80% de potencia estadística y un valor de α de 0,05, para métodos no paramétricos, indicó un valor n de 12 animales. Desafortunadamente no se pudo conseguir este número n, ya que el resto de animales a nuestra disposición estaban siendo montados, competían habitualmente o presentaban cojeras de baja intensidad, lo cual podría haber alterado los resultados de esta investigación. Por tanto, pretendemos incrementar este número para su posterior publicación.

¹ Graduación de cojeras según la *'American Association of Equine Practitioners'*: 0) Ausencia de cojera perceptible bajo cualquier circunstancia; 1) Cojera de difícil observación o no aparente de forma constante; 2) Cojera difícil de observar al paso o al trote en línea recta, pero de apariencia constante en ciertas circunstancias; 3) Cojera constantemente observable al trote bajo cualquier circunstancia; 4) Cojera con marcado cabeceo, movimiento pélvico o tranco acortado; 5) Cojera tan severa que el apoyo sobre la extremidad es mínimo o inexistente, ya sea en movimiento o en estación, pudiendo oponer resistencia al movimiento (AAEP, 1991; Keegan et al., 2007; 2010).

4.2 Descripción del Protocolo Experimental

La parte experimental se ha estructurado en varias fases y subfases:

Primera fase. Objetivos 1 y 2: Determinar los valores de ICC para las 3 medidas consecutivas de un observador, en cinco localizaciones del cuello y en el lado derecho e izquierdo (repetibilidad) (subfase 1.1.), diferenciando entre las localizaciones y entre los dos lados (subfase 1.2.).

Segunda fase. Objetivos 3 y 4: Determinar los valores de ICC las variables a medir entre las medidas de dos observadores (subfase 2.1.) y a largo plazo para un observador (1-2 días después) (reproducibilidad) (subfase 2.2.).

Los caballos fueron introducidos en un potro de contención, sujetos a dos vientos para minimizar el movimiento de la cabeza, puesto que la alineación de la misma es particularmente importante en el control postural: problemas de alineación en el sistema musculoesquelético tienen un efecto negativo sobre la rigidez de los músculos funcionalmente conectados en estado de reposo que pueden alterar las mediciones obtenidas (Wang, 2019). Los animales no fueron sedados, ya que suponemos que la sedación modifica el tono muscular, si bien es un punto a evaluar en investigaciones futuras.

La posición del cuello fue evaluada mediante la realización de fotografías laterales de los animales y medición posterior de dos ángulos: 1) medición del ángulo formado por la rama de la mandíbula y la línea ventral del cuello, tomando como referencia la bifurcación de la vena yugular (ángulo 1); 2) medición del ángulo entre la línea que une la articulación atlanto-occipital y la rima de la boca, y la línea que une el mismo punto de la articulación de la nuca y la línea ventral del cuello (ángulo 2) (Figura 1). Se intentó que estos ángulos fueran lo más similares posible a la hora de realizar las mediciones. Los ángulos fueron medidos mediante la aplicación 'Angulus'.

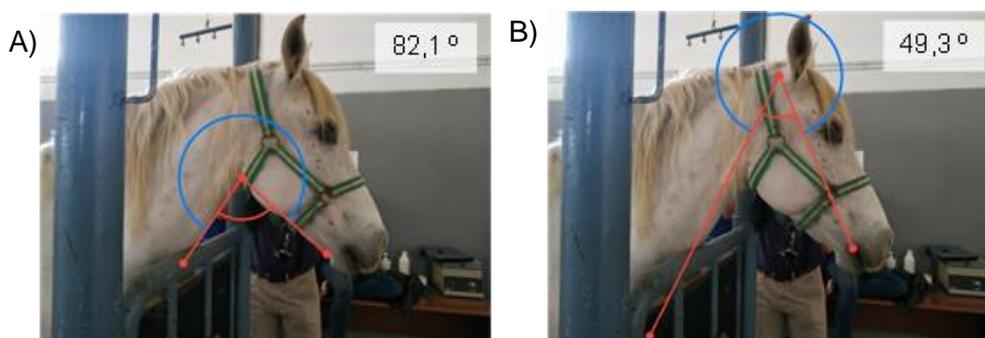


Figura 1. Medición de ángulos en aplicación "Angulus". Ángulo A: ángulo formado por la rama de la mandíbula y la línea ventral del cuello. Ángulo B: ángulo entre la línea que une la articulación atlanto – occipital y la rima de la boca, y la línea ventral del cuello. (Imagen propia).

4.2.1 Descripción de la fase 1

Subfases 1.1. y 1.2. Un observador (I.M.) realizó tres mediciones consecutivas en tres puntos anatómicos concretos, a nivel de la 3ª, 4ª y 5ª vértebras cervicales, localizadas mediante palpación de sus apófisis transversas y dos mediciones adicionales, en el punto medio entre la 3ª y 4ª vértebra cervical y entre la 4ª y 5ª vértebra cervical. La localización de estas cinco mediciones, denominadas C3, C3A (intermedio C3-C4), C4, C4A (intermedio C4-C5) y C5. Estas mediciones se realizaron en el lado derecho e izquierdo del cuello, empezando de forma alternativa en cada animal por uno de los laterales.



Figura 2. Señalización de los puntos de medición en el cuello del caballo (Imagen propia).

4.2.2 Descripción de la fase 2

Subfase 2.1. Las mediciones fueron posteriormente realizadas, siguiendo el mismo procedimiento, por un segundo observador Luis Barcia (L.B.); Subfase 2.2.; las mediciones fueron realizadas de nuevo por el observador de la fase 1 (I.M.) para evaluar la reproducibilidad a largo plazo. Estas mediciones se hicieron 1-2 días después de las realizadas en las fases 1.1. y 1.2.

4.3 Miotonómetro

Se ha utilizado un miotonómetro portátil (MyotonPRO), que produce oscilaciones por un corto pulso mecánico (15 ms, 0,58 N). El sistema hace que el tejido sobre el que se aplica responda en forma de oscilaciones amortiguadas, las cuales son registradas por un sensor de aceleración y procesado por un microprocesador, dando un resultado cuantitativo (Ianieri et al., 2009). El sistema se colocó de forma perpendicular al lugar de medición, siendo presionado contra la piel, hasta que apareció una luz de color verde en la sonda o punta desde donde se ejerció la presión. Si el miotonómetro se encontraba girado, mal colocado o no perpendicular al tejido a medir, aparecía una luz roja y no se llevaban a cabo las mediciones.



Figura 3. MyotonPRO (Imagen propia).

Figura 4. Medición del tono muscular con MyotonPRO (Imagen propia).



Figura 5. Detalle de colocación del MyotonPRO (Imagen propia)



4.4. Parámetros determinados con el miotonómetro

El miotonómetro que hemos utilizado en este estudio determina 4 parámetros:

- 1) Frecuencia oscilométrica (Hz): característica del tono muscular mientras el músculo está relajado, es decir, estado de tensión en reposo o la resistencia del músculo al estiramiento pasivo durante el estado de reposo.
- 2) Rigidez dinámica (N/m): calculada mediante la aceleración de la oscilación en el músculo, y expresa cuánta fuerza se requiere para deformar el músculo
- 3) Decrecimiento logarítmico de la oscilación natural (sin unidades): describe la habilidad del músculo para recuperar su forma después de ser deformado. A partir de este parámetro se puede calcular la elasticidad como la inversa del decrecimiento
- 4) Tiempo de relajación del estrés mecánico (ms): tiempo que transcurre hasta que el músculo recupera su forma original.

4.5. Análisis estadístico

Los datos se presentan como medias y desviación estándar. La normalidad de los datos se evaluó mediante el test de Shapiro-Wilk y mediante los histogramas de frecuencia. Los datos no se ajustaron a una distribución normal, con excepción del tiempo de relajación, por lo que se procedió a su transformación logarítmica. Con posterioridad, los datos transformados se ajustaron a una distribución normal. Una prueba de Levene indicó que la varianza era homocedástica.

Fase 1. La repetibilidad de las tres medidas llevadas a cabo por un observador (I.M.) se ha evaluado mediante el coeficiente de correlación intraclase (ICC, '*intraclass correlation coefficient*'), utilizando un modelo mixto de doble vía (ICC, 3k, '*two-way mixed average measures, absolute agreement*'), según la clasificación de Shrout y Fleiss (1979). Según Koo y Li (2016), el ICC muestra un acuerdo malo cuando es inferior a 0,5; moderado entre 0,50-0,75; bueno de 0,75-0,90 y excelente más de 0,90.

A continuación, se hizo un análisis factorial para muestras repetidas, considerando factores categóricos: vez de medición (tres medidas consecutivas de cada zona), zona anatómica (C3, C3A, C4, C4A y C5) y del lateral del cuello (derecho e izquierdo). Las diferencias se evaluaron mediante un análisis de varianza ANOVA para muestras relacionadas y una prueba t como análisis post-hoc.

Fase 2. La reproducibilidad inter-observador e intra-observador a largo plazo fueron evaluados mediante el cálculo de los ICC, utilizando un modelo aleatorio de doble vía (ICC, 2k, '*two-way random average measures, absolute agreement*'), Las diferencias entre las mediciones de ambos observadores, así como entre las dos mediciones realizadas por el mismo observador en momentos diferentes se analizaron mediante una prueba t para muestras independientes.

Los datos de los 2 ángulos medidos sí se ajustaron a una distribución normal. La comparación entre las dos mediciones de estos ángulos (día de evaluación de la repetibilidad, fase 1.1.; evaluación a largo plazo, 1-2 días después) se realizó mediante una prueba t para muestras independientes.

Se han utilizado los programas estadísticos Statistica (Statistica for windows v.13.0) y IBM SPSS 21. El nivel de significación fue de $p < 0,05$.

5. Resultados

5.1 Fase 1.

Tabla 3. Coeficientes de correlación intraclass ICC intra-observador y 95% del intervalo de confianza (entre paréntesis) de las mediciones realizadas por el lado derecho del cuello

Zona anatómica	Frecuencia de oscilación natural	Rigidez dinámica	Decrecimiento logarítmico de la oscilación natural	Tiempo de relajación del estrés mecánico natural
Zona C3	0,831 (0,455-0,959)	0,942 (0,826-0,986)	0,882 (0,650-9,971)	0,942 (0,827-0,986)
Zona C3A	0,918 (0,683-0,981)	0,912 (0,703-0,979)	0,950 (0,849-0,988)	0,907 (0,502-0,980)
Zona C4	0,937 (0,812-9,984)	0,912 (0,725-0,978)	0,868 (0,588-0,976)	0,901 (0,696-0,976)
Zona C4A	0,926 (0,770-0,982)	0,935 (0,805-0,984)	0,778 (0,342-0,945)	0,942 (0,821-0,986)
Zona C5	0,943 (0,829-0,986)	0,918 (0,752-0,980)	0,554 (0,447-0,892)	0,937 (0,802-0,985)

Subfase 1.1. Los ICC para el lado derecho e izquierdo, se muestran en las tablas 3 y 4 respectivamente. En general, la repetibilidad intra-observador ha sido de buena a excelente, con excepción del decrecimiento logarítmico de la oscilación natural, inverso de la elasticidad, que tuvo una repetibilidad de buena a suficiente en la zona C5 del lado derecho del cuello y en la zona C3A del lado izquierdo.

Tabla 4. Coeficientes de correlación intraclass ICC intra-observador y 95% del intervalo de confianza (entre paréntesis) de las mediciones realizadas por el lado izquierdo del cuello

Zona anatómica	Frecuencia de oscilación natural	Rigidez dinámica	Decrecimiento logarítmico de la oscilación natural	Tiempo de relajación del estrés mecánico natural
Zona C3	0,973 (0,918-0,993)	0,963 (0,888-0,991)	0,909 (0,726-0,978)	0,975 (0,922-0,994)
Zona C3A	0,912 (0,720-0,979)	0,893 (0,665-0,974)	0,586 (0,326-0,894)	0,898 (0,676-0,975)
Zona C4	0,947 (0,840-0,987)	0,962 (0,884-0,990)	0,938 (0,815-0,985)	0,956 (0,867-0,989)
Zona C4A	0,821 (0,475-0,955)	0,917 (0,417-0,956)	0,820 (0,419-0,956)	0,833 (0,510-0,958)
Zona C5	0,960 (0,876-0,990)	0,962 (0,883-0,991)	0,914 (0,737-0,979)	0,964 (0,891-0,991)

Subfase 1.2. Los resultados para el análisis factorial para muestras repetidas se presentan en la tabla 5. El lado de medición afectó a la frecuencia natural de oscilación y al tiempo de relajación de estrés mecánico. La frecuencia natural de oscilación, el decrecimiento logarítmico de la oscilación natural y el tiempo de relajación de estrés mecánico fueron diferentes según la zona anatómica. No hubo diferencias significativas entre las 3 veces de medición repetidas del mismo observador.

Tabla 5. Resultados del análisis factorial para muestras repetidas considerando como factores categóricos el lado, la zona anatómica y la vez de medición para un solo observador (I.M.)

	F	p	F	p	F	p	F	p
	Frecuencia natural de oscilación		Rigidez dinámica		Decrecimiento logarítmico de la oscilación natural		Tiempo de relajación de estrés mecánico	
Lado	3,960	0,047	3,000	0,084	3,090	0,080	6,270	0,013
Zona	3,730	0,006	3,15	0,085	10,31	0,000	5,360	0,000
Veza	0,150	0,859	0,08	0,921	0,29	0,750	0,220	0,804

La frecuencia natural de oscilación mostró valores superiores en el lado derecho en comparación con el lado izquierdo en la zona C4A ($p=0,022$). Se encontraron valores superiores en el lado derecho para la zona C5 que para la zona C3 ($p=0,015$).

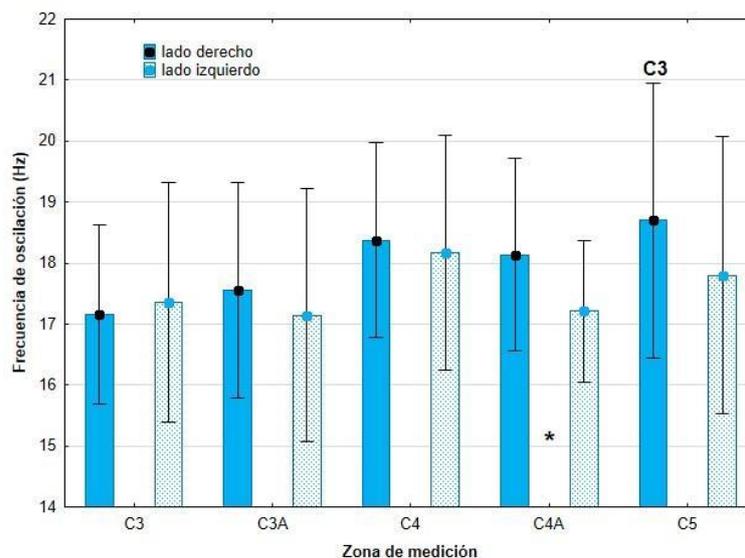


Figura 6. Valores medios (\pm desviación estándar) de la frecuencia de oscilación natural, representando el tono o estado de tensión muscular en 5 zonas anatómicas diferentes del cuello, en el lado derecho e izquierdo (*: diferencias significativas entre lado derecho e izquierdo; encima de cada columna se indica las zonas anatómicas con las que existen diferencias significativas) $p<0,05$.

Se encontró un valor superior para la rigidez dinámica en el lado derecho de la zona C4A que en el lado izquierdo ($p=0,036$), sin diferencias entre zonas anatómicas dentro de cada lado del cuello (Figura 7).

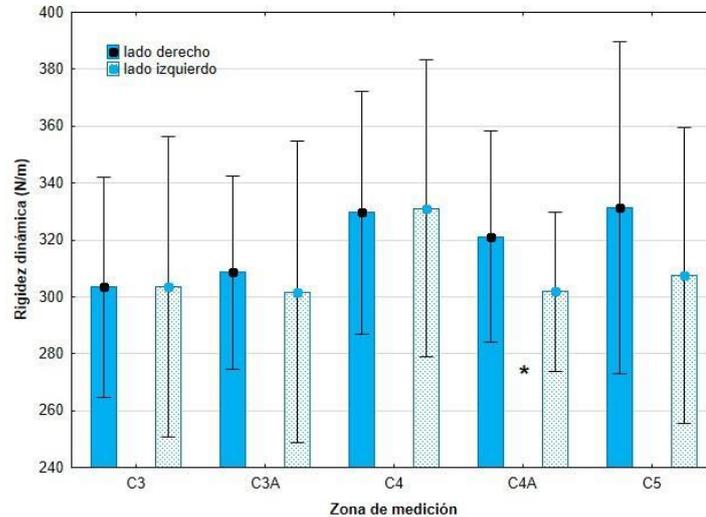


Figura 7. Valores medios (\pm desviación estándar) de la rigidez mecánica, en 5 zonas anatómicas diferentes del cuello, en el lado derecho e izquierdo (*: diferencias significativas entre lado derecho e izquierdo) $p<0,05$.

El decrecimiento logarítmico de la oscilación natural, inverso de la elasticidad, fue superior en el lado derecho de la zona C3, en comparación con el lado izquierdo ($p=0,003$). Por otro lado, en el lado derecho, se ha encontrado una reducción progresiva de este parámetro al comparar las diversas zonas anatómicas, si bien las diferencias anatómicas se encontraron entre C3 y con C4 ($p=0,012$), C4A ($p=0,002$) y C5 ($p=0,000$) y de C3A con C4A ($p=0,018$) y con C5 ($p=0,000$) (Figura 8).

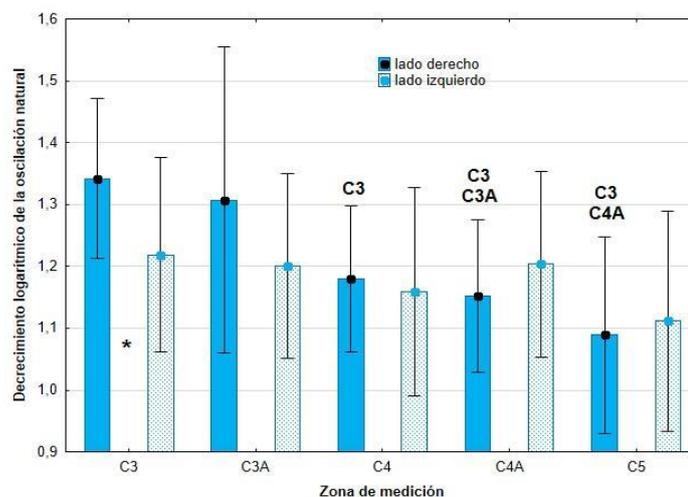


Figura 8. Valores medios (\pm desviación estándar) del decrecimiento logarítmico de la oscilación natural, representando la elasticidad muscular, en 5 zonas anatómicas diferentes del cuello, en el lado derecho e izquierdo (*: diferencias significativas entre lado derecho e izquierdo; encima de cada columna se indica las zonas anatómicas con las que existen diferencias significativas) $p<0,05$.

El tiempo de relajación del estrés mecánico fue inferior en el lado derecho de la zona C4A que en el lado izquierdo ($p=0,016$). Al comparar entre zonas, por el lado derecho, se encontró que este parámetro fue superior en la zona C3 que en la zona C4 ($p=0,040$) y C5 ($p=0,031$) (Figura 9).

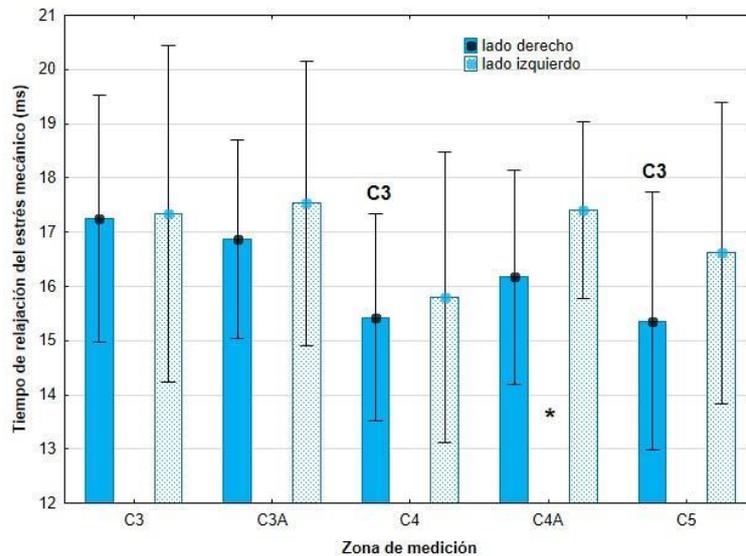


Figura 9. Valores medios (\pm desviación estándar) del tiempo de relajación del estrés mecánico, en 5 zonas anatómicas diferentes del cuello, en el lado derecho e izquierdo (* diferencias significativas entre lado derecho e izquierdo; encima de cada columna se indica las zonas anatómicas con las que existen diferencias significativas) $p<0,05$.

5.2 Fase 2.

Subfase 2.1. El ICC inter-observador presentó valores inferiores a los descritos previamente intra-observador. En muchos casos, los valores de ICC estuvieron comprendidos entre 0,400 y 0,900 (acuerdo moderado), tanto por el lado derecho como por el izquierdo, como se muestra en las tablas 6 y 7. El parámetro con menor reproducibilidad inter-observador fue el decrecimiento logarítmico de la oscilación natural.

Tabla 6. Coeficientes de correlación intraclase ICC inter-observador y 95% del intervalo de confianza (entre paréntesis) de las mediciones realizadas por el lado derecho del cuello (se marca en negrita el ICC inferior a 0,500)

Zona anatómica	Frecuencia de oscilación natural	Rigidez dinámica	Decrecimiento logarítmico de la oscilación natural	Tiempo de relajación del estrés mecánico natural
Zona C3	0,485 (0,131-0,767)	0,678 (0,279-0,856)	0,416 (0,332-0,741)	0,684 (0,284-0,859)
Zona C3A	0,799 (0,556-0,909)	0,727 (0,402-0,876)	0,334 (0,144-0,684)	0,733 (0,423-0,878)
Zona C4	0,867 (0,712-0,939)	0,865 (0,701-0,938)	0,756 (0,429-0,892)	0,824 (0,613-0,920)
Zona C4A	0,673 (0,292-0,850)	0,675 (0,305-0,850)	0,480 (0,210-0,570)	0,753 (0,462-0,887)
Zona C5	0,890 (0,759-0,950)	0,871 (0,679-0,944)	0,699 (0,337-0,864)	0,878 (0,704-0,947)

Tabla 7. Coeficientes de correlación intraclase ICC inter-observador y 95% del intervalo de confianza (entre paréntesis) de las mediciones realizadas por el lado izquierdo del cuello (se marca en negrita el ICC inferior a 0,500)

Zona anatómica	Frecuencia de oscilación natural	Rigidez dinámica	Decrecimiento logarítmico de la oscilación natural	Tiempo de relajación del estrés mecánico natural
Zona C3	0,924 (0,835-0,966)	0,862 (0,689-0,938)	0,454 (0,239-0,640)	0,897 (0,774-0,983)
Zona C3A	0,834 (0,634-0,924)	0,832 (0,637-0,923)	0,346 (0,197-0,530)	0,830 (0,624-0,923)
Zona C4	0,736 (0,403-0,881)	0,760 (0,472-0,891)	0,320 (0,150-0,560)	0,667 (0,290-0,846)
Zona C4A	0,680 (0,304-0,853)	0,708 (0,361-0,867)	0,386 (0,120-0,524)	0,677 (0,311-0,851)
Zona C5	0,916 (0,816-0,962)	0,918 (0,823-0,963)	0,514 (0,210-0,772)	0,906 (0,795-0,957)

Subfase 2.2. Los valores de ICC para la reproducibilidad intra-operador a largo plazo fue, en general, moderada (Tablas 8 y 9).

Tabla 8. Coeficientes de correlación intraclassa ICC intra-observador de reproducibilidad a largo plazo y 95% del intervalo de confianza (entre paréntesis) de las mediciones realizadas por el lado derecho del cuello (se marca en negrita el ICC inferior a 0,500)

Zona anatómica	Frecuencia de oscilación natural	Rigidez dinámica	Decrecimiento logarítmico de la oscilación natural	Tiempo de relajación del estrés mecánico natural
Zona C3	0,690 (0,425-0,850)	0,611 (0,411-0,844)	0,451 (0,215-0,751)	0,298 (0,015-0,484)
Zona C3A	0,565 (0,327-0,802)	0,600 (0,330-0,817)	0,663 (0,446-0,800)	0,673 (0,483-0,851)
Zona C4	0,574 (0,362-0,750)	0,575 (0,366-0,807)	0,739 (0,543-0,835)	0,661 (0,476-0,844)
Zona C4A	0,532 (0,396-0,712)	0,371 (0,141-0,624)	0,415 (0,229-0,669)	0,437 (0,236-0,658)
Zona C5	0,475 (0,205-0,671)	0,315 (0,110-0,501)	0,318 (0,121-0,526)	0,312 (0,139-0,541)

Tabla 9. Coeficientes de correlación intraclassa ICC intra-observador de reproducibilidad a largo plazo y 95% del intervalo de confianza (entre paréntesis) de las mediciones realizadas por el lado izquierdo del cuello (se marca en negrita el ICC inferior a 0,500)

Zona anatómica	Frecuencia de oscilación natural	Rigidez dinámica	Decrecimiento logarítmico de la oscilación natural	Tiempo de relajación del estrés mecánico natural
Zona C3	0,773 (0,521-0,915)	0,697 (0,392-0,941)	0,557 (0,321-0,765)	0,843 (0,661-0,958)
Zona C3A	0,645 (0,398-0,954)	0,774 (0,504-0,935)	0,782 (0,519-0,975)	0,761 (0,452-0,919)
Zona C4	0,464 (0,225-0,668)	0,464 (0,215-0,625)	0,420 (0,238-0,637)	0,477 (0,274-0,619)
Zona C4A	0,468 (0,251-0,515)	0,479 (0,225-0,581)	0,432 (0,376-0,540)	0,487 (0,305-0,668)
Zona C5	0,443 (0,284-0,609)	0,402 (0,306-0,509)	0,462 (0,304-0,517)	0,513 (0,353-0,691)

A pesar de que la reproducibilidad intra-operador fue sólo moderada, no se encontraron diferencias significativas entre las medidas realizadas, para las diversas variables, para el lado derecho e izquierdo respectivamente (Tablas 10 y 11).

Tabla 10. Valores medios y desviación estándar de los parámetros medidos, en las 5 zonas anatómicas, por el lado derecho, comparando entre los valores a corto y a largo plazo, determinados por un solo observador (I.M.)

	Zona C3	Zona C3A	Zona C4	Zona C4A	Zona C5
	Frecuencia de oscilación natural (Hz)				
A corto plazo	17,16±1,47	17,55±1,77	18,38±1,50	18,13±1,58	18,70±2,26
A largo plazo	17,21±1,40	17,79±1,88	19,53±1,93	18,12±2,13	18,33±1,45
	Rigidez dinámica (N/m)				
A corto plazo	303,4±38,6	308,6±33,8	329,6±42,7	321,1±37,19	331,2±58,4
A largo plazo	297,1±37,0	317,3±49,3	359,6±49,0	330,7±54,46	322,1±42,71
	Decrecimiento logarítmico de la oscilación natural				
A corto plazo	1,342±0,13	1,307±0,25	1,184±0,11	1,152±0,12	1,089±0,16
A largo plazo	1,316±0,20	1,352±0,20	1,177±0,196	1,235±0,20	1,151±0,11
	Tiempo de relajación del estrés mecánico (ms)				
A corto plazo	17,24±2,28	16,87±1,83	15,43±1,91	161,7±1,98	15,36±2,38
A largo plazo	17,48±2,16	16,55±2,56	14,57±2,41	16,15±2,59	15,90±1,96

Tabla 11. Valores medios y desviación estándar de los parámetros medidos, en las 5 zonas anatómicas, por el lado izquierdo, comparando entre los valores a corto y a largo plazo, determinados por un solo observador (I.M.)

	Zona C3	Zona C3A	Zona C4	Zona C4A	Zona C5
Frecuencia de oscilación natural (Hz)					
A corto plazo	17,36±1,96	17,14±2,08	18,17±1,92	17,21±1,16	17,80±2,27
A largo plazo	18,27±2,22	18,44±2,58	18,41±2,25	17,87±2,13	18,32±1,69
Rigidez dinámica (N/m)					
A corto plazo	303,4±52,76	301,7±52,90	326,2±52,08	301,9±27,91	307,4±52,02
A largo plazo	323,3±51,29	329,7±70,99	326,2±52,85	312,8±54,1	319,1±52,28
Decrecimiento logarítmico de la oscilación natural					
A corto plazo	1,219±0,16	1,200±0,149	1,159±0,168	1,204±0,150	1,111±0,178
A largo plazo	1,316±0,26	1,206±0,202	1,220±0,161	1,199±0,155	1,239±0,260
Tiempo de relajación del estrés mecánico (ms)					
A corto plazo	17,33±3,11	17,54±2,63	15,79±2,67	17,39±1,631	16,61±2,78
A largo plazo	16,16±2,65	16,28±2,94	16,04±2,72	17,01±2,809	16,48±2,55

No se encontraron diferencias significativas en los dos ángulos en los dos tiempos de medición (Tabla 12).

Tabla 12. Valores medios y desviación estándar de los dos ángulos medidos, en dos ocasiones, para confirmar que no hubo variaciones en la posición del cuello durante los experimentos

	Ángulo 1 (°)	Ángulo 2 (°)
Medición primera vez (durante la fase 1)	87,30±4,65	50,10±3,73
Medición segunda vez (durante la fase 2)	88,41±4,69	50,84±5,11

6. Discusión

El estado de tensión muscular, las características mecánicas y viscoelásticas del músculo no se suelen determinar de forma objetiva en el caballo de deporte. Si bien existen escalas subjetivas de evaluación del tono muscular y del grado de atrofia muscular

(Zimmerman et al., 2012; Argüelles et al., 2020; Trager et al., 2020), no están validadas en veterinaria. En seres humanos, se ha desarrollado un sistema rápido y objetivo de medición, que requiere una formación mínima, pero sí una estandarización, para medir estas características del músculo y otros tejidos, como es el tendón. Dicho sistema permite valorar de forma objetiva y específica algunas características musculares, facilitando la implantación de un programa de rehabilitación más personalizado y específico de acuerdo al caso estudiado, así como comparar la evolución de un paciente tras la instauración de diversas terapias. Nuestro estudio busca evaluar si este sistema podría ser aplicado al caballo en la región cervical lateral.

El primer objetivo de esta investigación era evaluar la repetibilidad, es decir, la variación de las medidas repetidas en un mismo sujeto, bajo condiciones idénticas, por la misma investigadora (I.M.) En general, los resultados obtenidos respaldan que la repetibilidad de la técnica fue de buena a excelente, con excepción del decrecimiento logarítmico de la oscilación natural, que tuvo una repetibilidad de buena a suficiente en la zona C5 del lado derecho y en la zona C3A del lado izquierdo. No tenemos una justificación para estos resultados, ya que la bibliografía disponible en personas contempla fundamentalmente dos parámetros: la frecuencia de oscilación natural y la rigidez dinámica. En cuanto a estos últimos parámetros, numerosas investigaciones realizadas en personas han mostrado resultados similares, con altos valores para ICC, reflejando una buena a excelente repetibilidad (Davidson et al., 2017; Chen et al., 2019; Bravo-Sánchez et al., 2021).

Con respecto al segundo objetivo, hemos encontrado diferencias entre la zona anatómica y el lateral del cuello. Lo más relevante en relación a la zona anatómica es la reducción del decrecimiento logarítmico desde C4 hasta C5, es decir, la elasticidad muscular se incrementó distalmente en el cuello. Este resultado es interesante, teniendo en cuenta que la elasticidad aumenta conforme la localización se acerca más a la unión tendinosa, hecho que hemos demostrado en nuestro estudio, confirmando nuestra segunda hipótesis y como habían reseñado previamente otros autores en humana (Agyapong-Badu et al., 2018).

Contrariamente a lo propuesto en nuestra tercera hipótesis, sí hemos encontrado diferencias significativas entre ambos lados del cuello, a pesar de que los caballos no eran entrenados. Entre las razones en las que podemos justificarlo, es en la existencia inevitable de estímulos ambientales que podían atraer al animal y hacer que el mantenimiento preciso de la postura fuese complicado. Otra posible justificación es que los caballos tuvieran un estado de tensión diferente durante el estudio. De hecho, en personas, para hacer estos estudios en músculo, se solicita la cooperación del participante, que debe estar relajado durante el experimento y adicionalmente, se evalúa la contracción muscular mediante

electromiografía. Esto es un limitante en caballos, lo cual posiblemente determine que el MyotonPRO no pueda ser utilizado clínicamente en todos los músculos superficiales equinos. Hemos intentado que la posición del cuello fuera similar durante todo el estudio, atando al caballo a dos vientos al potro de contención e intentando mantener ángulos cabeza-cuello similares, pero evidentemente el grado de tensión de cada animal no puede ser estandarizado.

Como tercer y cuarto objetivo, planteamos analizar la reproducibilidad inter-observador e intra-observador a largo plazo. Existen dos tipos de interpretación de los ICC, según autores. El sistema propuesto por Portney y Watkins (2009) es el siguiente: acuerdo excelente $ICC > 0,75$, bueno $0,74-0,4$; pobre $< 0,4$. El sistema que hemos usado es el de Koo y Li (2016), algo más exigente y que considera los siguientes valores ICC: acuerdo excelente $ICC > 0,90$; bueno $0,75-0,90$; moderado o suficiente $0,50-0,74$; pobre $< 0,5$. En base a este último la reproducibilidad intra-observador es, en general, suficiente o buena, e incluso excelente en algunas medidas y zonas, siendo baja o pobre en el caso del decrecimiento logarítmico de la oscilación natural. Esto indica que, cuando las medidas son realizadas en el mismo momento, por dos investigadores o clínicos diferentes, la reproducibilidad es suficiente. Sin embargo, cuando se comparan los valores obtenidos por un mismo investigador en dos días diferentes, los valores de ICC son inferiores, estando en muchos casos por debajo de $0,5$ e indicando un acuerdo pobre. Creemos que esto se debe a que el estado de tensión del músculo puede ser diferente según el grado de estrés del animal. A pesar de ello, no hemos encontrado diferencias significativas al comparar los valores obtenidos por el mismo investigador en dos días distintos.

Tenemos que tener en cuenta que el sistema MyotonPRO ha sido desarrollado para seres humanos, lo cual puede tener una serie de limitaciones. Por ejemplo, los caballos tienen músculos significativamente más grandes que los humanos, y puede existir más tejido conectivo entre el sensor y el músculo, tejido con el cual MyotonPRO muestra una correlación positiva (con respecto a la rigidez) con la delgadez del mismo (Vesterinen 2018; Bravo-Sánchez et al., 2021). En este mismo sentido, las características del tejido graso pueden evitar la oscilación de la cabeza o sonda para alcanzar el músculo, mostrando una correlación negativa (respecto a la rigidez) con la delgadez del tejido graso. De hecho, se ha establecido que MyotonPRO no es adecuado para la medición de la rigidez muscular cuando la región de interés posee una grasa subcutánea superior a 20 mm (Ianieri et al., 2009; Bravo - Sánchez et al., 2021; Lee et al., 2021). Hemos buscado en la bibliografía el grosor de la piel equina en diferentes localizaciones, pero solo hemos encontrado un estudio al respecto (Wakuri et al., 1995) que describe el grosor de la piel en el caballo, con una media aproximadamente de $3,8$

mm, frente a 0,6 mm en el ser humano. Nuestro grupo ha llevado a cabo un experimento preliminar, midiendo algunas de las variables que hemos evaluado en esta investigación (frecuencia, rigidez y decrecimiento logarítmico) en extremidades anteriores de caballos eutanasiados en el Hospital Clínico Veterinario de la Universidad de Córdoba, bajo tres circunstancias: a. Tras eutanasiar al animal, con pelo y piel; b. Tras rasurar el pelo; c. Tras eliminar la piel. La medición máxima de piel y tejido subcutáneo a diferentes niveles de la región metacarpiana alcanzó un valor máximo de 4,2 mm. No encontramos diferencia significativa entre las tres condiciones, en los tres parámetros medidos, por lo que creemos que el pelo, piel y tejido subcutáneo, cuando son de reducido tamaño, no son un inconveniente para el uso del MyotonPro en el caballo. No obstante, tenemos que matizar que la piel del cuello seguramente tenga un mayor grosor, por lo que habrá que realizar estudios adicionales para ver la influencia de este factor en diversas localizaciones anatómicas.

Por otra parte, cambios en la longitud muscular son conocidos por afectar al tono muscular debido a la relación tensión - longitud, es decir, a mayor estiramiento, mayor longitud y mayor tensión (Agyapong-Badu et al., 2018), sin olvidar la sensibilidad cutánea individual de cada animal que puede influir a la hora de utilizar MyotonPRO (Vesterinen 2018). Uno de los aspectos más importantes, a priori, es la posición del cuello. Según el estudio de Kienapfel (2015), en una posición de hiperflexión, los músculos como el músculo braquiocefálico son más activos que en una posición reunida o en reposo, ya que se requiere la activación de músculos que flexionan la nuca para mantener el peso de la cabeza por detrás de la línea vertical de la nuca. Por este motivo, se decidió trabajar con una posición en reposo, donde se puede valorar más objetivamente la rigidez o elasticidad de la musculatura sin asociarlo a la posición de trabajo del animal.

En resumen, nuestra investigación ha demostrado que, la repetibilidad intra-observador a corto plazo es de buena a excelente; la reproducibilidad inter-observador es buena, pero, sin embargo, la reproducibilidad intra-observador es más deficiente, siendo pobre en muchos casos, posiblemente derivado del estado de tensión del animal al hacer las mediciones, ya que no ha variado significativamente la posición del cuello. A pesar de ello, no se han encontrado diferencias significativas en las medidas realizadas intra e inter-observadores, a corto y largo plazo, lo cual sienta las bases para estudios posteriores del uso del MyotonPRO en el cuello del caballo.

7. Conclusiones

Las principales conclusiones de nuestro estudio son las siguientes:

Primera conclusión. La repetibilidad intra-observador de corto plazo, realizando tres mediciones seguidas, fue buena o excelente, con la excepción del decrecimiento logarítmico de la oscilación natural, inverso de la elasticidad, cuya repetibilidad fue buena o suficiente, pero no excelente.

Segunda conclusión. La frecuencia natural de oscilación, es decir, el estado de tensión o tono muscular en reposo y el tiempo de relajación del estrés mecánico variaron en función del lateral del cuello y la zona anatómica, mientras que la rigidez muscular no dependió de estos dos factores.

Tercera conclusión. La frecuencia de oscilación natural, la rigidez y el tiempo de relajación del estrés mecánico mostraron una reproducibilidad inter-observador buena a moderada, mientras la reproducibilidad inter-observador del decrecimiento logarítmico de la oscilación natural fue pobre, lo cual limita significativamente su uso clínico futuro.

Cuarta conclusión. Si bien la reproducibilidad intra-observador de los parámetros estudiados fue moderada, los valores medios al comparar las medidas realizadas por un mismo observador en días diferentes no fueron significativamente diferentes, por lo que sería interesante analizar su posible uso futuro en diversos aspectos de la medicina deportiva equina.

8. Bibliografía

- AAEP, American Association of Equine Practitioners (4th edition), *Guide for Veterinary Service and Judging of Equestrian Events*, Lexington (KY) (1991) p. 19
- Agyapong-Badu, S., Warner, M., Samuel, D., & Stokes, M. (2018). Practical considerations for standardized recording of muscle mechanical properties using a myometric device: Recording site, muscle length, state of contraction and prior activity. *Journal of Musculoskeletal Research*, 21(02), 1850010.
- Aird, L., Samuel, D., & Stokes, M. (2012). Quadriceps muscle tone, elasticity and stiffness in older males: reliability and symmetry using the MyotonPRO. *Archives of Gerontology And Geriatrics*, 55(2), e31-e39.
- Andonian, P., Viallon, M., Le Goff, C., de Bourguignon, C., Tourel, C., Morel, J., Giardini, G., Gergelé, L., Millet, G. P., & Croisille, P. (2016). Shear-wave elastography assessments of quadriceps stiffness changes prior to, during and after prolonged exercise: a longitudinal study during an extreme mountain ultra-marathon. *PLoS One*, 11(8), e0161855.
- Argüelles, D., Becero, M., Muñoz, A., Saitua, A., Ramón, T., Gascón, E., Sánchez de Medina A., & Prades, M. (2020). Accelerometric Changes before and after Capacitive Resistive Electric Transfer Therapy in Horses with Thoracolumbar Pain Compared to a SHAM Procedure. *Animals*, 10(12), 2305.
- Bailey, L., Samuel, D., Warner, M. B., & Stokes, M. (2013). Parameters representing muscle tone, elasticity and stiffness of biceps brachii in healthy older males: symmetry and within-session reliability using the MyotonPRO. *Journal of Neurological Disorders*, 1(1), 1-7.
- Bizzini, M., & Mannion, A. F. (2003). Reliability of a new, hand-held device for assessing skeletal muscle stiffness. *Clinical Biomechanics*, 18(5), 459-461.
- Bravo-Sánchez, A., Abián, P., Sánchez-Infante, J., Esteban-Gacía, P., Jiménez, F., & Abián-Vicén, J. (2021). Objective assessment of regional stiffness in vastus lateralis with different measurement methods: a reliability study. *Sensors*, 21(9), 3213.
- Charalambous, C. P. (2014). Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *In Classic Papers In Orthopaedics* (pp. 415-417). Springer, London.
- Chen, F., Dellalana, L. E., Gandelman, J. S., Vain, A., Jagasia, M. H., & Tkaczyk, E. R. (2019). Non-invasive measurement of sclerosis in cutaneous cGVHD patients with the handheld device Myoton: a cross-sectional study. *Bone Marrow Transplantation*, 54(4), 616-619.
- Clark, H. M., & Solomon, N. P. (2012). Muscle tone and the speech-language pathologist: Definitions, neurophysiology, assessment, and interventions. *Perspectives on Swallowing and Swallowing Disorders (Dysphagia)*, 21(1), 9-14.
- Davidson, M. J., Bryant, A. L., Bower, W. F., & Frawley, H. C. (2017). Myotonometry reliably measures muscle stiffness in the thenar and perineal muscles. *Physiotherapy Canada*, 69(2), 104-112.
- Dyson, S. (2016). Evaluation of poor performance in competition horses: A musculoskeletal perspective. Part 1: Clinical assessment. *Equine Veterinary Education*, 28(5), 284-293.
- Feng, Y. N., Li, Y. P., Liu, C. L., & Zhang, Z. J. (2018). Assessing the elastic properties of skeletal muscle and tendon using shearwave ultrasound elastography and MyotonPRO. *Scientific Reports*, 8(1), 1-9.
- Ganguly, J., Kulshreshtha, D., Almotiri, M., & Jog, M. (2021). Muscle tone physiology and abnormalities. *Toxins*, 13(4), 282.

- García-García, O., Cancela-Carral, J. M., & Huelin-Trillo, F. (2015). Neuromuscular profile of top-level women kayakers assessed through tensiomyography. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(3), 844-853.
- Gennisson, J. L., Deffieux, T., Fink, M., & Tanter, M. (2013). Ultrasound elastography: principles and techniques. *Diagnostic and interventional imaging*, 94(5), 487-495.
- Harb, A., & Kishner, S. (2021). Modified ashworth scale. In *StatPearls [Internet]*. StatPearls Publishing.
- Haussler, K. K., Manchon, P. T., Donnell, J. R., & Frisbie, D. D. (2020). Effects of low-level laser therapy and chiropractic care on back pain in Quarter Horses. *Journal of Equine Veterinary Science*, 86, 102891.
- Haussler, K. K., Martin, C. E., & Hill, A. E. (2010). Efficacy of spinal manipulation and mobilisation on trunk flexibility and stiffness in horses: a randomised clinical trial. *Equine Veterinary Journal*, 42, 695-702.
- Hug, F., Tucker, K., Gennisson, J. L., Tanter, M., & Nordez, A. (2015). Elastography for muscle biomechanics: toward the estimation of individual muscle force. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 43(3), 125-133.
- Hunter, A. M., Galloway, S. D., Smith, I. J., Tallent, J., Ditroilo, M., Fairweather, M. M., & Howatson, G. (2012). Assessment of eccentric exercise-induced muscle damage of the elbow flexors by tensiomyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(3), 334-341.
- Ianieri, G., Saggini, R., Marvulli, R., Tondi, G., Aprile, A., Ranieri, M., Benedetto G., Altini S., Lancioni GE., Goffredo L., Bellomo RG.MEgna M. & Megna, G. (2009). New approach in the assessment of the tone, elasticity and the muscular resistance: nominal scales vs MYOTON. *International Journal of Immunopathology and Pharmacology*, 22(3_suppl), 21-24.
- Díaz-Carrera JC., Requena F., Jiménez-Fragoso J., Luna-Correa P., Calle-González N., Valladares L., Argüelles D., & Muñoz A. (2022). Intra- and inter-observer reliability of a handheld myotonometer to measure equine forelimb superficial digital flexor tendon stiffness. Aceptado para su presentación en el congreso ECVSMR Meeting
- Johnson, S. A., Biscoe, E. W., Eilertson, K. E., Lutter, J. D., Schneider, R. K., Roberts, G. D., Cary J. A. & Frisbie, D. D. (2022). Tissue predictability of elastography is low in collagenase induced deep digital flexor tendinopathy. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 63(1), 111-123.
- Keegan, K. G. (2007). Evidence-based lameness detection and quantification. *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice*, 23(2), 403-423.
- Keegan, K. G., Dent, E. V., Wilson, D. A., Janicek, J., Kramer, J., Lacarrubba, A., Walsh, D. M., Cassels, M. W., Esther, T. M., Schiltz, P., Frees, K. E., Wilhite, C. L., Clark, MJ. M., Pollitt, R. Shaw, & Norris, T. (2010). Repeatability of subjective evaluation of lameness in horses. *Equine Veterinary Journal*, 42(2), 92-97.
- Kelly, J. P., Koppenhaver, S. L., Michener, L. A., Proulx, L., Bisagni, F., & Cleland, J. A. (2018). Characterization of tissue stiffness of the infraspinatus, erector spinae, and gastrocnemius muscle using ultrasound shear wave elastography and superficial mechanical deformation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 38, 73-80.
- Kienapfel, K. (2015). The effect of three different head–neck positions on the average EMG activity of three important neck muscles in the horse. *Journal of Animal Physiology and Animal Nutrition*, 99(1), 132-138.
- Kisilewicz, A., Madeleine, P., Ignasiak, Z., Ciszek, B., Kawczynski, A., & Larsen, R. G. (2020). Eccentric exercise reduces upper trapezius muscle stiffness assessed by shear wave elastography and myotonometry. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 8, 928.

- Knutson, G. A., & Owens Jr, E. F. (2003). Active and passive characteristics of muscle tone and their relationship to models of subluxation/joint dysfunction: Part I. *The Journal of The Canadian Chiropractic Association*, 47(3), 168.
- Kocur, P., Tomczak, M., Wiernicka, M., Goliwaś, M., Lewandowski, J., & Łochyński, D. (2019). Relationship between age, BMI, head posture and superficial neck muscle stiffness and elasticity in adult women. *Scientific Reports*, 9(1), 1-10.
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15(2), 155-163.
- Lee, K. C., Carson, L., Kinnin, E., & Patterson, V. (1989). The Ashworth scale: a reliable and reproducible method of measuring spasticity. *Journal of Neurologic Rehabilitation*, 3(4), 205-209.
- Lee, S. H. E., & Ooi, C. C. (2018, June). Evaluation of Achilles Tendon (AT) Stiffness: Comparison between Shearwave elastography and MyotonPro in Healthy AT. *European Congress of Radiology-ESSR 2018*.
- Lee, S. S., Gaebler-Spira, D., Zhang, L. Q., Rymer, W. Z., & Steele, K. M. (2016). Use of shear wave ultrasound elastography to quantify muscle properties in cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, 31, 20-28.
- Lee, Y., Kim, M., & Lee, H. (2021). The measurement of stiffness for major muscles with shear wave elastography and myoton: a quantitative analysis study. *Diagnostics*, 11(3), 524.
- Lesimple, C., Fureix, C., Biquand, V., & Hausberger, M. (2013). Comparison of clinical examinations of back disorders and humans' evaluation of back pain in riding school horses. *BMC Veterinary Research*, 9(1), 1-9.
- Lohr, C., Braumann, K. M., Reer, R., Schroeder, J., & Schmidt, T. (2018). Reliability of tensiomyography and myotonometry in detecting mechanical and contractile characteristics of the lumbar erector spinae in healthy volunteers. *European Journal of Applied Physiology*, 118(7), 1349-1359.
- Lustgarten, M., Redding, W. R., Labens, R., Morgan, M., Davis, W., & Seiler, G. S. (2014). Elastographic characteristics of the metacarpal tendons in horses without clinical evidence of tendon injury. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 55(1), 92-101.
- Macgregor, J., & Von Schweinitz, D. G. (2006). Needle Electromyographic Activity of Myofascial Trigger Points and Control Sites in Equine Cleido-Brachialis Muscle – An Observational Study. *Acupuncture in Medicine*, 24(2), 61-70.
- Masi, A. T., & Hannon, J. C. (2008). Human resting muscle tone (HRMT): narrative introduction and modern concepts. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 12(4), 320-332.
- Melo, A. S., Cruz, E. B., Vilas-Boas, J. P., & Sousa, A. S. (2022). Scapular Dynamic Muscular Stiffness Assessed through Myotonometry: A Narrative Review. *Sensors*, 22(7), 2565.
- Mense, S., & Masi, A. T. (2010). Increased muscle tone as a cause of muscle pain. In *Muscle Pain: Understanding the Mechanisms* (pp. 207-249). Springer, Berlin, Heidelberg.
- Nair, K., Masi, A. T., Andonian, B. J., Barry, A. J., Coates, B. A., Dougherty, J., Schaefer E., Henderson J., & Kelly, J. (2016). Stiffness of resting lumbar myofascia in healthy young subjects quantified using a handheld myotonometer and concurrently with surface electromyography monitoring. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 20(2), 388-396.
- Pandyan A., Johnson G., Price C., Curlless R., Barnes M., & Rodgers H. (1999) A review of the properties and limitations of the Ashworth and modified Ashworth Scales as measures of spasticity. *Clinical Rehabilitation*; 13: 373-83.

- Pandyan, A. D., Price, C. I., Barnes, M. P., & Johnson, G. R. (2003). A biomechanical investigation into the validity of the modified Ashworth Scale as a measure of elbow spasticity. *Clinical Rehabilitation*, 17(3), 290-294.
- Patrick, E., & Ada, L. (2006). The Tardieu Scale differentiates contracture from spasticity whereas the Ashworth Scale is confounded by it. *Clinical Rehabilitation*, 20(2), 173-182.
- Pišot, R., Narici, M. V., Šimunič, B., De Boer, M., Seynnes, O., Jurdana, M., Biolo G., & Mekjavić, I. B. (2008). Whole muscle contractile parameters and thickness loss during 35-day bed rest. *European Journal of Applied Physiology*, 104(2), 409-414.
- Portney LG, & Watkins MP (2009) *Foundations of Clinical Research: Applications to Practice*, 3rd edn. Vol. 892. Pearson Prentice Hall, Upper Saddle River
- Rankins, E. M., Manso Filho, H. C., Malinowski, K., & McKeever, K. H. (2022). Muscular tension as an indicator of acute stress in horses. *Physiological Reports*, 10(6).
- Rombach, N. (2013). *The Structural Basis of Equine Neck Pain*. Michigan State University. (Tesis)
- Sakkool, T., Meerits, T., & Gapeyeva, H. (2016). Intrarater and Interrater Reliability of Muscle Tone, Elasticity and Stiffness Characteristics Measurements by Myoton-3 in Healthy Children Aged 5–7 Years. *Baltic Journal of Sport and Health Sciences*, 1(100).
- Schleip, R., Naylor, I. L., Ursu, D., Melzer, W., Zorn, A., Wilke, H. J., Lehmann-Horn F., & Klingler, W. (2006). Passive muscle stiffness may be influenced by active contractility of intramuscular connective tissue. *Medical Hypotheses*, 66(1), 66-71.
- Secchi, V., Masala, G., Corda, A., Corda, F., Potop, E., Barbero Fernandez, A., Pinna Parpaglia M. L., & Sanna Passino, E. (2021). Strain Elastography of Injured Equine Superficial Digital Flexor Tendons: A Reliability Study of Manual Measurements. *Animals*, 11(3), 795.
- Shim, J. H., & Kang, M. S. (2018). Effects of Combined Postural Correction Exercises on Selected Muscle Activity and Stiffness in Children With Cerebral Spastic Diplegia: Case Study. *Journal of the Korea Convergence Society*, 9(2), 91-99.
- Shrout, P. E., & Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*, 86(2), 420.
- Simons, D. G., & Mense, S. (1998). Understanding and measurement of muscle tone as related to clinical muscle pain. *Pain*, 75(1), 1-17.
- Stanev, D., & Moustakas, K. (2019). Stiffness modulation of redundant musculoskeletal systems. *Journal of Biomechanics*, 85, 101-107.
- Su, X., Xu, W., Chen, W., & Yang, H. (2020). Fractional creep and relaxation models of viscoelastic materials via a non-Newtonian time-varying viscosity: physical interpretation. *Mechanics of Materials*, 140, 103222.
- Taş, S., & Salkın, Y. (2019). An investigation of the sex-related differences in the stiffness of the Achilles tendon and gastrocnemius muscle: Inter-observer reliability and inter-day repeatability and the effect of ankle joint motion. *The Foot*, 41, 44-50.
- Trager, L. R., Funk, R. A., Clapp, K. S., Dahlgren, L. A., Werre, S. R., Hodgson, D. R., & Pleasant, R. S. (2020). Extracorporeal shockwave therapy raises mechanical nociceptive threshold in horses with thoracolumbar pain. *Equine Veterinary Journal*, 52(2), 250-257.
- Valberg, S. J. (2018). Muscle conditions affecting sport horses. *Veterinary Clinics: Equine Practice*, 34(2), 253-276.

- Vesterinen, M. T. (2018). Effect of Finnish sauna to equine muscle tone based on MyotonPRO measurements (*Master's Thesis*, Eesti Maaülikool).
- Viir, R., Laiho, K., Kramarenko, J., & Mikkelsen, M. (2006). Repeatability of trapezius muscle tone assessment by a myometric method. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 6(02), 215-228.
- Wakeling, J. M., Barnett, K., Price, S., & Nankervis, K. (2006). Effects of manipulative therapy on the longissimus dorsi in the equine back. *Equine and Comparative Exercise Physiology*, 3(3), 153-160.
- Walker, V. A., Tranquille, C. A., Dyson, S. J., Spear, J., & Murray, R. C. (2016). Association of a subjective muscle score with increased angles of flexion during sitting trot in dressage horses. *Journal of Equine Veterinary Science*, 40, 6-15.
- Wang, J. (2019). Changes of Masticatory Muscle Tone and Stiffness According to Head Posture. *Journal of International Academy of Physical Therapy Research*, 10(2), 1763-1767.
- Xie, H., Colahan, P., & Ott, E. A. (2005). Evaluation of electroacupuncture treatment of horses with signs of chronic thoracolumbar pain. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 227(2), 281-286.
- Zhang, L. N., Wan, W. B., Wang, Y. X., Jiao, Z. Y., Zhang, L. H., Luo, Y. K., & Tang, P. F. (2016). Evaluation of elastic stiffness in healing Achilles tendon after surgical repair of a tendon rupture using in vivo ultrasound shear wave elastography. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, 22, 1186.
- Zimmerman, M., Dyson, S., & Murray, R. (2012). Close, impinging and overriding spinous processes in the thoracolumbar spine: The relationship between radiological and scintigraphic findings and clinical signs. *Equine Veterinary Journal*, 44(2), 178-184.
- Zinder, S. M., & Padua, D. A. (2011). Reliability, validity, and precision of a handheld myometer for assessing in vivo muscle stiffness. *Journal of Sport Rehabilitation*, 20(3).