

Efecto del ultrasonido terapéutico continuo y pulsado, sobre la temperatura intramuscular, el dolor y el desempeño del músculo esquelético en proceso de reparación en hombres jóvenes saludables. Estudio preliminar

Ivonne Natalia Torres Jaimes

Trabajo de grado optar al título de Magister en Fisioterapia

Directora

Diana Carolina Delgado Díaz

PhD in Exercise Science, Applied Physiology

Universidad Industrial de Santander

Facultad de Salud

Escuela de Fisioterapia

Maestría en Fisioterapia

Bucaramanga

2021

Contenido

	Pág.
Introducción	15
1. Pregunta de investigación	20
2. Hipótesis	20
3. Objetivos	21
3.1 Objetivo General	21
3.2 Objetivos Específicos.....	21
4. Marco Teórico.....	22
4.1 Dinamometría isocinética y desempeño muscular.....	22
4.2 Lesión y reparación muscular	28
4.2.1 Modelo de lesión experimental basado en ejercicio excéntrico.....	33
4.2.2 Perturbaciones fisiológicas posteriores a un modelo de lesión experimental basado en ejercicio excéntrico	34
4.3 Ultrasonido terapéutico y su interacción con los tejidos	42
4.3.1 Efectos del ultrasonido terapéutico sobre el músculo esquelético	46
5. Materiales y Métodos.....	49
5.1 Diseño metodológico	49
5.2 Aleatorización	50
5.3 Enmascaramiento	50
5.4 Población de estudio	50

5.5 Criterios de selección	51
5.5.1 Criterios de inclusión	51
5.5.2 Criterios de exclusión	51
5.6 Tamaño de la muestra y muestreo	54
5.7 Variables de estudio	56
5.7.1 Variables explicatorias:	56
5.7.2 Variables de salida:	57
6. Procedimientos.....	60
6.1 Prueba Piloto	60
6.2 Fase Experimental.....	64
6.3 Control de sesgos	81
6.4 Análisis estadístico.....	82
6.5 Consideraciones éticas	83
7. Resultados	86
8. Discusión.....	93
9. Recomendaciones	111
10. Conclusiones del estudio.....	112
Referencias Bibliográficas	114
Apéndices.....	134

Lista de Tablas

	Pág.
Tabla 1. Cálculo del tamaño de la muestra	55
Tabla 2. Re-cálculo del tamaño de la muestra	56
Tabla 3. Características descriptivas de los participantes (n=8)	88
Tabla 4. Comparación de la condición muscular pre vs pos-ejercicio en las variables dinamométricas y de dolor	90
Tabla 5. Desempeño muscular y dolor de aparición tardía, por grupo de intervención y momento de medición	90
Tabla 6. Efecto del Ultrasonido Terapéutico sobre el desempeño muscular y el dolor de aparición tardía a las 48h, ajustado con los valores pre-ejercicio (análisis exploratorio de covarianza, con categoría de referencia el grupo placebo)	92
Tabla 7. Temperatura durante la aplicación de UST en los grupos de intervención (n=8)	93
Tabla 8. Descripción de la población (n=9)	167
Tabla 9. Descripción de la población (n=4)	173
Tabla 10. Descripción de los participantes y temperatura intramuscular basal en músculo sano y en reparación (n=2)	175
Tabla 11. Reproducibilidad y acuerdo variables dinamométricas	181
Tabla 12. Rango de poder de las variables de dinamometría, dolor y temperatura intramuscular	215

Tabla 13. Tamaño de efecto del Ultrasonido Terapéutico sobre el desempeño muscular y el dolor de aparición tardía a las 48h 216

Lista de Figuras

	Pág.
Figura 1. Protocolo de la estandarización.	62
Figura 2. Reproducibilidad de las variables dinamométricas.	63
Figura 3. Proceso de reclutamiento de los participantes y diseño del estudio	66
Figura 4. Torque isométrico generado durante cinco segundos.	72
Figura 5. Torque isocinético concéntrico, generado durante 4 segundos.	73
Figura 6. Trabajo máximo generado durante 4 segundos.	73
Figura 7. Del área tratamiento con UST ubicada en la región distal del vasto medial.	75
Figura 8. Protocolo de ejercicio excéntrico de un participante del estudio.	89
Figura 9. Actividad de la enzima CK al interior de los grupos por tiempo de medición.	89
Figura 10. Definición del área de tratamiento en especímenes cadavéricos.....	156
Figura 11. Marcación inicial de la zona de tratamiento.....	157
Figura 12. Marcación definitiva de la zona de tratamiento	158
Figura 13. Instrucciones para la evaluación de la intensidad del dolor y ubicación de la silla con respecto al computador usado para el registro	162
Figura 14. Medición de la piel y tejido celular subcutáneo en el punto medio de la base de la zona definida para el tratamiento con UST.....	166
Figura 15. Uso del calibrador para la medición ecográfica del pliegue cutáneo del sitio de inserción del microsensor en dos voluntarios	166
Figura 16. Modelo de simulación de piel, tejido celular subcutáneo y músculo	168

Figura 17. Ángulo de inserción del microsensor medido en el modelo de simulación.	169
Figura 18. Orientación y fijación del microsensor y la termocupla cutánea en los sitios de medición de temperatura.	171
Figura 19. Límites de acuerdo de Bland y Altman inserción guiada vs sin guía.....	174
Figura 20. Temperatura intramuscular medida en el Vasto Medial no ejercitado, durante tratamiento con Ultrasonido Terapéutico en modo Continuo.	177
Figura 21. Temperatura intramuscular medida en el Vasto Medial ejercitado, durante tratamiento con Ultrasonido Terapéutico en modo Continuo.	178
Figura 22. Límites de Acuerdo de Blant y Altam para el torque máximo isométrico	181
Figura 23. Límites de Acuerdo de Blant y Altam para el torque máximo isocinético concéntrico	182
Figura 24. Límites de Acuerdo de Blant y Altam para el ángulo en el torque máximo	182
Figura 25. Límites de Acuerdo de Blant y Altam para el trabajo máximo	183
Figura 26. Límites de Acuerdo de Blant y Altam para el tiempo de aceleración	183
Figura 27. Límites de Acuerdo de Blant y Altam para el tiempo de desaceleración.....	184
Figura 28. Torque máximo isométrico por grupo y tiempo de medición	217
Figura 29. Torque máximo isocinético concéntrico por grupo y tiempo de medición	217
Figura 30. Ángulo en el torque máximo isocinético concéntrico por grupo y tiempo de medición.....	218
Figura 31. Trabajo máximo por grupo y tiempo de medición	218
Figura 32. Tiempo de aceleración por grupo y tiempo de medición	219
Figura 33. Tiempo de desaceleración por grupo y tiempo de medición	219
Figura 34. Alfa 50% de la aceleración por grupo y tiempo de medición	220

Figura 35. Alfa 50% de la desaceleración por grupo y tiempo de medición	220
Figura 36. Desviación estándar de la envolvente del torque por grupo y tiempo de medición ..	221
Figura 37. Mínimo y máximo de la desviación estándar de la envolvente del torque por grupo y tiempo de medición	221
Figura 38. Tiempo al torque máximo isocinético concéntrico por grupo y tiempo de medición.....	222

Lista De Apéndices

Apéndice A. Dominios de desempeño muscular propuestos por Amaral y cols	134
Apéndice B. Curso temporal de las perturbaciones fisiológicas después de un modelo de lesión experimental basado en ejercicio excéntrico	135
Apéndice C. Revisión de la literatura perturbaciones fisiológicas después de la lesión experimental, efectos del UST en animales y humanos	136
Apéndice D. Variables del estudio.....	151
Apéndice E. Procedimientos y resultados de la prueba piloto	155
Apéndice F. Carta de consentimiento informado	185
Apéndice G. Formatos de verificación de criterios de selección de los participantes	198
Apéndice H. Protocolos propios del laboratorio de investigación en fisioterapia UIS	209
Apéndice I. Formatos de verificación de la aleatorización de los participantes, programación del equipo de UST y enmascaramiento de los participantes.....	212
Apéndice J. Resultados de la fase experimental	215
Apéndice K. Presupuesto de la propuesta de investigación.....	223
Apéndice L. Cronograma de actividades de la investigación	226

Lista de Abreviaturas

°/s: grados por segundo

APTA: *American Physical Therapy Association*

AVAS: Adaptive Visual Analog Scale

Ca⁺⁺: calcio

cc: centímetros cúbicos

CK: creatin-kinasa

cm: centímetros

CON: continuo

DE: densidad energética

DI: dinamómetro isocinético

DM: desempeño muscular

DMAT: dolor muscular de aparición tardía

EE: ejercicio excéntrico

FCN: factor de crecimiento nervioso

FNCG: factor neurotrófico derivado de las células gliales

GC: grupo continuo

GED: Grupo de estudio del dolor

GP: grupo pulsado

GS: grupo placebo

h: horas

HGF: factor de crecimiento de los hepatocitos

IFN- γ : Interferón gamma

IGF-1: Factor de crecimiento similar a la insulina-1

IL-1: Interleuquina 1

IL-8: Interleuquina 8

IL10: Interleuquina 10

IL13: Interleuquina 13

IL1 β : Interleuquina 1Beta

IL4: Interleuquina 4

IL6: Interleuquina 6

IPAQ: *International Physical Activity Questionarie*

J: Julios

Kg: kilogramos

Kgf: kilogramos-fuerza

KJ: Kilojulios

m²: metros cuadrados

METS: equivalente metabólico de la tarea

Mhz: Megahertz

Min: minuto

mL: mililitros

mm: milímetros

mmHg: milímetros de mercurio

MRF: *myogenic regulatory factors*

ms: milisegundos

Nm: Newtons-metro

Oxígeno: oxígeno

PLA: placebo

PUL: pulsado

RDM: rango de movimiento

RF: recto femoral

rpm: revoluciones por minuto

RS: sarcoplásmico

TI: temperatura intramuscular

TNF α : factor de necrosis tumoral Alfa

U/L: unidades/litro

UIS: Universidad Industrial de Santander

UMT: unión músculo tendinosa

UNM: unión neuromuscular

UST: Ultrasonido terapéutico

VEGF: factor de crecimiento vascular endotelial

VM: vasto medial

W: vatios

Resumen

Título: Efecto del ultrasonido terapéutico continuo y pulsado, sobre la temperatura intramuscular, el dolor y el desempeño del músculo esquelético en proceso de reparación en hombres jóvenes saludables. Estudio preliminar*

Autor: Ivonne Natalia Torres Jaimes**

Palabras Claves: Ultrasonido terapéutico, dosis, temperatura intramuscular, DMAT, desempeño muscular

El ultrasonido terapéutico (UST) es usado para promover la reparación muscular a través del calentamiento profundo, sin embargo se podrían generar diversos efectos según la densidad energética (DE) y modo de aplicación. Aún no existe evidencia que compare igual DE con diferentes modos sobre temperatura intramuscular (TI), dolor muscular de aparición tardía (DMAT) y desempeño muscular (DM). Se describió el efecto del UST pulsado (PUL) y continuo (CON) con igual DE ($60\text{J}/\text{cm}^2$) sobre la TI, intensidad del DMAT, umbral de presión dolorosa (UPD) y DM del cuádriceps, posterior a una sesión de ejercicio excéntrico (200 contracciones excéntricas del cuádriceps dominante en el dinamómetro isocinético), en 8 hombres jóvenes saludables. El estudio fue aprobado por el Comité de Ética en Investigación Científica en Salud. Se detectó un incremento en la actividad de la enzima Creatin Kinasa (CK), $p=0,01$, el tiempo de aceleración ($p=0,04$) y disminución del torque máximo isométrico ($p=0,03$), y el UPD ($p=0,002$) 24hpos-ejercicio (antes de recibir tratamiento con UST). No se encontraron diferencias significativas ($p>0,05$) entre los modos de UST pulsado y/o continuo vs placebo 48 horas pos-ejercicio. Tampoco se detectaron diferencias en TI máxima ($p=0,50$) ni pos-tratamiento ($p=0,79$) entre-grupos. La aplicación del UST CON y PUL en músculo en reparación, podría inducir cambios positivos 48h pos-ejercicio, en DM y UPD, sin implicaciones en la intensidad de dolor. UST aplicado con DE $60\text{J}/\text{cm}^2$ no genera calentamiento; los cambios ocurridos en músculo en reparación pudieran ser mecánicos.

* Proyecto de Grado

** Facultad de Salud Escuela de Fisioterapia Maestría en Fisioterapia Directora Diana Carolina Delgado Díaz PhD in Exercise Science, Applied Physiology

Abstract

Title: Effect of continuous and pulsed therapeutic ultrasound on intramuscular temperature, pain and performance of skeletal muscle in the process of repair in healthy young men. Preliminary study*

Author: Ivonne Natalia Torres Jaimes**

Key Words: therapeutic ultrasound, dosage, tissue, temperature, DOMS, muscle performance

Therapeutic ultrasound (TUS) is used for muscle repair enhancement through deep heating. However, several effects could be generated according to the energy output and the TUS mode. There is no evidence to compare the same ultrasonic energy output (EO) with different application modes over intramuscular temperature (IT), delayed onset muscular soreness (DOMS) and muscle performance (MP). We described the effect of continuous (CON) and pulsed (PUL) TUS with the same EO ($60\text{J}/\text{cm}^2$) over the IT, intensity of DOMS, mechanical pressure threshold (MPT) and the MP of exercised quadriceps, after a single session of lengthening contractions (200 contractions of the dominant quadriceps in the isokinetic dynamometer) in 8 healthy young men. The study was approved by the local IRB. It was detected an increase in CK activity ($p=0.01$) and acceleration time ($p=0.04$), decrease in maximum isometric torque ($p=0.03$), and UPD ($p=0.002$) 24h post-exercise. Non-significant differences ($p>0.05$) between the active UST modes vs placebo at 48 hours post-exercise were detected. Non-significant differences in the maximum TI ($p=0.50$) or post-treatment TI ($p=0.79$) between groups were detected. CON and PUL TUS application during muscle repairing could induce positive changes 48h post-exercise, in DM and UPD, and did not impact the intensity of pain. TUS delivered at $60\text{J}/\text{cm}^2$ does not change tissue temperature; TUS effects on muscle repair might be mechanical.

* Project of grade

** Facultad de Salud Escuela de Fisioterapia Maestría en Fisioterapia Directora Diana Carolina Delgado Díaz PhD in Exercise Science, Applied Physiology

Introducción

Ante una lesión muscular por cualquier causa, se genera un proceso de reparación en tres etapas: inflamación, regeneración y maduración o remodelación (Fatouros & Jamurtas, 2016; Järvinen et al., 2005; Tidball et al., 2014; Yang & Hu, 2018). Cada etapa es dependiente de la anterior, y su aparición se superpone con las demás (Järvinen et al., 2005; Smith et al., 2008; Yang & Hu, 2018). Durante las 48h pos-lesión se instaura el proceso inflamatorio y de regeneración, mediado por señalización celular (Koh, 2008; Smith et al., 2008; Yang & Hu, 2018).

Durante el periodo de reparación muscular, el individuo experimenta perturbaciones fisiológicas, como el incremento sérico de algunas proteínas estructurales del músculo esquelético (CK), alteraciones del desempeño muscular, o capacidad del músculo de producir fuerza máxima, generarla rápidamente y mantenerla en todo el rango de movimiento, que se han descrito principalmente en la literatura como una disminución de la fuerza voluntaria máxima (torque máximo isométrico), así como incremento en la percepción de DMAT (mayor intensidad a las 48h) (Clarkson & Hubal, 2002). Estas perturbaciones afectan la ejecución de las actividades cotidianas del individuo desde el momento de la lesión hasta ~8-15 días posterior a la lesión, dependiendo de la magnitud del daño (Clarkson & Hubal, 2002).

Para el estudio fisiológico y funcional del proceso de lesión/reparación muscular se aplican modelos de lesión experimental basados principalmente en contracciones excéntricas, los cuales inducen la misma respuesta fisiológica que cualquier tipo de lesión de origen mecánico (Järvinen et al., 2005, 2008), permiten limitar la localización y extensión del daño (Maeo et al., 2018) sin generar lesión de los tejidos blandos periarticulares (Clarkson & Hubal, 2002).

El estudio de las perturbaciones fisiológicas en el desempeño muscular se ha limitado a la determinación de cambios en la producción de fuerza máxima,(Clarkson & Hubal, 2002) algunas investigaciones han evaluado los cambios en el trabajo muscular(Camacho et al., 2020; Delgado-Díaz, 2012; Hasson et al., 1990; Reina, 2017). Sin embargo, considerando los diversos dominios de la función muscular, se requiere ampliar la exploración del impacto de la lesión sobre características de generación y mantenimiento de fuerza que permitan un mejor análisis del proceso de reparación muscular, y en general del movimiento corporal humano(Amaral et al., 2014; Baldon et al., 2013; W. Chen et al., 1994). Así, teniendo en cuenta los cambios que ocurren en la longitud óptima de los fascículos después del ejercicio excéntrico(Hoffman et al., 2014), las evaluaciones isocinéticas permiten evidenciar cambios en el desempeño muscular en todo el rango de movimiento(Amaral et al., 2014).

En el ámbito clínico y deportivo se han utilizado diversas modalidades terapéuticas encaminadas a facilitar y/o acelerar la reparación muscular(Järvinen et al., 2005). Las modalidades más comúnmente aplicadas son la crioterapia(Dueweke et al., 2017; Fatouros & Jamurtas, 2016; Reina, 2017; Turner & Whitfield, 1997) el ejercicio de baja intensidad(Fatouros & Jamurtas, 2016; Turner & Whitfield, 1997), la electroterapia(Fatouros & Jamurtas, 2016; Turner & Whitfield, 1997), el kinesiotaping(Camacho et al., 2020; Vered et al., 2016) y el ultrasonido terapéutico (UST)(Aaron et al., 2017; Balejo et al., 2008; Chongsatientam & Yimlamai, 2016; Delgado-Díaz, 2012; Delgado-Diaz et al., 2011; F. Freitas, 2014; R. Freitas et al., 2017; Hasson et al., 1990; Karnes & Burton, 2002; McBrier et al., 2007). El UST es utilizado en los procesos de rehabilitación de lesiones de tejidos blandos(Warden & McMeeken, 2002) durante la fase inflamatoria(Delgado-Díaz, 2012; Delgado-Diaz et al., 2011; Hasson et al., 1990), con el fin de inducir respuestas

celulares que inducen la activación, proliferación y diferenciación de las células satélites(Delgado-Díaz, 2012; Delgado-Diaz et al., 2011).

Tradicionalmente se ha aceptado que según el modo de salida de la onda ultrasónica pueden generarse efectos mecánicos o térmicos(Robertson & Spurrit, 1998; ter Haar, 2007; Tiidus, 2008). Así efectos mecánicos se han atribuido al UST pulsado(Johns, 2002), el cual a través de mecanotransducción altera la función proteica(Furusawa et al., 2014; Johns, 2002), induciendo incremento en la proliferación(Balejo et al., 2008; Johns, 2002; Rantanen et al., 1999) o disminución de la apoptosis celular(Furusawa et al., 2014), y de factores de crecimiento(Chongsatientam & Yimlamai, 2016) con dosis aplicadas a partir de las 6(Rantanen et al., 1999), 24(Chongsatientam & Yimlamai, 2016) y 48h(Balejo et al., 2008) pos lesión. El efecto térmico se refiere a un incremento de la temperatura tisular(Draper, Castel, et al., 1995; Draper & Ricard, 1995), el cual ha sido descrito como un efecto exclusivo del UST en modo continuo(Draper, Castel, et al., 1995). En la literatura se han descrito incrementos en la temperatura intramuscular de 3-6°C durante la aplicación del UST en modo continuo(Draper, Castel, et al., 1995; Draper, Schulthies, et al., 1995; Draper & Ricard, 1995; Gallo et al., 2004; M. Miller et al., 2008); se ha asumido que este incremento en la temperatura genera cambios moleculares(Draper, Schulthies, et al., 1995), evidenciados en el incremento en la extensibilidad de las fibras de colágeno(Wessling et al., 1987), en el metabolismo tisular(Furusawa et al., 2014), en el flujo sanguíneo(Morishita et al., 2014)(Fabrizio et al., 1996), y la oxigenación del tejido(Morishita et al., 2014). Sin embargo, el cambio en la temperatura intramuscular durante la aplicación del UST sólo se ha evaluado en el músculo esquelético no lesionado(Draper, Castel, et al., 1995; Draper & Ricard, 1995; Gallo et al., 2004; M. Miller et al., 2008).

No obstante, la biofísica del UST evidencia que debido a la naturaleza física de la onda ultrasónica y su interacción con los tejidos (Furusawa et al., 2014) no se pueden separar los efectos térmicos y mecánicos, sino que la energía liberada en el tejido genera cavitación, streaming acústico, microcorrientes y calentamiento (Izadifar et al., 2017; ter Haar, 2007). Estos efectos biofísicos dependen de la cantidad de energía liberada hacia el tejido y del modo de salida de la onda (Izadifar et al., 2017).

Lo anterior se evidencia en modelos animales por cambios en algunos factores de crecimiento (McBrier et al., 2007) generados por la aplicación de UST continuo a partir de las 24h (McBrier et al., 2007) pos lesión, y en estudios en humanos que evidenciaron que la aplicación de UST continuo a partir de las 48h pos lesión impacta la activación de células satélites previamente quiescentes y/o favorece su fase de proliferación (Delgado-Díaz, 2012), y además puede generar cambios en la liberación y acción de citoquinas (Delgado-Díaz, 2012). De otro lado, aplicaciones de UST pulsado han generado incrementos de 2,8°C en la temperatura del tejido muscular (Gallo et al., 2004). Por tanto, y considerando el proceso mismo de reparación muscular, el efecto térmico del UST como posible mecanismo de inducción de efectos funcionales en el desempeño muscular debe ser explorado.

A pesar de su uso frecuente, no existe suficiente evidencia científica que soporte los efectos positivos de la aplicación del UST durante el proceso de reparación muscular (Robertson & Spurr, 1998). Una revisión sistemática realizada por Freitas y cols. (2017) (R. Freitas et al., 2017) sobre la aplicación del UST en lesiones musculares concluyó que esta modalidad no tiene un efecto superior al placebo en términos de mejoría del dolor ni de recuperación de la fuerza voluntaria máxima. Sin embargo, estos hallazgos pueden ser explicados por la heterogeneidad de la liberación de energía (diferentes DE) al tejido en reparación (R. Freitas et al., 2017), dada la

amplia combinación de parámetros existentes (frecuencia, intensidad, ciclo de trabajo, tiempo de tratamiento, área de tratamiento, tamaño del cabezal, área de radiación efectiva)(Robertson & Spurrirt, 1998). La dosis o DE, hace referencia a la energía total por unidad de área del tejido tratado(Robertson & Spurrirt, 1998); por tanto, es muy importante la comparación de dosis homogéneas de UST sobre el músculo en reparación(Robertson & Spurrirt, 1998)(Izadifar et al., 2017).

Por tanto, se realizó el presente estudio preliminar con el fin de describir el efecto del UST pulsado y continuo, aplicado a la misma dosis energética, sobre la temperatura intramuscular, el DMAT y el desempeño muscular durante la reparación del tejido lesionado mediante ejercicio excéntrico (48h pos-lesión).

Se espera que los resultados de esta investigación contribuyan en la exploración fisiológica de la aplicación de modalidades físicas en el músculo esquelético en reparación, por tanto, es relevante dar continuidad a esta investigación con un mayor número de participantes que minimice las limitaciones de este estudio y permita hacer comparaciones entre los modos de aplicación de UST. Además, el desarrollo de esta investigación aporta a la definición del constructo de desempeño muscular a partir de la exploración objetiva de características fisiológicas del músculo mediante dinamometría isocinética; se propone además la inclusión de variables dinamométricas adicionales desde el análisis físico del movimiento, a partir de la extracción y análisis de los datos de dinamometría mediante el software DynamoPy (desarrollo tecnológico de la Universidad Industrial de Santander-UIS).

Este trabajo de grado aporta a la línea de investigación de modalidades físicas de rehabilitación y su interacción con los tejidos del Grupo de Estudio del Dolor (GED), adscrito a la escuela de Fisioterapia de la Universidad Industrial de Santander.

1. Pregunta de investigación

¿Cuál es el efecto del UST continuo y pulsado sobre la temperatura intramuscular, el dolor y el desempeño del músculo esquelético en proceso de reparación en hombres jóvenes?.

2. Hipótesis

El UST en modo pulsado y continuo, liberado 24h pos-lesión inducida por ejercicio excéntrico a una densidad energética de $60\text{J}/\text{cm}^2$ sobre el vasto medial, induce incremento del umbral de presión dolorosa y mejoría en el desempeño muscular comparado con UST placebo. El UST en modo continuo induce incremento significativo de la temperatura intramuscular durante el tratamiento (efecto térmico).

3. Objetivos

3.1 Objetivo General

Describir el efecto del ultrasonido terapéutico pulsado y continuo sobre la temperatura intramuscular, la intensidad del dolor muscular de aparición tardía, el umbral de presión dolorosa y el desempeño muscular del cuádriceps, posterior a una sesión de ejercicio excéntrico, en hombres jóvenes saludables.

3.2 Objetivos Específicos

Describir la intensidad del dolor muscular de aparición tardía, el umbral de presión dolorosa y el desempeño muscular del cuádriceps 24h pos-ejercicio.

Describir el efecto del ultrasonido terapéutico en modo pulsado, continuo y placebo sobre la intensidad del dolor, el umbral de presión dolorosa y el desempeño del músculo cuádriceps en reparación.

Describir las variaciones en la temperatura intramuscular producto de la aplicación del UST en músculo esquelético en reparación en los grupos experimentales.

4. Marco Teórico

4.1 Dinamometría isocinética y desempeño muscular

Un dinamómetro es un instrumento utilizado para medir fuerzas o calcular el peso de los objetos(Campbell, 2016). Además de cuantificar el torque(Amaral et al., 2014; Bandy & Timm, 1992; Hoffman et al., 2014; Pincheira et al., 2018), permite calcular otras variables biomecánicas y fisiológicas como el trabajo muscular(Alemaný et al., 2013; English et al., 2006), ángulo de torque máximo(Amaral et al., 2014; Delgado-Díaz, 2012), índice de fatiga, tiempos de aceleración(Amaral et al., 2014; W. Chen et al., 1994) y desaceleración(Amaral et al., 2014). En la actualidad se usa para evaluar, mejorar o mantener el desempeño muscular(Amaral et al., 2014; Baltzopoulos, 2007; Ben Moussa Zouita et al., 2013; Kristensen et al., 2017; Pua et al., 2017; van Cingel et al., 2006). El dinamómetro isocinético es un equipo electromecánico capaz de mantener una velocidad de movimiento constante, activando su mecanismo de control de velocidad una vez el segmento corporal alcanza la velocidad preestablecida de manera que cualquier incremento en el torque por encima de este nivel es contrarrestado por el equipo desarrollando una fuerza resistiva de igual magnitud(Baltzopoulos, 2007). Sin embargo, los dinamómetros permiten realizar otro tipo de contracciones tales como isométricas(Aaron et al., 2017; Delgado-Díaz, 2012; Delgado-Díaz et al., 2011), isotónicas(Alemaný et al., 2013; Pua et al., 2017), así como movimientos pasivos continuos mediante los cuales se evalúa la sensación de posición articular.

Por tanto, la dinamometría isocinética es útil para evaluar grupos musculares específicos(Amaral et al., 2014; Baltzopoulos, 2007; Carregaro et al., 2011; English et al., 2006),

determinar efectos de intervenciones terapéuticas(Ben Moussa Zouita et al., 2013; Kristensen et al., 2017; Pua et al., 2017; van Cingel et al., 2006) así como entrenar diversas características del desempeño muscular y el balance basándose en las características mecánicas del músculo y de integración neuromuscular(Baltzopoulos, 2007). Permite realizar mediciones objetivas de la tensión angular generada a partir de los diferentes tipos de contracciones musculares, logrando una caracterización más precisa del desempeño muscular(Amaral et al., 2014), considerándose el estándar para las mediciones de desempeño muscular(Camacho et al., 2020; Özden et al., 2013; Pincivero et al., 1997; Reina, 2017).

El constructo de desempeño muscular aún no tiene consenso en su definición, sin embargo, fisiológicamente hace referencia a la capacidad del músculo de producir fuerza máxima, generarla rápidamente, así como producirla y mantenerla en todo el rango de movimiento(Guide to Physical Therapist Practice 3.0, 2014; Amaral et al., 2014; Baldon et al., 2013; W. Chen et al., 1994), características necesarias para realizar las actividades de la vida diaria(Amaral et al., 2014; Baldon et al., 2013; W. Chen et al., 1994). La asociación americana de Fisioterapia (APTA del inglés *American Physical Therapy Association*), en la última edición de las guías de intervención, define el desempeño muscular como la capacidad de un músculo o grupos musculares de generar fuerza para producir, mantener, sostener y modificar posturas y movimientos que son prerrequisito para las actividades de la vida diaria(Guide to Physical Therapist Practice 3.0, 2014).

El estudio realizado por Amaral y cols. (2014) propone cinco dominios que, estadísticamente, explican más del 90% del constructo de desempeño muscular(Amaral et al., 2014). El primer dominio, capacidad de generación de torque, examinado a través del trabajo muscular y el torque máximo explica el mayor porcentaje de variabilidad en el desempeño muscular (47%)(Amaral et al., 2014). El segundo, la variación en la capacidad de generación de

torque en una serie de repeticiones, que explica el 13% de la variabilidad del constructo, es examinado a través del trabajo muscular mediante dos variables: (1) la determinación del número de contracciones musculares realizadas hasta la generación del máximo trabajo y (2) a través del índice de fatiga(Amaral et al., 2014). El tercer dominio se denomina capacidad de aceleración del movimiento y se examina mediante una única variable, el tiempo de aceleración, el cual explica el 12% de la variabilidad del desempeño muscular(Amaral et al., 2014). El cuarto dominio, factores mecánicos y fisiológicos de la generación del torque, explica el 11% de la variabilidad del constructo(Amaral et al., 2014). Por último, como quinto dominio está la capacidad de desacelerar el movimiento, la cual es examinada únicamente a través de la variable capacidad de desaceleración, que explica el 10% de la variabilidad del constructo. En el Apéndice A se detallan los dominios del desempeño muscular.

La fuerza muscular es la expresión de la máxima tensión que genera un músculo en las contracciones isométricas o contracciones dinámicas concéntricas o excéntricas(Baltzopoulos, 2007). El torque es el efecto rotatorio de la fuerza, es decir el producto de la fuerza por la distancia perpendicular entre la línea de acción de la fuerza y el eje de rotación del segmento(Baltzopoulos, 2007); esta es la variable que se cuantifica durante las contracciones musculares en vivo(Baltzopoulos, 2007). El torque máximo se define como la máxima fuerza muscular voluntaria alcanzada durante una contracción que puede ser isométrica o isotónica(Amaral et al., 2014; Bandy & Timm, 1992; Hoffman et al., 2014; Pincheira et al., 2018). El torque máximo en las contracciones dinámicas es dependiente de la velocidad angular del movimiento ya que durante contracciones a mayor velocidad (180 – 400°/s), se genera menor torque(Lehnert et al., 2011). La relación inversa entre velocidad y torque es explicado por la incapacidad del músculo para mantener los sustratos energéticos(Ramsey et al., 2010) y producir un torque máximo en el ángulo

óptimo en poco tiempo(Baltzopoulos, 2007), así como por los cambios en los patrones de reclutamiento de las unidades motoras(Kenton & Brubaker, 2002). Sin embargo, el componente pasivo de la tensión muscular, específicamente en las contracciones excéntricas, incrementa cuando el músculo es elongado, contribuyendo positivamente en la generación de torque a altas velocidades de movimiento(Ramsey et al., 2010).

El trabajo muscular hace referencia al torque generado en todo el rango de movimiento(Amaral et al., 2014), o a la fuerza muscular necesaria para mover una carga a través de una distancia específica(Bandy & Timm, 1992). Esta variable se relaciona con la eficiencia neuromuscular(English et al., 2006) y representa la energía utilizada por el músculo durante la ejecución del movimiento⁸⁰, por tanto algunos autores la interpretan como la capacidad funcional del músculo durante las actividades cotidianas. Amaral y cols.(Amaral et al., 2014) proponen que esta variable debería evaluarse en conjunto con el torque máximo ya que es más representativa la producción de fuerza durante todo el rango de movimiento y no en un único ángulo; de este modo, una persona puede ser capaz de generar torque máximo, pero no presentar sistemáticamente valores máximos de trabajo, indicando que a pesar del torque máximo generado es incapaz de mantener ese nivel de desempeño durante todo el rango de movimiento(Amaral et al., 2014).

Durante las actividades funcionales, no sólo es importante la capacidad de generar una única contracción, sino de mantener la generación de torque por tiempo prolongado, de acuerdo a la tarea requerida(Amaral et al., 2014). La determinación del número de contracciones musculares realizadas hasta la generación del máximo trabajo y el índice de fatiga, representan la resistencia muscular y la habilidad neuromuscular para mantener el trabajo muscular durante contracciones repetidas. Cuando se tiene una mayor resistencia muscular el torque puede mantenerse de principio a fin durante las pruebas de resistencia y el porcentaje de fatiga es menor(Amaral et al., 2014).

La potencia muscular se define como la máxima fuerza producida en el músculo durante una contracción isotónica en el menor tiempo posible; de este modo, se podría definir como la tasa de realización del trabajo muscular. La máxima potencia muscular es alcanzada por la combinación adecuada entre fuerza y velocidad que maximiza el trabajo mecánico. Amaral y cols.(Amaral et al., 2014) plantean la variable tiempo de aceleración, definida como el tiempo necesario para que el segmento alcance la velocidad preestablecida en la prueba isocinética(Amaral et al., 2014; W. Chen et al., 1994), como una aproximación a la examinación de la potencia muscular. El tiempo de aceleración se considera como un indicativo de la capacidad neuromuscular para desarrollar torque rápidamente, de este modo, menores tiempos de aceleración denotan una menor latencia para la generación de torque, infiriendo una capacidad superior de reclutamiento de unidades motoras(Amaral et al., 2014); por tanto, puede ser una variable relevante en la identificación de retrasos en la respuesta neuromuscular(van Cingel et al., 2006). Es importante anotar que el tiempo de aceleración es dependiente de la velocidad del movimiento establecida, pues a mayores velocidades angulares se requiere un mayor tiempo de aceleración(Baltzopoulos, 2007). La determinación de esta variable, permite a su vez calcular el trabajo de aceleración que hace referencia al trabajo ejercido en la fase de aceleración al inicio del movimiento(W. Chen et al., 1994).

El ángulo de producción de torque máximo es la posición articular en la cual se genera el mayor torque, que es dependiente de factores mecánicos, como cambios en el brazo de palanca durante el movimiento rotacional, y fisiológicos en relación con la asociación longitud-torque(Amaral et al., 2014). Esta variable debe ser analizada con base en la velocidad del movimiento ejecutado; en pruebas isocinéticas se ha descrito que a mayores velocidades angulares,

el ángulo de producción del torque máximo cambia, acercándose al extremo final del rango de movimiento(Baltzopoulos, 2007).

El tiempo de desaceleración representa el tiempo total requerido para reducir la velocidad del movimiento a 0°/s. La desaceleración del movimiento determina la capacidad muscular para generar torque cerca del final del rango de movimiento, en una posición en la que el músculo está cerca de la insuficiencia activa(Amaral et al., 2014). De este modo, durante la prueba isocinética el equipo impone resistencias incrementales a cualquier torque que intente producir una mayor velocidad a la seleccionada para la prueba(Amaral et al., 2014). Un mayor tiempo de desaceleración indica una menor capacidad de mantener el torque al final del arco de movimiento(Amaral et al., 2014).

Dado que el modelo para la examinación del desempeño muscular propuesto por Amaral y cols.(Amaral et al., 2014) corresponde a mediciones dinamométricas(Guide to Physical Therapist Practice 3.0, 2014; Baltzopoulos, 2007; Kristensen et al., 2017; van Cingel et al., 2006), éste no involucra la medición directa de patrones de reclutamiento de las unidades motoras, evaluación de la sincronización y secuencia de activación de diversos grupos musculares en patrones de movimiento, el almacenamiento y la utilización de fuentes energéticas, y su impacto sobre el balance y el control motor en el desempeño de tareas funcionales(Guide to Physical Therapist Practice 3.0, 2014). Por tanto, la caracterización del desempeño muscular a través de las variables incluidas en el modelo no corresponde a una examinación integral del desempeño muscular(Guide to Physical Therapist Practice 3.0, 2014), sino a una exploración de cinco dominios fisiológico/biomecánicos de la función del músculo esquelético.

4.2 Lesión y reparación muscular

Las lesiones musculares pueden ocurrir por diversas causas, tales como, laceraciones, contusiones, desgarros, temperaturas extremas, isquemia, presencia de agentes tóxicos, ejercicio de alta intensidad que no se realiza de manera regular que involucre principalmente contracciones musculares excéntricas (generación de tensión, durante el alargamiento muscular)(Fatouros & Jamurtas, 2016; Fridén & Lieber, 2001; Järvinen et al., 2007).

En seres humanos, los modelos de ejercicio físico son utilizados para inducir procesos plásticos musculares a partir de una lesión controlada(Clarkson & Hubal, 2002), mediante la carrera en banda inclinada (correr cuesta abajo)(Aldret et al., 2017; Hoffman et al., 2014, 2016), contracciones en alargamiento máximas o submáximas de un grupo o grupos musculares específicos(Clarkson & Hubal, 2002; Dueweke et al., 2017; Fatouros & Jamurtas, 2016; Friden & Lieber, 1992), las cuales han sido reportadas mediante el uso de pesas libres(J. Craig et al., 1999; Hasson et al., 1990; Stay et al., 1998) o la implementación de dinamometría isocinética(Aaron et al., 2017; Alemany et al., 2013; Delgado-Díaz, 2012; Delgado-Diaz et al., 2011). A partir de dichos modelos, se han planteado hipótesis metabólicas y físicas para explicar los cambios moleculares y fisiológicos de lesión/reparación inducidos en las fibras musculares.

Las hipótesis metabólicas se centran en la depleción de ATP por insuficiente respiración mitocondrial, y en la producción de radicales libres del oxígeno (O_2)(Fridén & Lieber, 2001). Estos eventos generan acumulación de calcio (Ca^{++}) intracelular que, señala la activación de procesos de autólisis de la fibra muscular y de su sarcolema, y genera un enlentecimiento de la relajación generando un estado de rigor funcional de la fibra muscular, lo cual parece conducir a disrupción

mecánica por las fuerzas de cizallamiento provenientes de las fibras que siguen su ciclo normal de contracción-relajación(Fridén & Lieber, 2001).

Una de las hipótesis físicas es la de la temperatura, que plantea que sus incrementos, producto del ejercicio físico en ambientes calurosos, pueden conducir a degradación estructural de las proteínas y los lípidos del sarcolema. Cuando la temperatura sobrepasa los 40°C se generan fugas de Ca^{++} del retículo sarcoplásmico (RS), alteraciones en la función de la enzima ATPasa de Ca^{++} del RS, así como incrementos en la viscosidad del sarcolema conduciendo a su degradación. La temperatura central debe exceder los 40°C y mantenerse por lo menos por 15 minutos para incrementar las proteínas de choque de calor (HSP72)(Locke & Nussbaum, 2001), induciendo activación de procesos de remodelación y adaptación muscular(Castellani et al., 2016). Otros estudios han demostrado que cuando la temperatura central supera los 41°C(Ganesan et al., 2018; Yu et al., 2018) se incrementa la fisión de las mitocondrias(Yu et al., 2018), la liberación de citocromo C(Yu et al., 2018), la actividad de las caspasas(Yu et al., 2018), la expresión de proteínas proapoptóticas (BAX, APAF1, CASP3)(Ganesan et al., 2018), la apoptosis mitocondrial(Ganesan et al., 2018). Lo anterior evidencia la activación de procesos apoptóticos y oxidativos en el músculo esquelético propios del proceso de reparación muscular.

Otra de las hipótesis físicas es la hipótesis mecánica, que afirma que una fibra muscular falla cuando la fuerza tensil o de cizallamiento generada en su componente estructural excede su límite elástico(Fridén & Lieber, 2001; Koh, 2008). Proske y Morgan(Proske & Allen, 2005) proponen que las contracciones excéntricas incrementan la longitud de las sarcómeras, las cuales no se entrecruzan apropiadamente después de la relajación; las contracciones subsiguientes estiran rápidamente dichas sarcómeras imponiendo mayor tensión pasiva, activando sus elementos elásticos y contráctiles respectivamente, pudiendo generarse una disrupción a nivel de la línea

Z(Fatouros & Jamurtas, 2016; Stožer et al., 2020). El daño puede extenderse longitudinal o transversalmente en las miofibrillas y generar daño de la membrana celular(Stožer et al., 2020), el RS(Stožer et al., 2020), los túbulos transversos, el citoesqueleto (distrofina e integrina), los filamentos intermedios y posiblemente los capilares de la fibra muscular(Clarkson & Hubal, 2002), así como generar cambios en la acción de las proteínas transportadoras de la glucosa(Stožer et al., 2020).

En la teoría mecánica el disco Z es el sitio en donde se produce la falla debido a que es sometido a imbalances de tensión provenientes de sarcómeras de diferente longitud dentro de una misma miofibrilla(Proske & Allen, 2005) y son estos imbalances los que generan la lesión(Ema et al., 2021). Las características de los músculos y de sus fibras pueden hacerlos más propensos a sufrir una lesión mecánica; los músculos multiarticulares son los más susceptibles por estar sometidos a una mayor tensión, y las fibras musculares tipo II son más susceptibles a la lesión mecánica(Ema et al., 2021; Ramsey et al., 2010) que las tipo I, dado que poseen discos Z más pequeños y menos gruesos(Ema et al., 2021; Ramsey et al., 2010), una menor cantidad de proteínas en el citoesqueleto que soporten mecánicamente la sarcómera(Stožer et al., 2020), una relación longitud-tensión óptima más corta(Stožer et al., 2020), un endomisio menos desarrollado en la unión músculo tendinosa (UMT), mayor capacidad de generar tensión(Douglas et al., 2017), menor cantidad de proteínas de choque de calor (que protegen normalmente al músculo del estrés mecánico y mejoran su recuperación)(Stožer et al., 2020), y una menor capacidad oxidativa(Stožer et al., 2020).

Con base en las teorías antes descritas se ha definido que una vez ocurre la lesión, sin importar su causa, se produce un incremento del Ca^{++} intracelular comprometiendo el mecanismo de acople excitación-contracción en las fibras lesionadas(Stožer et al., 2020). Se ha establecido

que la duración de la magnitud del movimiento activo de Ca^{++} a través de las membranas de la fibra muscular (sarcolema, RS)(Proske & Allen, 2005) es la causante de los eventos subsiguientes(Armstrong et al., 1991). La pérdida de la homeóstasis del Ca^{++} juega un papel crucial debido a que activa mecanismos autogénicos de degradación en el sitio de la lesión liderados por la actividad de la Fosfolipasa A2, proteasas lisosomales y proteasas activadas por Ca^{++} (Armstrong & Ben Kibler, 1990). Esta degradación de elementos celulares es necesaria para que se lleve a cabo el proceso de reparación muscular(Fatouros & Jamurtas, 2016; Koh, 2008; Proske & Allen, 2005). De manera paralela hay un incremento del Na^+ alterando el potencial de membrana(Stožer et al., 2020).

El proceso de reparación se compone de tres etapas: inflamación, regeneración y maduración o remodelación(Järvinen et al., 2005; Tidball et al., 2014; Yang & Hu, 2018). La etapa inflamatoria, sucede a la par con los mecanismos autogénicos que liberan contenido celular y factores quimiotácticos al espacio extracelular activando componentes del complemento que conducen a la infiltración de neutrófilos y macrófagos que inician la inflamación en el tejido(Yang & Hu, 2018). Los mastocitos residentes en el tejido se activan y se degranulan produciendo los eventos inflamatorios subsiguientes(Yang & Hu, 2018). Los mastocitos y neutrófilos del tejido liberan citoquinas proinflamatorias ($\text{TNF}\alpha$, IL6, IL1 β , IFN- γ) y quimiocinas que reclutan neutrófilos adicionales que liberan citoquinas, enzimas (calpaínas, proteasas lisosomales) y factores oxidativos que terminan de degradar y fagocitar los componentes de las fibras lesionadas(Costamagna et al., 2015; Smith et al., 2008; Yang & Hu, 2018). Los neutrófilos también producen IL-1 e IL-8 que atraen macrófagos al sitio de la lesión y contribuyen con la expansión del proceso inflamatorio mediante la secreción de citoquinas proinflamatorias($\text{TNF}\alpha$, IL6, IL1 β) y células T(Tidball et al., 2014; Yang & Hu, 2018).

De manera paralela, durante la regeneración las células inmunes activan una cascada de respuestas celulares que regulan la activación de las células satélite, su proliferación y diferenciación para contribuir con el proceso de reparación celular (Relaix & Zammit, 2012). Los macrófagos, cambian del estado pro-inflamatorio al anti-inflamatorio secretando citoquinas y factores de crecimiento que facilitan la reparación muscular (IL10, IL4, IL13, IL8) (Tidball et al., 2014; Yang & Hu, 2018); tanto la secuencia como el momento de la transición del estado de los macrófagos son necesarios para la reparación muscular normal (Tidball et al., 2014). De este modo, las células satélites, ubicadas entre el sarcolema y la lámina basal que rodea la miofibrilla se activan, se dividen y una de ellas se compromete dentro del ciclo celular y la otra vuelve a quedar quiescente para el siguiente proceso de regeneración (Bazgir et al., 2017; Costamagna et al., 2015; Relaix & Zammit, 2012; Tidball et al., 2014; Tierney & Sacco, 2016). Dentro de los factores que activan esta población celular se encuentran las sustancias inflamatorias (TNF α , IL6, macrófagos, células T), factores secretados por las células intersticiales, microvasculatura, unión neuromuscular (UNM), el Pax7, y factores sistémicos como el factor de crecimiento similar a la insulina (IGF-I), factor de crecimiento de los fibroblastos (FGF), factor de crecimiento transformante (TGF- β), factor de crecimiento mecánico (MGF) y factor de crecimiento de los hepatocitos (HGF) (Bazgir et al., 2017; Relaix & Zammit, 2012; Tidball et al., 2014; Tierney & Sacco, 2016; Yang & Hu, 2018). Estudios recientes han propuesto que otras líneas celulares como los mesangioblastos, células Sk-34, CD45⁺/Scal⁺, población de células laterales (*side population*) también pueden participar en el proceso de reparación muscular (Relaix & Zammit, 2012).

Los factores regulatorios miogénicos (MRF del inglés *myogenic regulatory factors*) dentro de los cuales se encuentran el MRF 4 y miogenina son los encargados de promover la diferenciación de las células satélites para que continúen con el proceso de maduración en la fase

de remodelación, en donde se fusionan en las miofibrillas preexistentes para agregar nuevos mionúcleos que codifican el material genético para aumentar las proteínas contráctiles dentro de las miofibrillas(Bazgir et al., 2017; Costamagna et al., 2015; Järvinen et al., 2005; Relaix & Zammit, 2012; Tidball et al., 2014). En esa etapa también son importantes las moléculas de adhesión (integrinas) que se encargan de unir fibras no lesionadas con fibras en regeneración y proveerles la suficiente estabilidad que requieren durante este proceso(Järvinen et al., 2005). Inicialmente estas miofibrillas tienen el núcleo centralizado, pero posteriormente se ubica en la periferia y no se distinguen de las miofibrillas no lesionadas(Bazgir et al., 2017; Relaix & Zammit, 2012).

4.2.1 Modelo de lesión experimental basado en ejercicio excéntrico

La posibilidad de generar lesiones musculares se incrementa durante la realización de ejercicio excéntrico (EE) debido a que requiere el reclutamiento de un menor número de unidades motoras para producir mayor fuerza(Stožer et al., 2020; Tidball et al., 2014) (lo que implica la generación de mayor fuerza por unidad motora activa y con esto mayor estrés mecánico(Douglas et al., 2017; Stožer et al., 2020)), debido a la acumulación de energía en el componente pasivo del músculo que se elonga durante la contracción(Ramsey et al., 2010). Además, se reconoce que durante contracciones excéntricas submáximas se reclutan de manera selectiva unidades motoras de alto umbral y fibras tipo II, especialmente si estas ocurren a altas velocidades(Ramsey et al., 2010). Teniendo en cuenta que la tensión incrementa ~10 veces más rápido para una velocidad de alargamiento que para una velocidad equivalente de acortamiento muscular(Ema et al., 2021), el incremento en la velocidad de las contracciones excéntricas puede disminuir el número de puentes

cruzados de actina miosina disponibles para resistir la fuerza externa incrementando la fuerza por puente cruzado predisponiendo así a las proteínas contráctiles a una disrupción mecánica(Ema et al., 2021; Ramsey et al., 2010).

Las respuestas musculares a la lesión inducida por el ejercicio dependen de la variabilidad genética, del tipo de contracción, del grupo muscular, y de las características de la sobre carga (intensidad, volumen, grado de dominio en el ejercicio)(Fatouros & Jamurtas, 2016) y pueden evaluarse directamente mediante análisis histológicos de biopsias musculares(Clarkson & Hubal, 2002), así como por cambios en los parámetros indirectos como el desempeño muscular, proteínas musculares, y dolor muscular(Clarkson & Hubal, 2002; Maeo et al., 2018).

4.2.2 Perturbaciones fisiológicas posteriores a un modelo de lesión experimental basado en ejercicio excéntrico

Durante, inmediatamente después y en los días subsiguientes al EE se evidencia disminución del desempeño muscular (torque máximo isométrico, torque máximo isocinético concéntrico, trabajo muscular), DMAT, limitación del rango de movimiento (RDM), cambios microscópicos en el tejido muscular, edema y aparición sérica de proteínas musculares principalmente la CK(Clarkson & Hubal, 2002; Stožer et al., 2020).

En orden temporal la primera perturbación que sucede es la disminución de la fuerza muscular, presencia de cambios estructurales evidenciados microscópicamente, presencia de edema y alteraciones en el RDM, así como presencia de DMAT y aumento sérico de proteínas musculares. La disminución de estas perturbaciones sin embargo no sigue el mismo patrón de aparición empezando a desaparecer las alteraciones estructurales como manifestación de la

reparación muscular, seguido de incrementos de la fuerza muscular, disminución del DMAT y el edema y finalmente eliminación del torrente sanguíneo de las proteínas musculares. El orden cronológico de estas perturbaciones fisiológicas descritas en la literatura, se presenta en el Apéndice B.

Cuando se comparan los ejercicios concéntrico y excéntrico se ha demostrado que el último genera mayores incrementos de citokinas inflamatorias y actividad de la CK(Pokora et al., 2014), disminuciones de la fuerza máxima voluntaria(Newham, 1988), fuerza máxima estimulada eléctricamente, y DMAT(Newham, 1988). El grado de lesión muscular inducida por el EE parece ser más extenso, y se generan mayores perturbaciones fisiológicas cuando se produce una mayor tensión muscular durante las contracciones(Alemaný et al., 2013; Paulsen et al., 2012), cuando se realizan a mayor velocidad(Chapman et al., 2008), existe una mayor elongación muscular(Fochi et al., 2016) y es un ejercicio no acostumbrado(T. Chen et al., 2011). Sin embargo, es aceptado que la magnitud del torque generado durante el ejercicio, determina la extensión de la lesión(Armstrong et al., 1991; Paulsen et al., 2012). En el Apéndice C se presenta el análisis de la literatura revisada al respecto de los modelos de lesión experimental basados en ejercicio excéntrico.

Alteraciones de la fuerza máxima

La disminución prolongada de la fuerza muscular máxima es el primer hallazgo evidente después de la lesión muscular(Clarkson & Hubal, 2002; Stožer et al., 2020). Esta disminución oscila entre el 20-55%(Fatouros & Jamurtas, 2016; Stožer et al., 2020) y ha sido cuantificada principalmente mediante el torque máximo isométrico e isocinético, una de las medidas indirectas más válidas y reproducibles de lesión muscular(Clarkson & Hubal, 2002) usada en aproximadamente el 50% de los estudios con modelos de lesión experimental basados en ejercicio

excéntrico(Warren et al., 1999). La magnitud de la disminución en el torque máximo y su patrón de recuperación depende del modelo de lesión experimental basado en ejercicio excéntrico que se haya utilizado(Alemaný et al., 2013; Camacho et al., 2020; Fochi et al., 2016; Stožer et al., 2020).

Se considera que las disminuciones en el torque máximo en las primeras 72 horas se deben a las alteraciones del mecanismo excitación-contracción de las miofibrillas que quedaron intactas(Fatouros & Jamurtas, 2016; Fridén & Lieber, 2001; Paulsen et al., 2012; Warren et al., 2002), y pasadas 72 horas se deben a la disrupción de las miofibrillas y degradación de las proteínas por el aumento del Ca^{++} intracelular(Fatouros & Jamurtas, 2016; Fridén & Lieber, 2001; Koh, 2008; Paulsen et al., 2012; Warren et al., 2002), sin producirse disminuciones adicionales en el torque(Warren et al., 2002).

La revisión publicada por Clarkson y cols. (1992) ha sido el trabajo que recopila información del mayor número de participantes evaluados (109 personas) para determinar el curso temporal de las perturbaciones fisiológicas producidas por un modelo de lesión experimental basado en ejercicio excéntrico de los flexores de codo. Los autores evidenciaron disminución del 50% del torque máximo inmediatamente pos-ejercicio, con restablecimiento progresivo en los días siguientes; sin embargo puede permanecer disminuido hasta 10 días pos-ejercicio(Clarkson & Hubal, 2002).

Otros autores han comparado diversos modelos de lesión experimental basados en ejercicio excéntrico encontrando que el efecto de la velocidad del movimiento sobre la lesión muscular incrementa cuando el número de contracciones es mayor(Chapman et al., 2008), y que el mayor RDM en el que se ejecuta el ejercicio se relaciona con la severidad de las alteraciones producidas(Fochi et al., 2016); lo anterior se traduce en mayores pérdidas del torque máximo(Chapman et al., 2008; Fochi et al., 2016). También se ha evidenciado mayor disminución

del torque máximo cuando se comparan modelos de lesión experimental basados en ejercicio excéntrico realizados con dinamometría isotónica e isocinética (realizando el mismo torque máximo y trabajo muscular durante el ejercicio); los autores del estudio atribuyen esta diferencia al mayor torque isotónico generado al inicio del RDM durante estas contracciones (Alemany et al., 2013).

La variabilidad en las pérdidas de fuerza después de los modelos de lesión experimental basados en ejercicio excéntrico se debe a factores periféricos y no centrales, como se postulaba anteriormente. Mediante un análisis de clústers se han identificado tres grupos de acuerdo a la magnitud de la disminución en el torque máximo inmediatamente después y 24 horas pos-ejercicio: personas cuyo torque disminuyó en promedio 49%, personas que mostraron un promedio de disminución de 23% y quienes presentaron un torque máximo superior al basal. El primer grupo, además presentó la mayor disminución de los torques isométrico y excéntrico máximos, y menores valores en las mediciones periféricas de la función muscular (torque después del estímulo tetánico y torque después de la sacudida), mientras que no se presentaron diferencias entre grupos en las mediciones de la activación central (EMG, tasa de activación central y potencial de acción muscular compuesto) (Hubal et al., 2007).

Sin embargo, otras características del desempeño muscular como los tiempos de aceleración y desaceleración aún no han sido estudiados, y el trabajo muscular no ha sido estudiado a profundidad. En el laboratorio de investigación en fisioterapia UIS, Camacho y cols. (2020) (Camacho et al., 2020) y Reina (2017) (Reina, 2017) implementaron un protocolo de 200 contracciones excéntricas del cuádriceps (30°- 120° de flexión) con una velocidad angular de 120°/s, evidenciando disminuciones significativa del torque máximo isométrico (~23%), isocinético (~31,5%) y el trabajo muscular (~31%) a las 48h pos-ejercicio los cuales se

reestablecieron 96 horas pos-ejercicio(Camacho et al., 2020); en el presente estudio solo se encontraron diferencias en el torque máximo isométrico (~11%) medido 24h pos-ejercicio.

Los hallazgos anteriores demuestran que la capacidad del músculo para realizar contracciones submáximas durante todo el rango de movimiento también disminuye después del EE(Camacho et al., 2020; Reina, 2017), representando alteraciones en la funcionalidad del músculo como unidad de análisis(Delgado-Díaz, 2012). Estos han sido de los pocos estudios que han realizado evaluaciones de otros componentes del desempeño muscular en respuesta modelos de lesión experimental basados en ejercicio excéntrico.

Dolor muscular de aparición tardía

El DMAT se define como la sensibilidad o el dolor sordo que se experimenta durante el movimiento o la palpación del músculo afectado, el cual se combina con sensibilidad y rigidez que se desarrollan después de un ejercicio extenuante no acostumbrado(Newham, 1988; Nosaka et al., 2002) que aparece entre 12-24 horas pos ejercicio, alcanza su pico a los 2-3 días(Clarkson & Hubal, 2002; Newham et al., 1988) y desaparece a partir de los 4 días pos ejercicio(Clarkson & Hubal, 2002; Newham et al., 1988). El DMAT es una de las perturbaciones fisiológicas que se estudia frecuentemente en respuesta a los modelos de lesión experimental basados en ejercicio excéntrico, mediante evaluaciones subjetivas (escala visual análoga)(Warren et al., 1999) y objetivas del mismo (umbral de presión dolorosa(Aaron et al., 2017) y cuestionario de McGill)(Aaron et al., 2017).

A lo largo de los años se han propuesto varias teorías y mecanismos del DMAT que han intentado explicar su aparición y curso temporal, dentro de las cuales se encuentran: la hipótesis de los espasmos, la hipótesis del ácido láctico, la hipótesis del daño estructural por la alta tensión de las contracciones excéntricas, la hipótesis del daño del tejido conectivo(Cheung et al., 2003),

sin embargo no logran explicar completamente la presencia de DMAT teniendo en cuenta la temporalidad de las perturbaciones(Cheung et al., 2003; Clarkson & Hubal, 2002).

La teoría que más se acerca a la explicación del DMAT es la de la inflamación y se basa en los aspectos de la respuesta inflamatoria (edema e infiltración de células inflamatorias). Plantea que las fibras tipo III y IV, que transmiten estímulos térmicos, mecánicos y dolorosos, se sensibilizan a las 24-48 horas pos lesión(Cheung et al., 2003) de ahí que se experimente con mayor intensidad entre 2-3 días pos lesión en respuesta a la presión mecánica del área(Clarkson & Hubal, 2002); las sustancias que se han relacionado con la sensibilización son las prostaglandinas, la histamina, la serotonina y la bradiquinina(Stožer et al., 2020), de manera que cualquiera de ellas se podrá acumular en la región de la fibra lesionada y estimular los receptores de dolor.

Estudios recientes han propuesto que la regulación al alta del mRNA del factor de crecimiento nervioso (FCN), producido en las células inflamatorias y en las fibras musculares en reparación después del EE, y el factor neurotrófico derivado de las células gliales (FNCG) producido en respuesta al incremento de la ciclooxigenasa 2 (COX2), son las sustancias que conducen a la sensibilización de las fibras tipo C y A δ , respectivamente(Mizumura & Taguchi, 2016). Los receptores que se cree están relacionados con la sensibilización son los receptores tipo TRPV1 en el caso del FCN y los canales sensibles al ácido y los receptores TRPV4, en el caso del FNCG, sin embargo pueden existir vías comunes entre ellos gracias a la acción de la COX2(Mizumura & Taguchi, 2016). Tras la sensibilización se disminuye el umbral de presión dolorosa conduciendo a la hiperalgesia mecánica en el músculo/fascia muscular(Stožer et al., 2020) confirmada por el incremento del c-Fos en el cuerno posterior. La expresión de esta proteína en el cuerno posterior (láminas superficial y profunda) de la médula espinal ha sido usada como marcador neural de dolor debido a que es una medida de activación sináptica de las neuronas

nociceptivas espinales en respuesta a estímulos nocivos transmitidos por las fibras C(Hsieh, 2008; Mizumura & Taguchi, 2016) provenientes de los músculos y la piel(Mizumura & Taguchi, 2016), durante la inflamación aguda y crónica(Hsieh, 2008; Mizumura & Taguchi, 2016).

La temporalidad de esta sensibilización se relaciona con el periodo de aparición del DMAT (12-48h pos EE)(Cheung et al., 2003; Clarkson & Hubal, 2002) debido a que el FCN se produce en el músculo entre 12 horas-2 días pos EE, mientras que el FNCG se produce entre 12 horas-1 día pos EE(Mizumura & Taguchi, 2016). La regulación al alza del FCN y del FNCG se produce por la activación de los receptores β_2 de la bradiquinina y el receptor de la prostaglandina E2, respectivamente(Mizumura & Taguchi, 2016), demostrando que se relacionan con los procesos inflamatorios del músculo esquelético.

En relación con la última teoría planteada, se han encontrado asociaciones moderadas, estadísticamente significativas entre la IL-6 plasmática y el conteo de neutrófilos periféricos ($r=0,69$; $p=0,003$), el DMAT ($r=0,62$; $p=0,006$) y la actividad de la CK ($r=0,77$; $p<0,001$) después de un modelo de lesión experimental basado en ejercicio excéntrico(Kawamura et al., 2018).

Se han encontrado mayores perturbaciones fisiológicas después de un ejercicio que involucre un mayor número de contracciones (12 vs 24 vs 60 contracciones excéntricas máximas), sin embargo, el DMAT no ha mostrado diferencias entre los grupos y se ha correlacionado de manera pobre con la fuerza muscular, el RDM, y los niveles de actividad de CK ($r=-0,27$, $0,12$ y $0,23$ respectivamente) evidenciando que no refleja la magnitud de la lesión(Nosaka et al., 2002). Aunque generalmente se localiza en la zona de la UMT o cercano a esta(Clarkson & Hubal, 2002) (debido a la alta concentración de receptores musculares de dolor en el tejido conectivo de esta zona(Cheung et al., 2003) y/o a la localización del daño principalmente en esta región)(Cheung et al., 2003; Newham, 1988), se ha demostrado mediante resonancia magnética y evaluaciones de

umbral de presión dolorosa que la lesión muscular y el dolor pueden localizarse en diferentes zonas del músculo de acuerdo al protocolo de ejercicio que se utilice(Maeo et al., 2018); la zona proximal del recto femoral (RF), y la zona intermedia y distal del vasto medial (VM) son las más afectada después de las contracciones excéntricas aisladas, mientras que la zona intermedia del VM es la más afectada después de caminar en descenso y realizar sentadillas(Maeo et al., 2018).

Proteínas plasmáticas

La CK ha sido la proteína que más se ha estudiado en situación pos-ejercicio debido a su concentración relativamente grande en el plasma después del EE y su fácil medición(Baird et al., 2012; T. Chen et al., 2011; Clarkson & Hubal, 2002; Fatouros & Jamurtas, 2016; Stožer et al., 2020). Esta enzima se encuentra en el organismo principalmente en el músculo estriado y cataliza de forma reversible la formación de fosfocreatina a partir de una molécula de ATP y una de creatinina, con un ADP como resultante(Gómez et al., 2014). Se asume que la salida de proteínas al torrente sanguíneo entre 24-48 horas después del EE se relaciona con la disrupción de la membrana plasmática(Baird et al., 2012; T. Chen et al., 2011; Pokora et al., 2014; Stožer et al., 2020) evidenciando el daño producido en la fibra muscular. Hay que tener en cuenta que su aumento en sangre no solo refleja su liberación, sino también de su remoción(Clarkson & Hubal, 2002; Stožer et al., 2020). Se ha determinado que el mayor incremento de actividad enzimática aparece a los cuatro días pos-lesión aproximadamente para disminuir a partir de los 7-9 días pos-lesión(T. Chen et al., 2011; Clarkson & Hubal, 2002).

Existen autores que plantean que la falta de relación entre la actividad de la CK y los demás marcadores de lesión muscular se debe a la alta variabilidad entre sujetos y los pequeños tamaños de muestra en los estudios(Clarkson & Hubal, 2002). Clarkson y cols. (1992) clasificaron a los individuos de su estudio de acuerdo al incremento en la actividad de la CK en grandes, medianos

y pequeños respondedores (>2000, 500-2000, <500 U/l), evidenciando menor impacto sobre la fuerza, RDM y DMAT en los bajos respondedores(Clarkson & Hubal, 2002).

4.3 Ultrasonido terapéutico y su interacción con los tejidos

El ultrasonido es una forma de energía mecánica compuesta de ondas alternantes de compresión y rarefacción que trasladan la energía de un punto a otro(Baker et al., 2001; Furusawa et al., 2014; ter Haar, 2007), viajando a frecuencias iguales o superiores a 20 KHz(Baker et al., 2001; Furusawa et al., 2014). Se genera por el efecto piezoeléctrico inverso mediante el cual se producen ondas sonoras a partir de la corriente alterna aplicada a un cristal piezoeléctrico que se contrae y dilata a la misma frecuencia que cambia la polaridad de la corriente, generando las ondas de sonido. La frecuencia del ultrasonido es el número de ciclos de oscilación del sonido por unidad de tiempo; debido a que una menor frecuencia implica una vibración menos rápida de las moléculas, menor cantidad de energía es atenuada (debido a la absorción en el campo cercano) y la energía de la onda se puede propagar a una mayor profundidad dentro del tejido(ter Haar, 2007). Por lo anterior, existe una relación inversa entre la frecuencia del ultrasonido y la profundidad de penetración de las ondas(ter Haar, 2007). Las moléculas del ultrasonido vibran a una frecuencia de 1-3 MHz(ter Haar, 2007; Warden & McMeeken, 2002) y la oscilación de las moléculas inducida por el ultrasonido puede viajar en sentido longitudinal y transversal a lo largo y hacia el interior del tejido.

La intensidad del ultrasonido se define como el flujo de energía por unidad del área del transductor y se expresa en W/cm^2 . Se puede calcular basado en la intensidad espacial pico o la intensidad espacial promedio, siendo esta última la más usada debido a que predice de una mejor

forma el calentamiento del tejido. Las intensidades manejadas comúnmente en la práctica clínica de la fisioterapia oscilan entre 0,125-5 W/cm(Baker et al., 2001; Robertson & Spurrirt, 1998). Aunque este uno de los parámetros más importantes, es la combinación de todos los parámetros de aplicación del ultrasonido (intensidad, ciclo de trabajo, área de tratamiento, área de radiación efectiva del cabezal, duración del tratamiento) los que determinan la cantidad de energía que se entrega al tejido tratado por unidad de área, es decir la densidad energética(Baker et al., 2001; Robertson & Spurrirt, 1998).

La biofísica del ultrasonido es el estudio de los mecanismos responsables de su interacción con los materiales biológicos, derivando en aplicaciones terapéuticas del mismo y estudia sus efectos térmicos y no térmicos(Baker et al., 2001), los cuales a su vez se dividen en mecánicos y químicos(Baker et al., 2001; Furusawa et al., 2014)(Izadifar et al., 2017).

Debido a que el sonido precisa de un medio para su transmisión, la energía transportada por el haz del ultrasonido se atenúa a medida que pasa a través del tejido por la reflexión, absorción, refracción y dispersión que sufren las ondas hasta llegar al tejido blanco(Furusawa et al., 2014). El efecto térmico del ultrasonido se deriva de la propagación y traslación de la energía de una localización a otra y la absorción por los tejidos(Baker et al., 2001; ter Haar, 2007) con el consecuente incremento en la temperatura(Draper, Castel, et al., 1995; Gallo et al., 2004; M. Miller et al., 2008) que depende de sus parámetros de aplicación, propiedades del tejido (volumen del tejido, coeficiente de absorción acústica, perfusión del tejido), configuración del haz, área de aplicación, tiempo de tratamiento, tasa de incremento de la temperatura(Draper, Castel, et al., 1995; Furusawa et al., 2014; Izadifar et al., 2017; ter Haar, 2007). El incremento de la temperatura conlleva a incremento del metabolismo(Furusawa et al., 2014), del flujo sanguíneo, oxigenación

y celularidad en el tejido muscular(Morishita et al., 2014), así como extensibilidad de las fibras de colágeno(Wessling et al., 1987).

Se ha explorado el cambio de temperatura en músculo esquelético sano (gastrocnemio medial) tras la aplicación de UST y se han encontrado incrementos intramusculares entre 0,4-4°C después de la aplicación de UST en modo continuo con densidades energéticas que oscilan entre 114-492 W/cm² (Draper, Castel, et al., 1995; Gallo et al., 2004; M. Miller et al., 2008). Estos incrementos en temperatura se han registrado de manera similar en profundidades de 2,5 y 5 cm(Draper, Castel, et al., 1995). Igualmente, se han registrado incrementos de temperatura entre 3-14°C (Draper, Castel, et al., 1995; M. Miller et al., 2008) cuando se aplica UST en modo continuo con frecuencia de 3MHz con las mismas densidades energéticas mencionadas anteriormente registradas a 0,8 y 1,6 cm de profundidad al interior del músculo(Draper, Castel, et al., 1995). También se han evidenciado incrementos de temperatura intramuscular tras la aplicación de UST en modo pulsado; Gallo y cols, determinaron un incremento de temperatura intramuscular de 2,8°C después de una dosis de UST de 150 J/cm² con salida de la onda en modo continuo y pulsado, evidenciando el efecto térmico de ambos modos(Gallo et al., 2004). El tiempo promedio de retorno de la T° intramuscular al nivel basal tras la aplicación de UST en modo continuo con densidad energética de 54 J/cm² es de aproximadamente 18 minutos, tiempo en el cual se podría utilizar a favor el incremento de temperatura del tejido(Draper & Ricard, 1995). Se ha podido determinar que la temperatura del segmento contralateral al segmento tratado, así como la T° central no incrementan con aplicaciones locales de UST continuo y pulsado con densidades energéticas de 112 y 562 J/cm², evidenciando que esta modalidad solo genera efectos térmicos locales(Locke & Nussbaum, 2001).

Los efectos mecánicos del UST son la cavitación y el streaming acústico como mecanismos producidos a partir de las ondas del ultrasonido(Furusawa et al., 2014; Izadifar et al., 2017; ter Haar, 2007). La cavitación definida como la formación de burbujas diminutas de gas dentro de los tejidos biológicos en respuesta a las ondas del ultrasonido(Izadifar et al., 2017) que genera calor, microstreaming y estrés de cizallamiento en las vecindades y microjets de alta velocidad(Furusawa et al., 2014; Izadifar et al., 2017; D. Miller, 2007). El streaming acústico se genera cuando parte de momentum del haz del ultrasonido, es transmitido a la vecindad (células o partículas) y genera movimientos de convección que desplaza iones y pequeñas moléculas(Furusawa et al., 2014; D. Miller, 2007). Por tanto, los efectos mecánicos pueden generar disrupciones, poros, deformación de las membranas celulares, incluso lisis de las mismas(Furusawa et al., 2014). De esta forma las fuerza físicas extracelulares son transmitidas hacia el interior de la célula para señalización nuclear(Furusawa et al., 2014). Los autores que proponen la existencia de efectos sonoquímicos, les atribuyen la formación de microburbujas y sonólisis del agua en el tejido, proceso mediante el cual se generan radicales libres que causan peroxidación y oxidación de moléculas(Furusawa et al., 2014).

Estudios recientes han propuesto que los efectos fisiológicos del ultrasonido (térmicos y mecánicos) no se pueden aislar por completo, por lo tanto no se pueden atribuir de manera exclusiva los desenlaces clínicos encontrados tras su aplicación en un modo y otro(Baker et al., 2001; Furusawa et al., 2014; Johns, 2002). Lo anterior se debe a la naturaleza física de las ondas del ultrasonido y las moléculas del medio en el cual se están propagando las ondas, de modo que cualquier disminución del movimiento traslacional de las partículas atenuará o detendrá la transmisión del ultrasonido(Furusawa et al., 2014).

Adicionalmente Johns (2002) planteó la hipótesis de la frecuencia de la resonancia, que propone que la energía acústica del ultrasonido que es absorbida en los tejidos no necesariamente se manifiesta con incrementos de la temperatura; por el contrario, la energía mecánica dentro de la onda del ultrasonido es absorbida por las proteínas alterando su conformación estructural a nivel individual, o su función a nivel molecular activándose o inactivándose. De este modo, las ondas pueden inducir resonancia de las proteínas modulando sus moléculas o sus funciones causando efectos a nivel molecular (Johns, 2002). Sus postulados se basan principalmente en estudios celulares que han demostrado alteración de la función de diversas proteínas relacionadas con las diferentes fases del proceso de reparación tisular (Johns, 2002).

4.3.1 Efectos del ultrasonido terapéutico sobre el músculo esquelético

En la literatura revisada se describen efectos del UST a nivel molecular y/o fisiológico en varios aspectos relacionados con el metabolismo, el estrés oxidativo, la proliferación celular (ver Apéndice C).

En modelos animales de lesión muscular (contusiones y laceraciones), se ha determinado que el UST pulsado (20%) incrementa el factor de crecimiento vascular endotelial (VEGF), la densidad capilar, el número de fibras centronucleadas, el área de sección transversa y disminuye la matriz extracelular después de tres sesiones de aplicación (Chongsatienam & Yimlamai, 2016). También se han evidenciado sus efectos positivos en la diferenciación de varias líneas celulares como el colágeno (Balejo et al., 2008), miotubos (Balejo et al., 2008), mioblastos (Balejo et al., 2008), células satélites/cm² (Rantanen et al., 1999) favoreciendo la regeneración del tejido a partir de las 2 sesiones (Balejo et al., 2008; Rantanen et al., 1999) así como la disminución de los

parámetros de estrés oxidativo (sustancias reactivas del ácido tiobarbitúrico y los grupos carboxilo terminal de las proteínas)(L. Freitas et al., 2007) después de la primera sesión, y parámetros funcionales como la fuerza tetánica y el twitch isométrico a partir de la tercera aplicación(Chongsatientam & Yimlamai, 2016). Sin embargo, algunos de los estudios anteriores también han encontrado que el UST no afecta la producción de miotubos, ni la recapilarización del tejido después de 4 y 7 sesiones respectivamente(Rantanen et al., 1999), y logra disminuir la actividad de enzimas antioxidantes como la superóxido dismutasa y catalasa principalmente en el primer día de aplicación(L. Freitas et al., 2007).

Por otro lado se ha demostrado que el UST continuo aplicado diariamente incrementa la fuerza isométrica tetánica máxima a los 7 días en músculo esquelético en reparación después del EE(Karnes & Burton, 2002) , pero también disminuye la expresión del MGF en el primer, segundo y cuarto día en músculo en reparación por contusión⁴¹. En relación con la temperatura se ha determinado que aunque el UST pulsado (20% y 40%) y continuo incrementan la temperatura intramuscular (0,2 vs 3,3 vs 2,9°C respectivamente) en el músculo sano, no generan incrementos en las proteínas de choque de calor (HSP72) debido a que no incrementan la temperatura central por encima de 41°C durante un tiempo significativo(Locke & Nussbaum, 2001).

Estudios en humanos también han demostrado efectos controversiales después de la aplicación del UST pulsado y continuo sobre el músculo esquelético (ver Apéndice C). A nivel molecular, una única dosis de UST continuo ($\sim 95\text{J}/\text{cm}^2$) en músculo esquelético no lesionado de hombres jóvenes, indujo un incremento de la expresión génica de la isoforma del IGF-1 directamente involucrado con el proceso de crecimiento muscular (IGF-1Eb)(Delgado-Díaz et al., 2011); sin embargo, en músculo en reparación no se detectaron cambios en la expresión génica de factores de crecimiento adicionales a los ya inducidos por el ejercicio excéntrico(Delgado-Díaz et

al., 2011). Se han detectado cambios en la expresión de marcadores del ciclo celular (aumento de Ciclina-D1 y disminución de p21), correspondientes a reversión del efecto de la lesión muscular con la dosis de UST antes mencionada(Delgado-Díaz, 2012); sin embargo cuando se aplica en músculo sano genera incrementos de p21 y de las células satélites, sugiriendo un efecto sobre el crecimiento muscular(Delgado-Díaz, 2012). Aunque no se han identificado incrementos del flujo sanguíneo muscular del antebrazo 30 minutos después del tratamiento con UST continuo(Robinson & Buono, 1995), otros estudios han demostrado incremento en la velocidad de flujo en la arteria poplítea durante el tratamiento⁷⁰, así como en las concentraciones de hemoglobina oxigenada y total hasta 20 minutos después del tratamiento sugiriendo que los cambios se producen por una mezcla de efectos térmicos y mecánicos del UST⁶⁹.

En relación con sus efectos clínicos la revisión sistemática de Freitas y cols. evidenció que hasta el momento el UST no ha demostrado ser superior en términos de disminución de dolor a las 24, 48 y 72 horas del daño muscular inducido por un modelo de lesión experimental basado en ejercicio excéntrico comparado con el control o el placebo(R. Freitas et al., 2017). Solo un estudio de esta revisión evidenció efectos positivos del UST pulsado ($67,8 \text{ J/cm}^2$) sobre el músculo en reparación manifestados por disminución del dolor, y una atenuación en la caída del torque máximo y el trabajo muscular del cuádriceps con respecto a la línea de base 48h después de la lesión, 24 horas pos tratamiento(Hasson et al., 1990). Otros estudios también demuestran resultados conflictivos sobre parámetros de dolor y desempeño muscular(Aaron et al., 2017; Delgado-Díaz, 2012; F. Freitas, 2014). Delgado-Díaz (2012) evidenció que el UST continuo, aplicado por 7 días con densidad energética de $\sim 60 \text{ J/cm}^2$ sobre el bíceps braquial (48 horas pos ejercicio) logra mejorar el trabajo muscular a baja y alta velocidad (60 y 180°/s respectivamente)(Delgado-Díaz, 2012) y después de 3 aplicaciones de UST continuo con densidad

energética de 96,6J/cm² sobre el bíceps braquial en reparación después de lesión inducida por ejercicio, se evidenciaron disminuciones significativas del dolor en reposo e incrementos del umbral de presión dolorosa en la región cercana a la unión musculo tendinosa distal(Aaron et al., 2017). En contraparte, Freitas y cols. (2014) evidenciaron que 5 sesiones de UST pulsado, iniciadas inmediatamente después de la lesión del bíceps braquial no logran disminuir el dolor a la palpación y el movimiento, ni mejorar el torque máximo, el cual por el contrario disminuye después de la primera sesión de UST(F. Freitas, 2014). De acuerdo con los hallazgos anteriores no está claro si el UST aplicado de forma continua o pulsada, tiene o no efectos positivos sobre los parámetros de restauración funcional del músculo que se han evaluado en los estudios.

5. Materiales y Métodos

5.1 Diseño metodológico

Se realizó un estudio experimental de tipo comparación entre tres grupos de intervención (UST continuo, UST pulsado y UST placebo), y enmascaramiento triple(Carter et al., 2011a; Gordis, 2014), cuya población blanco fueron hombres jóvenes universitarios quienes realizaron un protocolo de lesión experimental basado en ejercicio excéntrico. El tipo de muestreo fue no probabilístico y la muestra correspondió a una muestra seleccionada por conveniencia y por intención.

5.2 Aleatorización

Una auxiliar de investigación asignó aleatoriamente a los participantes a los grupos experimentales mediante la técnica de bloques aleatorios.

5.3 Enmascaramiento

La investigadora principal y los participantes estuvieron enmascarados (Carter et al., 2011b). La investigadora principal realizó las evaluaciones y el protocolo de EE, y otra investigadora realizó la intervención de los participantes. La programación de los parámetros de tratamiento y su enmascaramiento fueron realizados por un auxiliar de investigación.

5.4 Población de estudio

La población de estudio estuvo conformada por hombres jóvenes, estudiantes universitarios de instituciones públicas de Bucaramanga y su área metropolitana, físicamente activos, con edades entre los 18 y 30 años, que contaron con seguro de salud vigente al momento de su participación. Los participantes fueron convocados mediante carteles ubicados en los campus universitarios y redes sociales institucionales.

5.5 Criterios de selección

5.5.1 Criterios de inclusión

- Nivel de actividad física moderada (600-2999 METS/min/semana), determinado mediante los dominios de actividad física de tiempo libre y transporte activo de la versión larga del cuestionario internacional de actividad física (del inglés *International Physical Activity Questionnaire*), IPAQ(C. Craig et al., 2003; Cuestionario Internacional de Actividad Física. Versión larga. Formato autoadministrado-últimos 7 días. Para uso con jóvenes y adultos de mediana edad (15-69 años), 2002).
- Estar matriculado en alguna institución de educación superior de Bucaramanga y su área metropolitana, y estar activo en el sistema de salud colombiano y/o contar con los servicios de Bienestar Universitario.
- Tener un índice de masa corporal normal (18.5 - 24.9 kg/m²)(Nuttall, 2015).

5.5.2 Criterios de exclusión

Se excluyeron del estudio las personas que cumplieran con por lo menos uno de los siguientes criterios:

- Presencia o historia de lesiones en tejido blando a nivel de rodilla (ligamentos, meniscos, cápsula articular) de menos de un año, debido a que la intensidad del protocolo de EE podría inducir un proceso inflamatorio agudo en el tejido en proceso de reparación.

- Lesiones musculares previas en miembros inferiores (desgarros, laceraciones o contusiones) de menos de cuatro meses de evolución debido a que podría interferir con los efectos del EE.
- Enfermedades cardiovasculares que tengan contraindicación para realizar ejercicio físico a intensidades moderadas sin supervisión médica (infarto agudo de miocardio reciente, cardiomiopatía isquémica, estenosis aórtica severa, valvulopatías, e hipertensión arterial en reposo)(Katch et al., 2011).
- Presencia de enfermedades metabólicas (ej. diabetes mellitus, alteración en la hormona tiroidea) y/o musculares (ej. distrofias), considerando la respuesta anormal al ejercicio.
- Infecciones sistémicas activas, evaluadas mediante la interrogación del estado actual de salud del participante, y la toma de la temperatura corporal con termómetro infrarrojo usando una técnica estandarizada.
- Participación, durante 6 meses previos al inicio del estudio, en programas de ejercicio físico que impliquen contracciones excéntricas. Lo anterior considerando el efecto del entrenamiento excéntrico, el cual produce adaptaciones musculares que protegen al músculo de lesiones futuras(T. Chen et al., 2011; Clarkson & Hubal, 2002; Pincheira et al., 2018).
- Presencia de lesiones cutáneas en el muslo (heridas abiertas, infecciones o alergias) que imposibiliten la aplicación del UST por el contacto directo con el gel de acople y el cabezal, así como de la medición de la temperatura intramuscular que requiere la inserción de un microsensor de aguja en el muslo(Draper & Ricard, 1995).
- Consumo de medicamentos anticoagulantes o antiagregantes plaquetarios debido al riesgo de sangrado por la inserción del microsensor para medir la temperatura intramuscular.

- Diagnóstico de enfermedades infecciosas virales como VIH/Sida, Hepatitis B, Hepatitis C.
- Presencia de alteraciones sensitivas, relacionadas con la percepción de cambios de temperatura, en el área del muslo que será tratada. Lo anterior considerando que el UST puede generar calentamiento superficial del tejido que debe ser percibido por el participante (Draper, Castel, et al., 1995; Draper & Ricard, 1995; Gallo et al., 2004). Este criterio minimizó la posibilidad de eventos adversos.
- Presencia de material de osteosíntesis en rodilla o muslo debido a que el metal tiene una alta conductividad térmica y podía generar quemaduras en el participante.
- Presencia o historia de tumor o malignidad en miembros inferiores debido a que el UST puede incrementar el metabolismo y la división celular.
- Tromboflebitis de miembros inferiores diagnosticada por el médico tratante debido a que el UST podía disolver o causar una desintegración parcial obstruyendo la circulación a algún órgano vital.
- Realización de ejercicio 2 horas antes de las evaluaciones e intervención, considerando que el ejercicio incrementa la temperatura corporal e intramuscular, lo cual podría confundir los hallazgos del estudio. Por tanto, se les recomendó a los participantes que se abstuvieran de realizar estas actividades.
- Consumo de bebidas con estimulantes (cafeína, taurina, resveratrol, entre otros) 8h antes de los procesos de evaluación e intervención, debido a que por su efecto ergogénico incrementan el desempeño muscular y esto podía confundir los resultados del estudio. Por tanto, se les recomendó a los participantes que se abstuvieran de consumir estas bebidas.

- Ingesta o aplicación tópica y/o intramuscular de analgésicos, anti-inflamatorios y/o relajantes musculares, ya que podían interferir con el proceso inflamatorio normal y por tanto confundir los resultados. Por tanto, se les recomendó a los participantes que se abstuvieran de consumir o aplicarse estos medicamentos.

- Uso de modalidades físicas para manejo local del dolor inducido por el ejercicio, tales como frío, calor, masaje, TENS, o ejercicios activos, debido a que podían interferir con el proceso de reparación muscular y confundir los resultados del estudio (Fatouros & Jamurtas, 2016; Turner & Whitfield, 1997). Por tanto, se les recomendó a los participantes que se abstuvieran de usar estas modalidades.

5.6 Tamaño de la muestra y muestreo

Se estimó el tamaño de la muestra, con base en los resultados obtenidos un estudio previo, realizado en el laboratorio de dinamometría UIS, con población similar, aplicando los mismos protocolos de ejercicio y evaluación (datos presentados en la tabla 1), pero utilizando como intervención el Kinesiotaping® (Camacho et al., 2020).

Para el cálculo del tamaño de muestra se consideró la diferencia en las variables de torque pico isométrico, torque pico isocinético e intensidad del dolor, entre las mediciones pre y 48h post-ejercicio en el grupo placebo. Con un cambio esperado entre 15-25% para el grupo de UST pulsado, y del 25-50% para el grupo de UST continuo en las variables antes mencionadas, se estimó un tamaño de muestra de 18 participantes por grupo, incluyendo un 20% de posibles pérdidas de datos, para un total de 54 participantes. Se consideraron las siguientes especificaciones

metodológicas, $\alpha=0,05$, error $1-\beta=0,80$ y una razón entre grupos de 1:1(Carter et al., 2011b; Gordis, 2014).

Tabla 1.

Cálculo del tamaño de la muestra

Autor	Variable de salida	Placebo pre	Placebo post	Delta	Diferencia esperada comparada UST Pulsado	Diferencia esperada comparada UST continuo	N grupo	N total
Camacho, 2020	Torque isométrico	161.6±7.5	119.9±6.4	40±6.5	30±6 ¹	20±6 ¹	6	18
					35±6 ²	30±6 ²	23	69
					35±7 ²	30±7 ²	31	93
	Torque isocinético	171.4±10.1	100.1±9.1	70±10	52±10 ¹	35±10 ¹	6	18
					60±10 ²	50±10 ²	16	48
					60±12 ²	50±12 ²	23	69
	Dolor	6 ±1.2	36.1±5.4	30±3.5	21±2.3 ¹	15±2.3 ¹	3	9
					21±5 ²	15±5 ²	11	33

Nota. ¹ estimando un cambio del 25% para el UST pulsado y del 50% para el UST continuo.

² estimando un cambio del 15% para el UST pulsado y del 25% para el UST continuo.

Considerando la situación actual de emergencia nacional por pandemia, los ajustes aprobados al trabajo de grado (acta 12, 29 de abril de 2020) relacionados con el ajuste del alcance y por tanto los objetivo para el trabajo, implicaron un re-cálculo de tamaño de muestra. Se consideró entonces el cambio en la temperatura intramuscular inducido por la aplicación de la modalidad de UST, según los datos publicados por Gallo y cols(Gallo et al., 2004) (tabla 2). Se estimó un cambio de temperatura del 40% para ambos grupos (pulsado y continuo), considerando que la densidad energética aplicada en el presente estudio correspondió al 40% de la aplicada por Gallo y cols(Gallo et al., 2004) (150J/cm²). Incluyendo un 20% de posibles pérdidas, y asumiendo

un $\alpha=0,05$, error $1-\beta=0,80$ y una razón entre grupos de 1:1 (Carter et al., 2011b; Gordis, 2014), se determinó un tamaño de muestra de 5 participantes por grupo para un total de 15.

Tabla 2.

Re-cálculo del tamaño de la muestra

Autor	Variable de salida	UST Pre	UST Post	Delta	Diferencia esperada cambio de temperatura	N grupo	N total
Gallo, 2004	Cambio en la temperatura intramuscular aplicación UST continuo	35,5 $\pm$ 0,9	38,4 $\pm$ 0,8	2,8 $\pm$ 0,8	1,3 $\pm$ 0,6	4	15
Gallo, 2004	Cambio en la temperatura intramuscular aplicación UST pulsado	35,3 $\pm$ 0,7	38,1 $\pm$ 0,6	2,8 $\pm$ 0,7	1,3 $\pm$ 0,6	4	

5.7 Variables de estudio

Se consideraron las siguientes variables explicatorias y de salida; la operacionalización de cada una, su escala de medición, instrumento y unidades de medida se presentan en el Apéndice D.

5.7.1 Variables explicatorias:

Grupo experimental: La intervención con UST se realizó en un área del músculo cuádriceps previamente definida y estandarizada. En los dos grupos de ultrasonido activo, se emitió la onda a una densidad energética de 60 J/cm², para lo cual se ajustaron los parámetros de duración e intensidad de la intervención. Esta densidad energética fue seleccionada con base en

estudios previos que evidenciaron mejoría en algunos parámetros del desempeño muscular con UST pulsado(Hasson et al., 1990) y continuo(Aaron et al., 2017; Delgado-Díaz, 2012).

GP: se aplicó UST pulsado a 50% (1:2)

GC: se aplicó UST en modo continuo (100%)

GS: se realizó la aplicación de UST en la misma área de tratamiento, y bajo las mismas condiciones procedimentales sin salida de onda ultrasónica (intensidad en 0W/cm²)

Tiempo de medición

T0: 24h antes del EE.

T1: 24h después del EE.

T2: 24h después de la aplicación del UST; 48h pos-ejercicio.

5.7.2 Variables de salida:

Cambio en la temperatura intramuscular (°C): magnitud que mide el nivel térmico que posee el músculo en su interior. En este estudio se midió la temperatura al interior del músculo cuádriceps (VM) a una profundidad de 2,5 cm(Draper, Castel, et al., 1995) durante la aplicación del UST. La medición se realizó con microsensores de temperatura conectados a un termómetro digital(Physitemp Instruments INC, n.d.) y se expresó como el cambio en la temperatura final con respecto al valor basal(Draper, Castel, et al., 1995; Gallo et al., 2004).

Variables de desempeño muscular: Las mediciones se realizaron con dinamometría isocinética, considerada como la prueba estándar en las mediciones de desempeño muscular, la cual es altamente reproducible a nivel intra-evaluador (CCI= 0,82-0,96), e inter-evaluador (CCI=

0,90-0,96(Pincivero et al., 1997)) para fuerza voluntaria máxima en miembros inferiores. Las variables estudiadas fueron:

- **Torque máximo isométrico (Nm):** es la máxima fuerza muscular voluntaria alcanzada durante una contracción isométrica. Indica la máxima capacidad muscular para producir fuerza de manera voluntaria(Guide to Physical Therapist Practice 3.0, 2014; Bandy & Timm, 1992).

- **Torque máximo isocinético concéntrico (Nm):** es la máxima fuerza muscular voluntaria alcanzada durante una contracción concéntrica(Guide to Physical Therapist Practice 3.0, 2014; Baltzopoulos, 2007) a una velocidad constante de 60°/s al ser considerada una velocidad media de evaluación(Amaral et al., 2014; W. Chen et al., 1994).

- **Ángulo de producción del torque máximo (°):** posición articular en grados en la cual se genera el mayor torque isocinético concéntrico(Amaral et al., 2014). Provee información de las propiedades mecánicas y fisiológicas del músculo evaluado; es utilizado para evaluar el ángulo articular óptimo para la producción de fuerza máxima(Baltzopoulos, 2007).

- **Trabajo máximo(KJ):** Trabajo muscular producido en la contracción que generó el máximo torque isocinético concéntrico(Amaral et al., 2014). Es el total de la curva de torque integrado, es decir, la capacidad del músculo para producir fuerza durante todo el rango de movimiento(English et al., 2006). Representa la energía gastada por el músculo durante la ejecución del movimiento y es indicador de la capacidad funcional del músculo durante las actividades de la vida diaria(Guide to Physical Therapist Practice 3.0, 2014).

- **Tiempo de aceleración (ms):** Corresponde al tiempo necesario para que el segmento alcance la velocidad preestablecida en el test isocinético (60°/s) iniciando desde la posición de reposo(Amaral et al., 2014; Baltzopoulos, 2007; van Cingel et al., 2006).

- **Tiempo de desaceleración (ms):** Esta variable representa el tiempo total requerido para reducir la velocidad a 0°/s al final del movimiento y permite caracterizar la capacidad del individuo para mantener un torque máximo a la velocidad requerida cerca al final del rango de movimiento evaluado (en una posición en la que el músculo está cerca de la insuficiencia activa)(Amaral et al., 2014).

Variables relacionadas con el DMAT: Se eligieron estas dos variables debido a que evalúan diferentes dimensiones del dolor, que son complementarias.

- **Intensidad del dolor (mm):** es uno de los atributos de la medición del dolor y estima de manera cuantitativa la severidad o magnitud de la sensación percibida por el participante(Fischer, 1987). La medición de la intensidad del dolor se realizó utilizando el software del Instituto Nacional de Salud (del inglés, National Institute of Health, NIH) con la escala análoga visual adaptada (Adaptive Visual Analog Scales, AVAS)(Marsh-Richard et al., 2009), durante la adopción del sedente desde la posición bípeda a una velocidad determinada (control excéntrico del cuádriceps). Se seleccionó esta actividad, debido a que estudios previos del laboratorio de investigación en fisioterapia evidenciaron incrementos estadísticamente significativos del dolor 48h pos-ejercicio (dif 31,6 mm $p < 0,001$)(Camacho et al., 2020; Reina, 2017).

- **Umbral de presión dolorosa (Kgf/cm²):** es otro de los atributos del dolor y estima la mínima presión que es percibida por el participante como dolor(Aaron et al., 2017). Se utilizó un algómetro (modelo FDK 20, Wagner Instruments), con precisión de ± 0.01 y capacidad de presión de hasta 10 Kgf(Instruments, n.d.) con el cual se aplicó presión en el punto medio del área de tratamiento con UST.

Variable confirmatoria de lesión muscular

Nivel de actividad de la enzima CK (U/L): cambio en la actividad de la enzima CK en sangre, comparado con la línea de base en respuesta al daño de músculo esquelético (Gómez et al., 2014) (rango de referencia: 20–110 U/L).

6. Procedimientos**6.1 Prueba Piloto**

Objetivo general: Estandarizar los procedimientos de evaluación e intervención de la fase experimental.

Objetivos específicos:

- Estandarizar la técnica de medición de temperatura intramuscular.
- Estandarizar los procedimientos de medición dinamométrica, de dolor y de desarrollo del modelo de lesión experimental basado en ejercicio excéntrico.

Los procedimientos y resultados detallados, con registro fotográfico de la prueba piloto se presentan en el Apéndice E. En este apartado, se resumen los resultados relacionados con la determinación de la técnica de inserción del microsensor para la medición de la temperatura intramuscular, y la evaluación de la reproducibilidad intra-evaluador de las mediciones de las variables dinamométricas. Los protocolos de la intervención con UST, medición de dolor y el

modelo de ejercicio físico fueron estandarizados, y los detalles están incluidos en los protocolos de la fase experimental.

- **Estandarización del procedimiento de medición de la temperatura intramuscular**

Se incluyeron 5 voluntarios que cumplieran con los criterios de inclusión para el estudio; la unidad de análisis de esta estandarización fue el miembro inferior (n total=10), y el diseño metodológico se presenta en la figura 1. Antes de cada medición se siguieron los protocolos de verificación de la calibración del termómetro y de asepsia de todos los equipos. A partir de los diferentes experimentos realizados, los siguientes hallazgos fueron relevantes para la definición del procedimiento definitivo.

a. Se determinó una correlación estadísticamente significativa ($r^2= 0,64$; $p=0,04$) entre las mediciones del pliegue cutáneo del muslo realizadas con plicómetro vs. mediciones con ecógrafo. Esto permitió inicialmente establecer el protocolo de la medición del pliegue cutáneo mediante plicómetro en el área de tratamiento, característica que incide directamente sobre la profundidad de inserción del microsensor.

b. Para asegurar la correcta inserción del microsensor en el tejido muscular (2,5cm), fue necesaria una adecuada orientación de la aguja microsensor en el momento de la inserción (dirigido hacia la cresta iliaca ipsilateral del participante con un ángulo de $\sim 70^\circ$ con respecto a la piel), minimizando así la probabilidad de perturbar tabiques musculares o fascias que podrían generar dolor durante las mediciones. Se corroboró esta técnica mediante exploración anatómica en especímenes cadavéricos, y posteriormente in-vivo en los participantes incluidos, mediante ecografía.

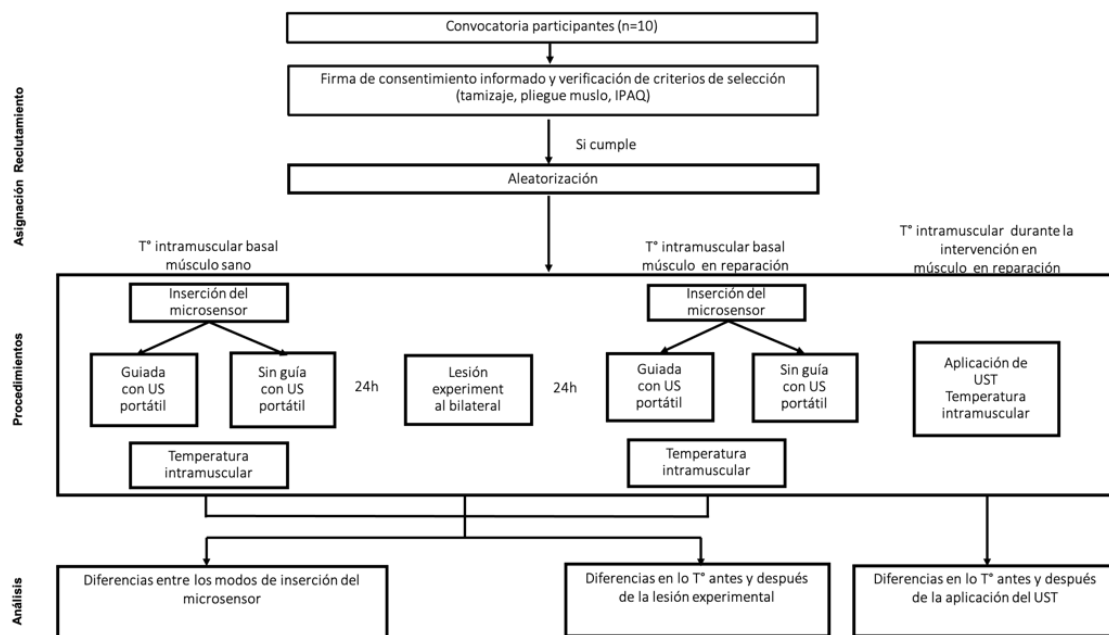
c. Se determinó que para la técnica de inserción del microsensor no es necesaria la guía visual ecográfica, considerando que el nivel de acuerdo en la profundidad alcanzada entre los dos

procedimientos fue de $0,000 \pm 0,11\text{mm}$ (límites de acuerdo= $-0,215$; $0,215$). La profundidad promedio de inserción del microsensor el VM de los participantes fue de $2,75\text{cm}$, confirmando que en todos los miembros inferiores se logró una profundidad de inserción superior a 2cm .

d. Se realizaron mediciones de la temperatura intramuscular en los diferentes momentos de medición, aplicando el UST. Se estandarizó la técnica de anclaje y aseguramiento del microsensor, para evitar su movimiento durante la aplicación del UST.

Figura 1.

Protocolo de la estandarización.



Nota. IPAQ: International Physical Activity Questionnaire; T°: temperatura; US: ultrasonido; UST: ultrasonido terapéutico

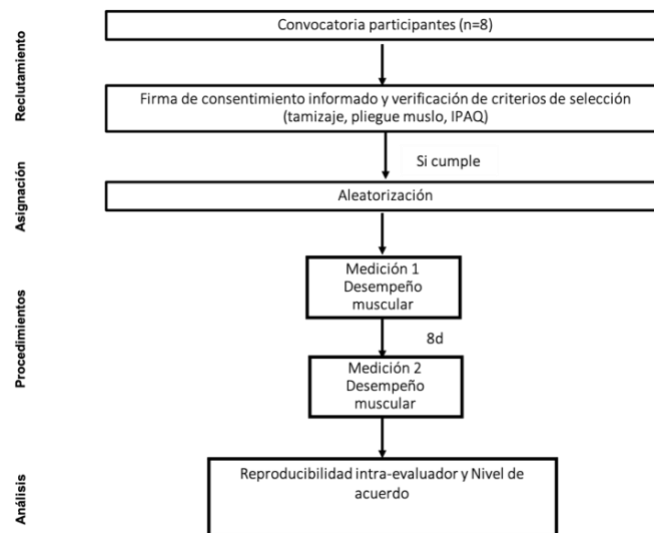
- **Estandarización del procedimiento de medición dinamométrica.**

Fue indispensable el uso del Dynamopy debido a que permite extraer variables dinamométricas solo de las contracciones de buena calidad biomecánica identificadas con este software y exportarlas de manera ordenada a una única hoja de cálculo para su posterior análisis. Se determinó la reproducibilidad y el acuerdo de las variables dinamométricas propuestas.

Los participantes realizaron dos visitas al laboratorio, con 8d de diferencia entre ellas, para evaluar la reproducibilidad y el acuerdo de las mediciones dinamométricas. En la figura 2 se presenta la descripción detallada de las evaluaciones realizadas. Los protocolos de evaluación dinamométrica se describen en la siguiente sección del documento.

Figura 2.

Reproducibilidad de las variables dinamométricas.



Nota. IPAQ: International Physical Activity Questionnaire.

A partir de los resultados del CCI se identificó una buena reproducibilidad intraevaluador para las variables de torque máximo isométrico 0,82 [IC 95%: 0,37-0,96], torque máximo

isocinético concéntrico 0,84 [IC 95%: 0,41-0,96] y tiempo de aceleración 0,94 [IC 95%: 0,76-0,99], una moderada reproducibilidad para el trabajo máximo 0,79 [IC 95%: 0,24-0,95] y una reproducibilidad débil para el ángulo en el torque máximo 0,34 [IC 95%: -0,53-0,83] y el tiempo de desaceleración 0,46 [IC 95%: -0,31;0,86].

En relación al nivel de acuerdo, con el análisis de Bland y Altman se evidenciaron promedios de las diferencias cercanos a cero y límites estrechos para todas las variables evaluadas, siendo de $-5,70 \pm 9,95$ [IC 95%: -25,21-13,80] para el torque máximo isométrico, de $3,96 \pm 14,10$ [IC 95%: -23,70-31,60] para el torque máximo isocinético, de $-0,50 \pm 6,49$ [IC 95%: -12,23-13,22] para el ángulo en el torque máximo, de $-9,78 \pm 1,04$ [IC 95%: -2,13-1,93] para el trabajo máximo, de $0,005 \pm 0,02$ [IC 95%: -0,03;0,04] para el tiempo de aceleración, y de $0,03 \pm 0,07$ [IC 95%: -0,12-0,17] para el tiempo de desaceleración.

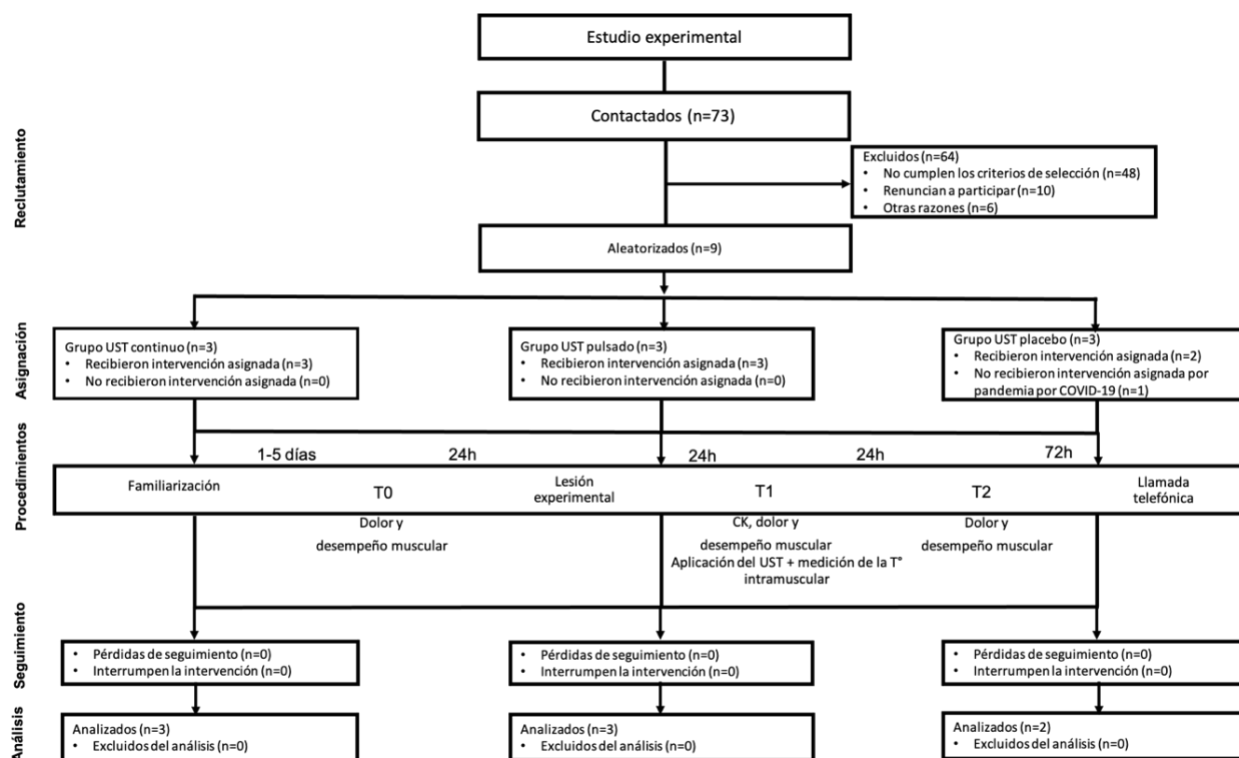
Estos hallazgos son similares a los reportados en estudios previos de determinación de las propiedades psicométricas de las evaluaciones dinamométricas (Camacho, 2017; Nugent et al., 2015; Reina, 2017) y pueden ser explicados por la ausencia de cambios en las condiciones basales de los participantes en los momentos de medición, el control del coeficiente de variación entre las contracciones de la prueba, así como uso sistemático de los mismos protocolos de evaluación y la adherencia de los participantes a estos.

6.2 Fase Experimental

Previo a la colecta de datos, se explicaron los objetivos, procedimientos, posibles riesgos, y las estrategias para su minimización, y los beneficios del estudio a los voluntarios que respondieron a la convocatoria pública; quienes decidieron participar firmaron el consentimiento

informado escrito (Apéndice F). A continuación, se verificó el cumplimiento de los criterios de inclusión y exclusión utilizando los formatos dispuestos en el Apéndice G. Los jóvenes incluidos en el estudio se ubicaron en el dinamómetro isocinético para la estandarización de su posicionamiento Apéndice G y la familiarización con el tipo de contracciones musculares; se realizó la prueba de pateo para determinar la dominancia de los miembros inferiores, y se agendaron las consecuentes visitas al laboratorio de investigación en fisioterapia. Adicionalmente, la auxiliar de investigación realizó la asignación aleatoria al grupo de intervención; en la figura 3 se muestra el proceso de reclutamiento de los participantes y el diseño del estudio.

Cada participante realizó cuatro visitas al laboratorio. Durante la primera visita (**T0**), se obtuvo la muestra de sangre en reposo para determinar el nivel de actividad de CK, y se realizaron las evaluaciones iniciales de desempeño muscular y dolor. En la segunda visita, cada participante realizó el modelo de lesión experimental basado en ejercicio excéntrico, y 24h después volvió a la tercera visita al laboratorio (**T1**) para la segunda toma de muestra de sangre, evaluación de desempeño muscular y dolor, y a continuación se intervino con UST según la asignación aleatoria. Durante la intervención con UST se realizó la medición de la temperatura intramuscular. En la cuarta visita (**T2**), el participante volvió para la evaluación final de desempeño muscular y dolor, 24h después de la intervención con UST. Para verificar el estado de los participantes, se realizó un contacto telefónico de seguimiento 72 horas después de la finalización del estudio.

Figura 3.*Proceso de reclutamiento de los participantes y diseño del estudio*

Nota. UST: ultrasonido terapéutico; CK: Creatin Kinasa; T°: temperatura

Protocolo de medición del pliegue cutáneo del muslo

Previo entrenamiento, se realizó la medición del pliegue cutáneo usando un plicómetro Harpenden, con una precisión de 0,1mm, con fuerza y presión constantes (Schmidt & Carter, 1990). La medición de pliegues cutáneos ha demostrado una reproducibilidad entre buena y excelente (CCI 0,87-0,95) (T. Burkhart et al., 2008). Se evaluó en el miembro inferior dominante con el participante en posición sedente, y el miembro inferior relajado, siguiendo el protocolo del American College of Sport Medicine. El pliegue se generó entre los dedos índice y pulgar de la mano izquierda, en el punto medio de la base de la zona de tratamiento previamente demarcada sobre el VM; el pliegue debía incluir una doble porción de piel y de tejido celular subcutáneo

subyacente. Con la mano derecha, se puso el plicómetro directamente en la superficie de la piel, a 1 cm de distancia entre los dedos que generaron el pliegue. La medición se realizó tres veces, 3min entre mediciones, y se reportó el promedio de las dos mediciones con menor diferencia(Aaron et al., 2017).

Protocolos para la medición de estatura y peso corporal

Para la medición de la estatura se usó un estadiómetro móvil marca Seca, ubicado en el laboratorio de investigación en fisioterapia. El participante apoyó los pies sin zapatos en la placa del tallímetro, mantuvo los talones juntos y los pies separados. Se solicitó la distribución simétrica del peso corporal, con contacto de los talones, glúteos, hombros y cabeza con el tallímetro. Una vez posicionado, tomó aire y lo mantuvo mientras se registraba en metros (m) el valor señalado.

Para el registro del peso corporal se utilizó una báscula digital portátil marca Tanita (precisión de 100g), instalada en una superficie plana, horizontal y firme del laboratorio. El participante se encontraba sin zapatos, medias, o accesorios, se posicionó en el centro de la báscula, con los pies paralelos, hombros relajados, miembros superiores adosados al cuerpo y las manos dirigidas hacia el frente. Se registró el valor constante en kilogramos (Kg).

Protocolos de Dinamometría Isocinética

Tanto el modelo de lesión experimental basado en ejercicio excéntrico como las evaluaciones de desempeño muscular se realizaron utilizando un dinamómetro isocinético (Humac Norm, CSMi, Stoughton, MA)(T. A. Burkhart et al., 2008), ubicado en el laboratorio de investigación de la escuela de fisioterapia UIS. El participante se ubicó en posición sedente, cadera a 90°de flexión, el tronco erguido apoyado en el espaldar del equipo con correas de estabilización ubicadas a través de los hombros, tronco, pelvis y muslo (tercio distal) para aislar el movimiento de los extensores de la rodilla. El miembro inferior estuvo sujeto al brazo del dinamómetro

mediante una almohadilla ubicada 2 cm por encima del maléolo interno. Durante todos los protocolos, el participante mantuvo los miembros superiores cruzados en el pecho. El eje rotacional del dinamómetro se alineó con el cóndilo femoral lateral del participante mediante palpación del espacio articular lateral entre el cóndilo femoral lateral y la cabeza de la fíbula (rodilla). Todos los procedimientos implicaron la contracción máxima del cuádriceps del miembro inferior dominante, para ello se utilizó retroalimentación verbal y visual.

Modelo de lesión experimental basado en ejercicio excéntrico

Se aplicó el modelo de lesión experimental basado en ejercicio excéntrico para los extensores de rodilla propuesto por Delgado y cols (2012)(Alemany et al., 2013; Delgado-Díaz, 2012) previamente estandarizado en el laboratorio de investigación en fisioterapia UIS(Camacho et al., 2020). Este protocolo ha demostrado que induce daño muscular mediante la determinación de incremento en la actividad de la CK (186%; $p<0,01$), inducción de DMAT (31,6mm; $p<0.01$), y disminución del torque pico isométrico (29%; $p<0.04$) e isocinético (30%; $p<0.04$) 48h pos-ejercicio, reportados en los estudios de Camacho y cols(Camacho et al., 2020), y Reina y cols(Reina, 2017). Estos resultados son consistentes con estudios previos que demuestran el daño evidenciado durante las mediciones realizadas 48h pos-ejercicio(Alemany et al., 2013; Camacho et al., 2020; Delgado-Díaz, 2012).

Inicialmente el participante permaneció en reposo durante 5 minutos en una silla, continuó con calentamiento en un ejercitador magnético de pedal ajustado a la longitud de los miembros inferiores, durante 5min a 40rpm. Inmediatamente después, el participante se ubicó en el dinamómetro isocinético, y el brazo del dinamómetro se programó para mover el miembro inferior del participante desde una posición inicial de 30° de flexión (donde 0° es la extensión completa del miembro inferior en posición sedente) hasta 120° a una velocidad angular de 30°/s, permitiendo

realizar una excursión de 90°. Al participante se le pidió contraer al máximo el cuádriceps durante el descenso del brazo del dinamómetro (contracción excéntrica); la extensión de la rodilla fue realizada de manera pasiva por el dinamómetro. El protocolo consistió en 20 series de 10 repeticiones con un minuto de descanso entre cada serie, para un total de 200 contracciones excéntricas del cuádriceps del miembro inferior dominante^{35,79}.

Protocolo de evaluación de la contracción isométrica

Este protocolo de evaluación fue modificado del propuesto por Alemany y cols (2014)(Alemany et al., 2013), modificando el tiempo de descanso entre las repeticiones para evitar la interferencia por presencia de fatiga muscular, y adicionando dos contracciones iniciales de familiarización(Camacho et al., 2020; Reina, 2017). La reproducibilidad del torque máximo isométrico ha sido establecida en estudios previos del laboratorio de investigación en fisioterapia y se considera buena [CCI= 0,76 (0,21;0,93)](Camacho et al., 2020; Reina, 2017).

El posicionamiento del individuo en el dinamómetro isocinético fue el mismo descrito para el protocolo de ejercicio. El brazo del dinamómetro se programó para ubicar la rodilla del participante en una posición de 60° de flexión; allí, se solicitó al participante una contracción máxima el cuádriceps, que debió ser mantenida durante 5s. El protocolo consistió en 5 contracciones, con un minuto de descanso entre contracciones. Se garantizó que la variabilidad del torque máximo entre las repeticiones no superara el 10%(Amaral et al., 2014). El torque máximo isométrico correspondió al promedio de las contracciones que presentaron una buena calidad biomecánica, a través del análisis visual de la relación entre el torque máximo y el torque promedio, obtenida durante la extracción de los datos.

Protocolo de evaluación de la contracción muscular concéntrica isocinética

El protocolo se ha descrito por Delgado-Díaz y cols (2021), y previamente implementado en el laboratorio de investigación en fisioterapia (Camacho et al., 2020; Reina, 2017), demostrando moderada reproducibilidad para el trabajo y el torque máximo isocinético concéntrico [CCI trabajo=0,57(-0,56;0,8)(Reina, 2017) y ICC torque máximo= 0,59(-0,47;0,88)(Camacho et al., 2020)].

El brazo del dinamómetro se programó para permitir el movimiento activo concéntrico hacia la extensión (120° de flexión de rodilla hasta 0°) y flexión de la rodilla. Se solicitó al participante contraer el cuádriceps al máximo mientras ejecutaba el movimiento de extensión de rodilla e inmediatamente revertir el movimiento flexionando la rodilla con una contracción máxima; el dinamómetro controló el movimiento a una velocidad de 60°/s. El protocolo consistió en 5 repeticiones con un minuto de descanso entre repeticiones. Se garantizó que la variabilidad entre las repeticiones no superara el 10% (Amaral et al., 2014). Para el análisis sólo se consideraron los datos correspondientes a la contracción concéntrica del cuádriceps (120°-0°).

Extracción de los datos de evaluación del desempeño muscular

Las variables dinamométricas se obtuvieron de las contracciones de buena calidad biomecánica extraídas con el software DynamoPy, desarrollado a partir de los datos obtenidos en el dinamómetro isocinético utilizado para este trabajo de grado (Humac Norm, laboratorio de investigación en fisioterapia UIS), y los recolectados durante la disertación doctoral de la directora del trabajo (Biodex, Clinical Exercise Research Center, University of South Carolina), en trabajo colaborativo entre las Escuelas de Fisioterapia y Física.

Dynamopy es una librería de código abierto que realiza la extracción de parámetros de desempeño muscular a partir de datos en bruto provenientes de mediciones dinamométricas; de

este modo le permite a los profesionales de salud procesar, visualizar y analizar de manera eficiente y confiable grandes conjuntos de datos provenientes de señales biológicas captadas durante las contracciones musculares realizadas por los participantes en el dinamómetro isocinético. A través de esta librería se pueden construir gráficos en función del tiempo que permiten visualizar desde otra perspectiva los datos obtenidos de las mediciones y de este modo analizar variables adicionales de desempeño muscular, a la vez que exporta todas las variables en un único archivo excel lo cual facilita el trabajo posterior de análisis de las mismas.

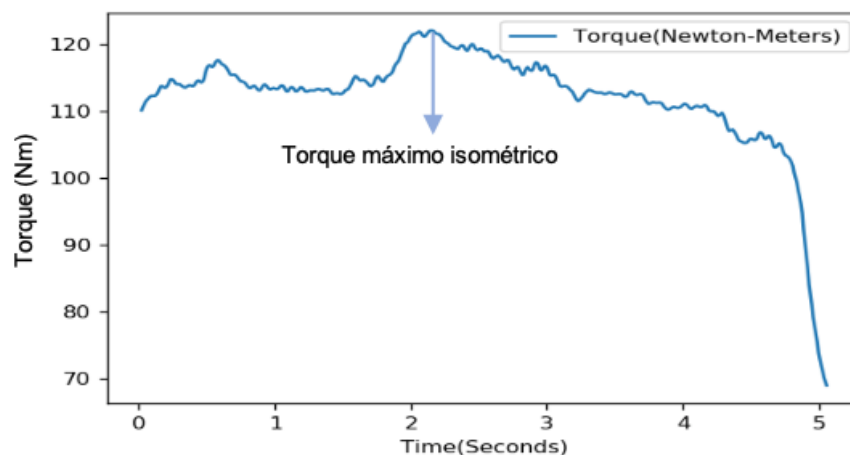
El software fue programado para identificar y graficar los límites de la contracción a partir de los cambios en la aceleración de la curva tiempo-torque (inicio y el fin de la contracción voluntaria del cuádriceps). En las figuras 4-6 se muestra una contracción isométrica e isocinética, en donde se denotan el inicio y fin de la contracción, y la definición de algunas de las variables de desempeño muscular extraídas y analizadas. La calidad biomecánica de las contracciones musculares se definió a partir de consideraciones físicas que permitieran la definición del tiempo de estabilización de la velocidad isocinética (tiempo de aceleración), el tiempo de disminución de la velocidad isocinética (tiempo de desaceleración), el torque máximo isocinético e isométrico, el ángulo en el cual se desarrolló el torque máximo, y se calculó el trabajo.

Además de las variables definidas previamente en la propuesta, se extrajeron variables adicionales a partir de los tiempos de aceleración y desaceleración, así como de la determinación de la envolvente del torque. Estas variables son, el Alfa 50% de la aceleración (aceleración al 50% de la velocidad isocinética) definida como la pendiente de la velocidad al alcanzar el 50% de la velocidad isocinética, el Alfa 50% de la desaceleración (desaceleración al 50% de la velocidad isocinética) definida como la pendiente de la velocidad al perder el 50% de la velocidad isocinética, desviación estándar de la envolvente del torque, que describe la dispersión de los datos del torque

con respecto a la curva base del torque (curva ideal para la generación de torque), mínimo y máximo de la envolvente del torque definida como la diferencia entre el valor mínimo y máximo de la envolvente del torque durante la porción isocinética de la contracción (una vez de ha alcanzado la velocidad predefinida), y el tiempo al torque máximo definido como el tiempo en el que ocurre el torque máximo respecto al inicio de la contracción. Así, se analizaron los datos promedio de las contracciones de buena calidad de cada una de las variables de salida dinamométricas.

Figura 4.

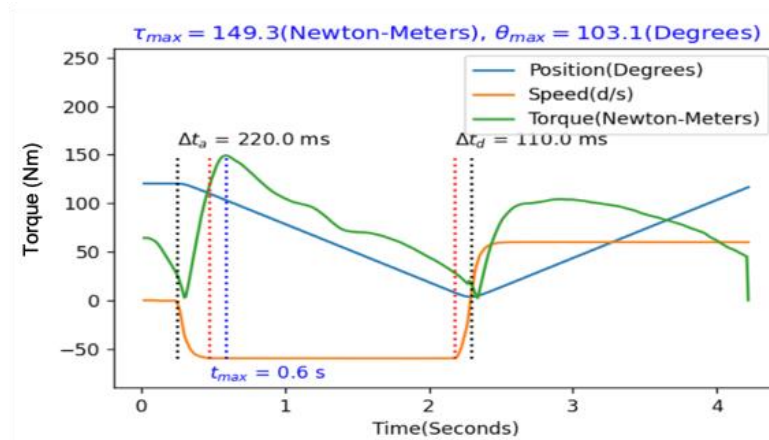
Torque isométrico generado durante cinco segundos.



Nota. La flecha señala el torque máximo isométrico.

Figura 5.

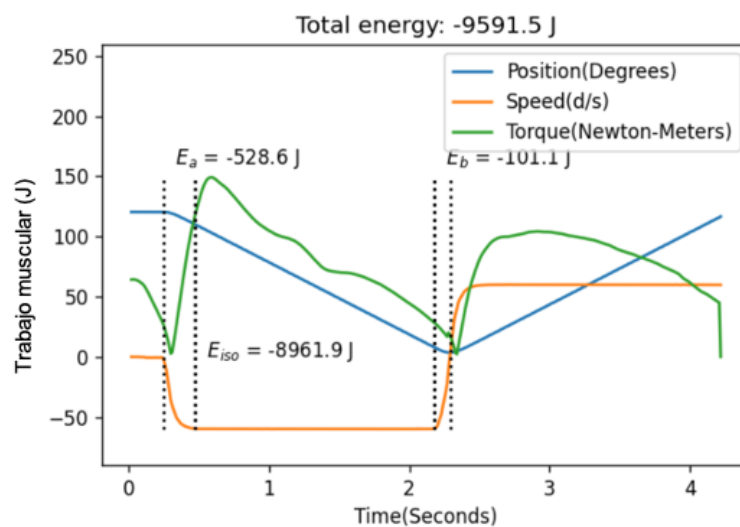
Torque isocinético concéntrico, generado durante 4 segundos.



Nota. La línea azul punteada señala el ángulo en el torque máximo (Θ_{max}). Las líneas negras punteadas representan los límites de la contracción (inicio y final), a partir de los cuales se calculó el tiempo de aceleración (Δt_a), y el tiempo de desaceleración (Δt_d), identificados mediante líneas rojas punteadas.

Figura 6.

Trabajo máximo generado durante 4 segundos.



Nota. Las líneas punteadas correspondientes al tiempo de aceleración y desaceleración que permiten identificar el trabajo de aceleración (E_a) y desaceleración (E_b).

Evaluación del umbral de presión dolorosa

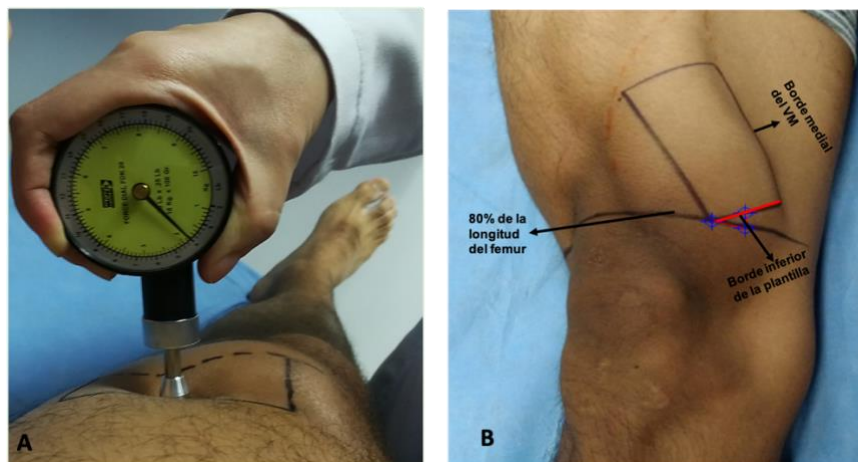
El umbral de dolor comúnmente definido como la mínima experiencia de dolor que un sujeto puede reconocer; permite la distinción entre la cualidad sensorial de una estimulación dolorosa y no dolorosa (Waller et al., 2015). A medida que la magnitud del estímulo potencialmente doloroso es aumentada, el umbral doloroso marca la transición entre la ausencia de la sensación dolorosa y la presencia de esta, y es cuantificada como la cantidad e intensidad de estímulo necesario para evocar la sensación de dolor (Parhizgar & Ekhtiari, 2010). De manera experimental, el umbral de dolor es determinado por procedimientos psicofísicos establecidos dentro de los cuales se encuentran los estímulos de presión (Parhizgar & Ekhtiari, 2010; Waller et al., 2015), de ahí que se use el término umbral de presión dolorosa. El umbral de presión dolorosa evaluado mediante un algómetro ha mostrado excelente reproducibilidad intraevaluador ($ICC = 0,96-0,98$) e interevaluador [$ICC = 0,92 (0,84;0,97)$] (*Reliability and Validity of a Pressure Algometer*, 2009), así como una excelente correlación cuando se compara con la presión obtenida a través de un transductor de fuerza ($r=0,99$) (*Reliability and Validity of a Pressure Algometer*, 2009).

El participante permaneció en reposo durante aproximadamente 10 minutos en decúbito supino sobre una camilla, para evitar la interferencia del dolor generado por el movimiento al adoptar la posición. Inicialmente fue instruido para decir “sí” cuando percibiera dolor ante la presión que ejercía el investigador con la punta de goma del algómetro (modelo FDK 20, Wagner Instruments). El seguimiento a esta instrucción se verificó inicialmente en el miembro superior. El investigador mantuvo el algómetro de forma perpendicular sobre el punto medio del área estandarizada para el tratamiento con UST (región distal del VM) como se muestra en la figura 7A, e incrementando la presión ejercida de manera constante en $100\text{gf}/\text{cm}^2/\text{s}$; cuando el participante decía “sí” se dejaba de hacer presión, se retiraba lentamente de la piel y se registraba

el dato correspondiente a la presión indicada en el algómetro(Fischer, 1987). El dato se registraba en Kg/cm². Previa verificación de la calibración, se realizaron tres evaluaciones en el sitio demarcado(Aaron et al., 2017), dejando 10s de descanso entre cada una de las mediciones(Parhizgar & Ekhtiari, 2010), y se registró el promedio de las dos últimas evaluaciones(Aaron et al., 2017). Si los valores de presión superaban los 10 Kg entre intentos, se consideraba que la zona no era dolorosa(Newham et al., 1988).

Figura 7.

Del área tratamiento con UST ubicada en la región distal del vasto medial.



Nota. A. Evaluación del umbral de presión dolorosa en el punto medio de la zona de tratamiento. B. Líneas de demarcación anatómica para la correcta ubicación de la plantilla del área de tratamiento.

Evaluación de la intensidad del dolor

Se evaluó mediante el paso de posición de pie a sedente al ritmo de un metrónomo a 30 beats por minuto(Camacho et al., 2020; Reina, 2017). Estudios previos han evaluado el dolor en actividades funcionales como el descenso de escaleras(Aldret et al., 2017), actividades de la vida diaria(Hoffman et al., 2016; Pincheira et al., 2018), y el paso de posición de pie a sedente

evidenciando que protocolos de EE del cuádriceps generan dolor durante estas actividades funcionales(Camacho et al., 2020; Hyldahl et al., 2014).

Los participantes leyeron las instrucciones proporcionadas por el software del Instituto Nacional de Salud para calificar la intensidad del dolor en una línea horizontal de 100mm de longitud, donde 0 equivalía a “nada de dolor” y 100 a “el peor dolor percibido”; se les indicó hacer “clic” en el punto que consideraban que representaba la intensidad del dolor que presentó el día de la evaluación, teniendo como referencia el peor dolor que recordara haber sentido en su vida.

Cuando estas escalas adaptadas se comparan con las escalas tradicionales en papel se ha encontrado una buena correlación ($r=0.92$)(Marsh-Richard et al., 2009). La reproducibilidad test re test de la EAV en el dolor agudo es excelente (CCI: 0,97 IC = 0.96-0.98)(Bijur et al., 2001), y un cambio de 13mm ha sido reportado como el cambio mínimo clínicamente significativo(Gallagher et al., 2001).

Evaluación de la temperatura intramuscular

Para la evaluación de la temperatura del tejido muscular durante la aplicación del tratamiento, se modificó el protocolo publicado por Draper y cols (1995)(Draper, Castel, et al., 1995), Kenny y cols (2003)(Kenny et al., 2003) y Gallo y cols (2004)(Gallo et al., 2004). Las mediciones se realizaron en el laboratorio de investigación en fisioterapia, el cual fue mantenido con una temperatura ambiental entre 22-24°C(Draper, Castel, et al., 1995; Gallo et al., 2004), medidos por un termohigrómetro (KTJ Thermometer) ubicado en una mesa del laboratorio.

Se midió la temperatura en el VM del miembro inferior dominante, usando un microsensor de aguja de calibre 23g, de 0.045 centímetros de diámetro, 3 cm de longitud, con una precisión de $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$, constante de tiempo de 0,1s (modelo Phystek MT-23/3, Physitemp Instruments), conectado a un termómetro multipropósito (modelo BAT-10 Physitemp Instruments).

Inc)(Physitemp Instruments INC, n.d.) con una precisión de $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$ que mostró la temperatura en grados centígrados a través de su pantalla. Previa medición, los microsensores fueron esterilizados en el departamento de cirugía del Hospital Universitario de Santander (HUS) siguiendo las recomendaciones del fabricante (ver Apéndice H); además, se verificó la calibración del termómetro según protocolos propios del laboratorio de investigación en fisioterapia UIS.

Para la inserción del microsensor de aguja el participante se ubicó en decúbito supino en una camilla, y usando técnica estéril se insertó sin guía visual, en el punto medio de la base de la zona de tratamiento con un ángulo de $\sim 70^{\circ}$ con respecto a la superficie de la piel, dirigido hacia la cresta iliaca ipsilateral del participante. Para lograr una correcta inserción, el participante mantuvo su miembro inferior dominante en posición anatómica. El modo de inserción se determinó durante la prueba piloto del estudio, encontrando un acuerdo promedio entre la inserción del microsensor con guía vs sin guía de $0,000 \pm 0,110$, límites de acuerdo ($-0,215 ; 0,215$).

El sitio de inserción se determinó teniendo en cuenta que en ese sitio no discurre ninguna estructura vascular de calibre mayor, o estructura nerviosa (corroboración anatómica en especímenes cadavéricos y ecográfica in-vivo). Adicionalmente, teniendo en cuenta que el punto de inserción se localiza en la zona central del vientre muscular del VM, con la orientación adecuada del microsensor, se minimizó la posibilidad de entrar en contacto con tabiques musculares o fascias que pudieran generar dolor en el participante durante las mediciones. El ángulo de inserción garantizó una penetración intramuscular adecuada ($\geq 2\text{cm}$)(Draper, Castel, et al., 1995; Draper & Ricard, 1995; Gallo et al., 2004) para las mediciones durante el tratamiento de UST con frecuencia de 1MHz, con el cual asumen efectos térmicos profundos. La profundidad promedio del microsensor en el VM de los participantes con los dos modos de inserción fue de 2,75 cm.

Se realizó la medición de la temperatura cutánea basal (variación de temperatura no mayor a 0,2°C durante 5 minutos consecutivos)(Demchak et al., 2007), y a partir de ese momento, se registró la temperatura intramuscular a intervalos de 30s durante la totalidad del tratamiento con UST (8min)(Demchak et al., 2007; Draper, Castel, et al., 1995; Draper & Ricard, 1995; Gallo et al., 2004). Cuando finalizó el tratamiento, se midió nuevamente la temperatura cutánea(Demchak et al., 2007). Finalmente se retiró el microsensor y se limpió el área con alcohol antiséptico(Draper, Castel, et al., 1995; Gallo et al., 2004).

Protocolo de aplicación del UST

El UST se aplicó 24h después del EE. Este momento de aplicación se eligió para maximizar los posibles efectos positivos de esta modalidad, teniendo en cuenta que para este momento el proceso de reparación tisular ya está en marcha, evidenciado por el pico en la inflamación del tejido, así como por la activación y proliferación de las células satélite(Fatouros & Jamurtas, 2016; Järvinen et al., 2005; Tidball et al., 2014; Yang & Hu, 2018). En relación con los efectos térmicos del UST se ha determinado que logra incrementar la temperatura intramuscular de manera local en la zona de aplicación(Draper, Castel, et al., 1995; Gallo et al., 2004; Locke & Nussbaum, 2001; M. Miller et al., 2008), sin generar incrementos en el segmento contralateral(Locke & Nussbaum, 2001), ni en la temperatura central(Locke & Nussbaum, 2001). Estos incrementos de temperatura son solo transitorios, retornando al nivel basal aproximadamente a los 18 minutos de haber terminado la aplicación(Draper & Ricard, 1995).

Para ubicar el área de tratamiento, se siguió el protocolo propuesto por Maeo y cols. (2018)(Maeo et al., 2018), para ello los participantes se ubicaron en posición decúbito supino, se determinó el 80% de la longitud total del fémur (comprendida como la distancia entre el trocánter mayor del fémur y el espacio articular entre los cóndilos femorales y tibiales) y en esta zona se

trazó una línea perpendicular que atravesó la superficie anterior del muslo(Maeo et al., 2018); posteriormente se solicitó al participante una máxima contracción isométrica del cuádriceps y mediante palpación se identificó y demarcó el borde medial del VM. Con base en estas marcaciones, se ubicó uno de los bordes de la plantilla del área de tratamiento (40cm^2)(Aaron et al., 2017; Hasson et al., 1990) alineado con el borde medial del VM, considerando que uno de sus extremos se mantuviera en contacto con la línea que indica el 80% de la longitud del fémur. Una vez demarcada el área se rasuró la zona.

Esta área fue seleccionada debido a que el VM es uno de los músculos que exhibe una mayor activación durante el ejercicio excéntrico, y adicionalmente Maeo y cols(Maeo et al., 2018) evidenciaron mediante imágenes de resonancia magnética que la mayor extensión de la lesión inducida mediante ejercicio excéntrico aislado de los extensores de rodilla se ubica en las regiones medial y distal de este músculo(Maeo et al., 2018).

Una vez realizada la medición basal de temperatura cutánea, el auxiliar en investigación programó el equipo de acuerdo con el tratamiento asignado aleatoriamente a cada participante y se inició la aplicación del UST usando una unidad Chatanooga (modelo 27336), previamente limpiada y desinfectada según protocolos propios del laboratorio de investigación en fisioterapia UIS (Ver Apéndice H). En los tres grupos de intervención se utilizaron 10 mL de gel de acople a base de agua a temperatura ambiente, los cuales eran distribuidos en la zona según la necesidad de la piel del participante antes y durante el tratamiento con UST, así como mantenidos dentro del área de tratamiento por el auxiliar de investigación(Aaron et al., 2017). El cabezal usado tenía una tasa de no uniformidad del haz de 5:1 (reportada por la casa fabricante) y área de radiación efectiva (ERA) de 10cm^2 . En todos los casos, la frecuencia de sonicación fue de 1MHz con el propósito de lograr una profundidad de intervención mayor a 2cm(Draper, Castel, et al., 1995). El área de

tratamiento correspondió a 4 veces el ERA, equivalente a 40cm² de la región distal del VM del miembro inferior dominante(Hasson et al., 1990), ver figura 7B.

La aplicación del UST la realizó una fisioterapeuta entrenada previamente realizando movimientos circulares del cabezal de manera transversal y con una presión uniforme por toda el área de tratamiento a una velocidad de 4cm/s, la cual fue mantenida usando un metrónomo (60 beats por minuto) conectado a unos audífonos para garantizar así una aplicación uniforme en el toda el área(Demchak et al., 2007).

En los dos grupos de intervención con UST activo, se emitió la onda a una densidad energética de 60J/cm², con un total de energía de salida de 2400J, intensidad SATA de 0,5 W/cm² y duración de la intervención de 8minutos. Para el grupo de UST continuo, el modo correspondió al 100%, intensidad de 0,5 W/cm²; para el grupo de UST pulsado, el modo correspondió al 50% e intensidad de 1,0 W/cm². El UST placebo se aplicó encendido con el parámetro de intensidad programado en 0 W/cm² durante 8 minutos(Aaron et al., 2017). Con el fin de garantizar la salida de energía desde el equipo, la unidad de ultrasonido terapéutico fue calibrada por un ingeniero biomédico antes de iniciar el estudio.

La programación correcta de la unidad de UST de acuerdo con la aleatorización previa fue corroborada a través de registro fotográfico de la configuración de la unidad, y registro manual de los parámetros de aplicación del UST (ver Apéndice I).

Adicionalmente, una vez finalizado el tratamiento con UST, el auxiliar de investigación indagó sobre las sensaciones percibidas durante el tratamiento (térmicas y/o no térmicas), el modo de UST que creyeron haber recibido y si previamente habían recibido tratamiento con UST (ver Apéndice I).

Análisis de sangre

Se tomó una muestra de sangre por cada sujeto en los tiempos de medición (T0 y T1) mediante la técnica estándar de punción en la vena braquial, recolectada en un tubo con EDTA o un anticoagulante para su separación y posterior análisis. El análisis de las muestras se realizó a través del protocolo CK (prueba líquida ultravioleta activada por N-acetilcisteína). Las muestras y el análisis fueron realizados en duplicado, en el laboratorio clínico de la UIS.

6.3 Control de sesgos

Selección: este sesgo se controló debido a que los participantes fueron asignados aleatoriamente a los grupos experimentales empleando una técnica pertinente para tamaños de muestra menores a 100. De otro lado, para minimizar posibles pérdidas durante el estudio, se mantuvo un contacto constante con los participantes mediante llamadas telefónicas y mensajes de texto.

Clasificación o información: este sesgo se controló de varias formas: con el enmascaramiento triple del estudio (investigadora principal que realizó todas las evaluaciones, fisioterapeuta que aplicó la intervención y participantes), con el uso de instrumentos con propiedades psicométricas adecuadas (IPAQ, dinamómetro isocinético, termómetro intramuscular, algómetro), con la estandarización de todos los protocolos de medición e intervención (pliegue cutáneo del muslo, temperatura intramuscular, evaluaciones de dolor y aplicación de UST), así como el uso del software Dynamopy para la extracción y análisis de las variables de desempeño muscular. La sub o infra estimación del puntaje del IPAQ se controló mediante la verificación del

tiempo de AF registrado en este cuestionario de acuerdo con las actividades académicas y/o laborales, así como las horas de sueño de los participantes.

Confusión: se controló el uso de medicamentos analgésicos, antiinflamatorios y/o relajantes musculares, así como las altas temperaturas de los participantes (corporal e intramuscular) que pudieran influir en los resultados. A los participantes se les pidió abstenerse de hacer uso de modalidades térmicas (frío o calor), TENS, UST, masaje, realización de ejercicio, así como ingesta o aplicación (tópica y/o intramuscular) de analgésicos y/o antiinflamatorios, bebidas con estimulantes (cafeína, taurina, resveratrol, entre otros) durante el estudio; y además se les pidió que no realizaran ejercicio físico 2 horas antes de las visitas al laboratorio (Demchak et al., 2007). El resto de sus actividades diarias continuaron de manera regular (incluida la dieta).

6.4 Análisis estadístico

Los datos fueron analizados en el paquete estadístico Stata IC 15.0. Se consideró un nivel de $\alpha \leq 0,05$. Inicialmente se evaluó la distribución de los datos de forma gráfica utilizando histogramas y la prueba de Shapiro Wilk (Mohd & Wah, 2011). Los datos son presentados de acuerdo con la naturaleza de la variable, medias y desviaciones estándar ($X \pm DE$) para las variables de razón de distribución normal y como medianas y rangos intercuartílicos (Me [RIQ]), para las variables de distribución no normal. Con el objetivo de establecer los cambios en las variables de salida en respuesta al protocolo de ejercicio (T0 vs. T1), se realizó un T-test pareado para las variables de torque máximo isométrico, torque máximo isocinético concéntrico, trabajo muscular, ángulo en el torque máximo, tiempo de aceleración y umbral de presión dolorosa, y una prueba de

los signos de Willcoxon para las variables de tiempo de desaceleración, intensidad de dolor y nivel de actividad de la enzima CK.

Para establecer diferencias entre grupo en las variables de salida por tiempo de medición, se aplicó un test de Kruskal Wallis teniendo en cuenta su distribución no normal, o la falta de homocedasticidad en las varianzas de las variables de distribución normal evaluada con el test de Bartlett(Carter et al., 2011c). En las comparaciones que no se detectaron diferencias estadísticamente significativas, se determinó el poder (ver Apéndice J).

Adicionalmente, y como un análisis exploratorio de los datos obtenidos, se realizó un análisis de covarianza (ANCOVA) para examinar las diferencias entre los grupos experimentales, a las 48 horas después del ejercicio en las variables de desempeño muscular e intensidad del dolor, con categoría de referencia el grupo placebo. La base de datos fue elaborada en Microsoft Excel por duplicado y exportada a STATA IC 15 para su validación y análisis.

6.5 Consideraciones éticas

Esta investigación se consideró de riesgo mayor que el mínimo según la resolución 008430 de 1993 del Ministerio de Salud de Colombia(RESOLUCION NUMERO 8430 DE 1993, 1993). Los procedimientos realizados fueron aplicados y supervisados por fisioterapeutas con formación avanzada, y la estandarización de la técnica de inserción del microsensor fue acompañada por dos médicos cirujanos con especialización (Dr. Diego García y Dra. Laura Valencia).

Se garantizó el cumplimiento de los principios de la ética biomédica mediante las siguientes estrategias:

- *Autonomía*: quienes participaron lo hicieron voluntariamente. Previa firma del consentimiento informado recibieron información completa de objetivos, métodos, beneficios, riesgos previsibles y minimización, incomodidades derivadas de los procedimientos y de su libertad para abandonar el estudio si lo deseaban.

- *No maleficencia*: todos fueron hombres sanos, sin patologías médicas conocidas que realizaron un modelo de lesión muscular (ejercicio físico correspondiente a una sesión de entrenamiento con pesas en el gimnasio) usado previamente en ~100 voluntarios con características similares, en este laboratorio (Camacho et al., 2020; Reina, 2017). Las perturbaciones fisiológicas generadas (incremento sérico de proteínas estructurales del músculo (Camacho et al., 2020; Clarkson & Hubal, 2002; Maeo et al., 2018), DMAT (Camacho et al., 2020; Clarkson & Hubal, 2002; Maeo et al., 2018), disminución en la producción de fuerza muscular (Camacho et al., 2020; Clarkson & Hubal, 2002; Maeo et al., 2018)) se reestablecieron por completo a los 4 días pos-ejercicio, y no se presentaron lesiones en los tejidos blandos de la rodilla.

El UST solo incrementa la temperatura intramuscular localmente (Draper, Castel, et al., 1995; Draper, Schulthies, et al., 1995; Gallo et al., 2004; Locke & Nussbaum, 2001; M. Miller et al., 2008), sin afectar el segmento contralateral (Locke & Nussbaum, 2001), ni la temperatura central (Locke & Nussbaum, 2001). Estos incrementos son transitorios, y retornan al basal minutos después de su aplicación (Draper & Ricard, 1995). La unidad de UST fue calibrada antes de iniciar el estudio para garantizar una salida homogénea de energía del equipo.

Se evitaron las infecciones mediante la limpieza del UST entre cada aplicación, el uso de técnica estéril en las mediciones de temperatura intramuscular y el uso de microsensores macizos

esterilizados previo uso; además los participantes debían estar libres de infecciones y la piel del muslo sin lesiones(Rubin, 2019).

Para evitar el dolor se insertaron microsensores de pequeño calibre en la base de la zona de tratamiento para que el cabezal de UST no se desplazara por encima evitando la desinserción.

- *Beneficencia*: cada participante recibió un informe de sus resultados y recomendaciones para mejorar el desempeño muscular. Los resultados del estudio serán compartidos en eventos científicos y/o publicaciones.

- *Justicia*: los participantes fueron tratados igual, siguiendo los mismos protocolos con herramientas de medición con adecuadas propiedades psicométricas, y se aleatorizó la intervención.

Este estudio fue avalado por el Comité de Ética en Investigación Científica de la Universidad Industrial de Santander (CEINCI), inicialmente en el acta 20 del 18 de noviembre de 2019 y después en el acta 17 del 09 de octubre de 2020.

Se garantizaron los derechos de la privacidad, la intimidad y el buen nombre de los sujetos de investigación, en el tratamiento de los datos personales, y en consecuencia todas sus actuaciones se rigieron por los principios de legalidad, finalidad, libertad, veracidad o calidad, transparencia, acceso y circulación restringida, seguridad y confidencialidad, según lo dispuesto en Ley Estatutaria 1581 de 2012, a su Decreto Reglamentario 1377 de 2013 y a la Resolución de Rectoría 1227 de 2013.

7. Resultados

Debido a la contingencia por COVID-19, y según lo avalado por el Consejo de Escuela de Fisioterapia (acta 05, 17 de febrero de 2021), ocho participantes completaron el estudio, aleatoriamente asignados a los tres grupos de intervención siguiendo los procedimientos descritos en materiales y métodos.

No se detectaron diferencias estadísticamente significativas en las características generales de los participantes entre los grupos experimentales ($p > 0,1$), ver tabla 3. Se evidencia que el grosor del tejido celular subcutáneo se encuentra dentro de los límites establecidos para garantizar que, dada la frecuencia de la onda ultrasónica, la energía pudiese ser absorbida por el tejido muscular.

Durante el protocolo de ejercicio físico se garantizó que los participantes generaran un torque excéntrico del cuádriceps superior al 110% del torque máximo isométrico basal; en la figura 8A y 8B se presenta el torque máximo y trabajo máximo promedios por set durante el protocolo de ejercicio de un participante.

El protocolo de ejercicio físico indujo un incremento significativo en la actividad de la enzima CK en todos los participantes (T0: 115,5U/L [109,4 - 147,9] vs. T1: 230,7U/L [212,8 - 319,1]; $p=0,003$). En el grupo placebo se determinó actividad de la enzima antes del ejercicio de 93,3U/L [70,1 - 116,5], y 24h pos-ejercicio de 219,9U/L [219,4 - 220,3], $p=0,18$; en el grupo asignado a UST pulsado, la actividad enzimática pasó de 166,1U/L [110,5 - 180,6] a 445,5U/L [205,2 - 637,4], $p=0,11$; y en el grupo de UST continuo los valores pre-ejercicio fueron de 114,4U/L [108,2 - 141,9], y 24h pos-ejercicio de 241,0U/L [186,5 - 277,0], $p=0,11$. No hubo

diferencias estadísticamente significativas entre los grupos en T1 ($p=0,56$). En la figura 9 se grafican estos resultados.

Así mismo, en las variables dinamométricas y de dolor comparaciones antes y 24h después del ejercicio (T0 vs. T1, tabla 4), se detectó una disminución estadísticamente significativa del torque máximo isométrico ($-12,87\text{Nm}$; $p=0,03$), incremento en el tiempo de aceleración en la contracción isocinética concéntrica ($+0,01\text{ms}$; $p=0,04$), y disminución del umbral de presión dolorosa ($-0,81\text{Kgf}$; $p=0,002$), variables confirmatorias del daño muscular inducido a través del ejercicio excéntrico.

En la tabla 5 se presentan los datos descriptivos de cada una de las variables de salida por grupo de intervención y momento de medición. Al comparar los grupos experimentales en T0, se detectó diferencia estadísticamente significativa únicamente en las variables dinamométricas alfa 50% de la desaceleración, desviación estándar de la envolvente del torque, y mínimo-máximo de la envolvente del torque ($p<0,05$). En el Apéndice J se muestran en gráficos de violines, los datos de cada una de las variables dinamométricas.

Las comparaciones exploratorias entre grupos revelaron diferencias entre los modos de UST activo vs placebo a las 48 horas después del ejercicio. La aplicación del UST tanto en modo pulsado como continuo en el músculo en reparación, indujeron cambios positivos en las variables de desempeño muscular, sin impacto sobre el umbral de presión dolorosa, ni la intensidad de dolor, teniendo como referencia la intervención placebo. La magnitud del cambio fue mayor con UST en modo continuo que pulsado en todas las variables de desempeño muscular. Información detallada del análisis estadístico referente a las comparaciones entre grupos se presenta en la tabla 6.

Durante el tratamiento con UST, la temperatura ambiente y la humedad del laboratorio de investigación en fisioterapia se mantuvieron en $22,8\pm0,29\text{ }^{\circ}\text{C}$ y $64,0\pm4,5\text{mmHg}$, respectivamente.

Teniendo en cuenta que los participantes presentaron un tejido celular subcutáneo promedio de $13,7 \pm 4,5$ mm, se garantizó la profundidad deseada para realizar mediciones de temperatura intramuscular. La temperatura cutánea inicial fue de $31,6 \pm 1,9^\circ\text{C}$; $32,6 \pm 1,4^\circ\text{C}$; $32,0 \pm 1,3^\circ\text{C}$ para los grupos de UST continuo, pulsado y placebo, respectivamente. No se detectó diferencias estadísticamente significativas en las mediciones de temperatura cutánea durante la duración de la aplicación del UST en ninguno de los grupos experimentales (GC: $-1,23 \pm 2,25^\circ\text{C}$, $p=0,44$; GP: $-1,76 \pm 1,35^\circ\text{C}$, $p=0,15$; GS: $-1,20 \pm 1,13$, $p=0,37$), ni entre-grupos ($p=0,7$). No se evidenciaron cambios de temperatura intramuscular en los grupos de intervención, ni una tendencia al aumento en función del tiempo de aplicación y/o modo de UST aplicado. El delta de temperatura intramuscular en los grupos fue de $-0,03 \pm 0,06^\circ\text{C}$, $p=0,42$; $-0,10 \pm 0,10^\circ\text{C}$, $p=0,22$; y $-0,05 \pm 0,07^\circ\text{C}$, $p=0,50$ para el GC, GP y GS, respectivamente. No se detectó diferencias estadísticamente significativas entre-grupos en la temperatura intramuscular máxima (0,50) ni pos-tratamiento (0,79). En la tabla 7 se presentan los datos de temperatura cutánea e intramuscular, durante la intervención en cada grupo experimental.

Tabla 3.

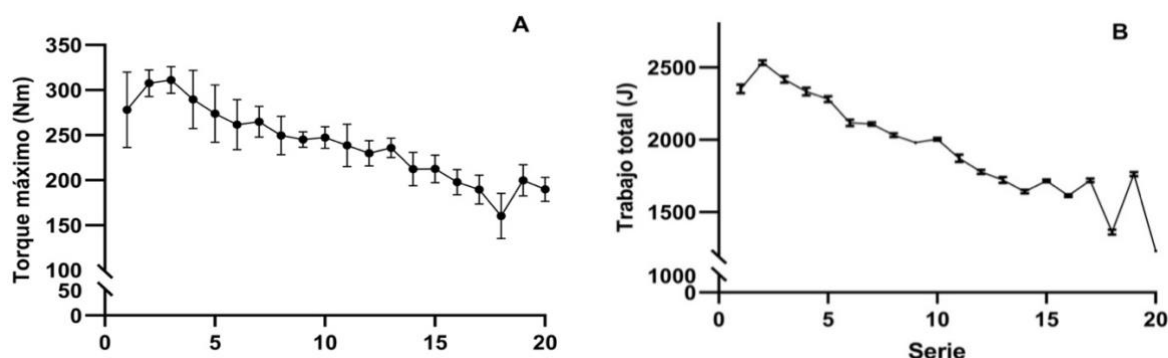
Características descriptivas de los participantes (n=8)

Variable	UST continuo (n=3)	UST pulsado (n=3)	UST placebo (n=2)	valor p
Edad (años)	18,0 [18-26]	20,0 [19-21]	19,5 [18-21]	0,82
IMC	$22,0 \pm 1,5$	$21,4 \pm 1,2$	$21,8 \pm 3,0$	0,94
Nivel de AF (MET/min/semana)	$1742,3 \pm 900,2$	$2018,0 \pm 837,9$	$2109,5 \pm 583,0$	0,87
Grosor del tejido celular subcutáneo (mm)	$14,1 \pm 4,1$	$10,13 \pm 3,1$	$17,7 \pm 0,1$	0,12
Fuerza máxima de cuádriceps	$120,5 \pm 8,1$	$108,7 \pm 7,4$	$115,3 \pm 33,8$	0,70
Dominancia (derecha)	2 (66%)	3 (100%)	2 (100%)	0,30

Nota. IMC: índice de masa corporal; MET: equivalente metabólico de la tarea; UST: ultrasonido terapéutico. Las variables son presentadas como promedio $\pm$ DE, o como mediana [rangos intercuartílicos], según su distribución. La variable dominancia se presenta como frecuencia (porcentaje)

Figura 8.

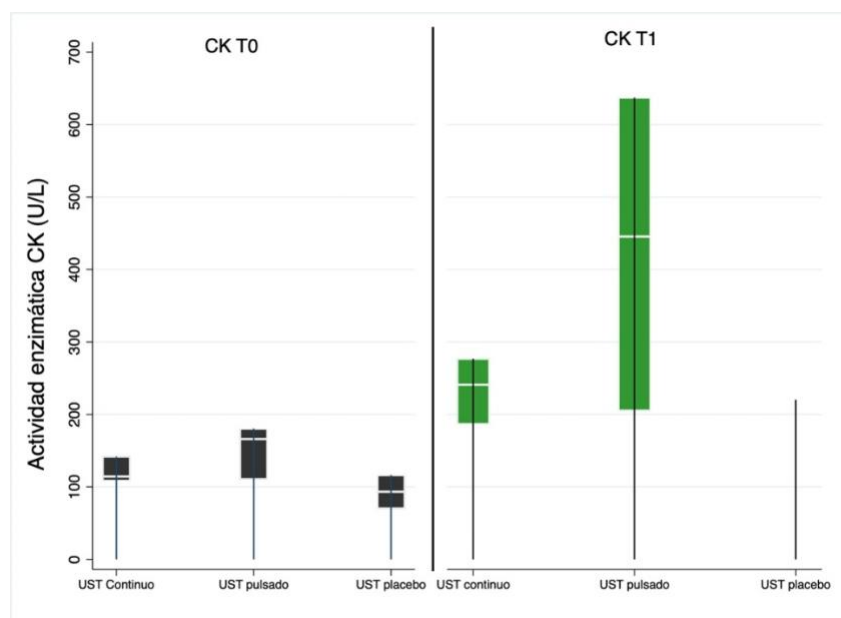
Protocolo de ejercicio excéntrico de un participante del estudio.



Nota. Representación gráfica de cada una de las 20 series durante el ejercicio. Cada punto representa el promedio $\pm$ DE del torque o el trabajo máximo por serie (promedio del máximo de 10 contracciones). A. Torque máximo promedio por serie; se evidencia una caída significativa ($p < 0,01$) de ~36% del torque máximo en las series 16-20 comparados con las series 1-5. B. Trabajo máximo promedio por serie; se evidencia una disminución significativa ($p < 0,01$) de ~35% del trabajo máximo en las series 16-20 comparados con las series 1-5.

Figura 9.

Actividad de la enzima CK al interior de los grupos por tiempo de medición.



Nota. CK: Creatin Kinasa; UST: ultrasonido terapéutico; T0: basal T1:24h-pos ejercicio; grupo. Los valores son presentados como medianas [rangos intercuartílicos].

Tabla 4.

Comparación de la condición muscular pre vs pos-ejercicio en las variables dinamométricas y de dolor

Variable	Pre-ejercicio T0	24h pos- ejercicio T1	Valor p
Torque máximo isométrico (Nm)	114,78 ± 15,10	101,91 ± 20,49	0,03
Torque máximo isocinético concéntrico (Nm)	132,09 ± 12,10	119,50 ± 14,65	0,10
Ángulo en el torque isocinético máximo (°)	92,65 ± 8,01	90,41 ± 6,78	0,47
Trabajo máximo (kJ)	9,16 ± 1,10	7,36 ± 2,74	0,15
Tiempo de aceleración (ms)	0,23 ± 0,01	0,24 ± 0,02	0,04
Tiempo de desaceleración (ms)	0,13 [0,12-0,16]	0,15 ± 0,46	0,67
Alfa 50% de la aceleración (°/s)	9,25 ± 0,99	9,36 ± 0,76	0,80
Alfa 50% de la desaceleración (°/s)	9,12 ± 2,41	10,4 ± 2,35	0,12
Desviación estándar de la envolvente del torque (Nm)	3,99 ± 1,38	3,46 ± 1,79	0,33
Mínimo y máximo de la envolvente del torque (Nm)	21,30 ± 11,34	19,02 ± 13,09	0,57
Tiempo al torque máximo (ms)	0,52 ± 0,14	0,56 ± 0,12	0,43
Intensidad de dolor (cm)	0,01 [0,005-0,03]	0,05 [0,02-0,15]	0,06
Umbral de presión dolorosa (Kgf)	2,60 ± 1,04	1,79 ± 1,01	0,002

Nota. Las variables son presentadas como promedio ± DE, o como mediana [rangos intercuartílicos], según su distribución. Valor p corresponde a comparaciones en los momentos de medición.

Tabla 5.

Desempeño muscular y dolor de aparición tardía, por grupo de intervención y momento de medición

Variable	Medición	UST Continuo	UST Pulsado	UST Placebo
Torque máximo isométrico (Nm)	T0	120,5 ± 8,1	108,7 ± 7,4	115,3 ± 33,8
	T1	113,4 ± 26,6	93,0 ± 13,1	98,0 ± 28,5
	T2	114,1 [109,1-169,5]	102,2 [99,3-102,3]	108,3[105,1-111,4]
Torque máximo isocinético concéntrico (Nm)	T0	126,8 ± 11,7	134,9 ± 13,0	135,9 ± 16,7
	T1	114,7 ± 14,7	115,2 ± 16,9	133,2 ± 1,3
	T2	137,4 ± 30,8	119,8 ± 14,0	119,0 ± 20,5

Variable	Medición	UST Continuo	UST Pulsado	UST Placebo
Ángulo en el torque máximo isocinético (°)	T0	85,4 ± 8,0	98,9 ± 4,9	94,1 ± 1,1
	T1	87,5 ± 7,0	94,9 ± 4,3	88,0 ± 9,4
	T2	81,3 ± 4,8	89,9 ± 8,6	83,4 ± 12,7
Trabajo máximo (kJ)	T0	9,54 ± 0,67	8,89 ± 1,26	8,97 ± 1,81
	T1	6,51 ± 4,68	7,82 ± 1,37	7,96 ± 1,27
	T2	9,27 [8,60-1,24]	8,44 [8,27-8,99]	8,78 [8,27-9,30]
Tiempo de aceleración (ms)	T0	0,24 ± 0,01	0,22 ± 0,01	0,23 ± 0,03
	T1	0,24 ± 0,01	0,24 ± 0,01	0,25 ± 0,03
	T2	0,25 ± 0,03	0,23 ± 0,01	0,23 ± 0,03
Tiempo de desaceleración (ms)	T0	0,12 [0,11-0,12]	0,13 [0,13-0,38]	0,15 [0,14-0,17]
	T1	0,12 ± 0,00	0,20 ± 0,04	0,13 ± 0,03
	T2	0,14 ± 0,03	0,14 ± 0,06	0,12 ± 0,02
Alfa 50% de la aceleración (°/s)	T0	8,50 ± 1,26	9,75 ± 0,50	9,64 ± 0,68
	T1	9,54 ± 0,35	9,80 ± 0,59	8,43 ± 0,84
	T2	9,79 [7,14-10,03]	9,80 [9,08-9,98]	9,99 [9,58-10,4]
Alfa 50% de la desaceleración (°/s)	T0	11,63 ± 0,38	7,93 ± 2,00	7,13 ± 1,16
	T1	11,88 ± 0,57	8,11 ± 2,46	11,61 ± 0,92
	T2	10,77 [6,70-11,79]	11,96 [7,08-12,49]	12,26 [12,02-12,50]
Desviación estándar de la envolvente del torque (Nm)	T0	5,46 ± 0,65	2,91 ± 0,93	3,43 ± 0,32
	T1	4,76 ± 1,81	1,92 ± 0,35	3,73 ± 1,87
	T2	4,60 ± 2,74	3,09 ± 0,57	4,41 ± 1,39
Mínimo y máximo de la envolvente del torque (Nm)	T0	34,31 ± 3,85	12,67 ± 4,97	14,74 ± 2,00
	T1	29,08 ± 12,33	8,07 ± 1,47	20,37 ± 14,98
	T2	27,05 ± 20,56	17,74 ± 6,55	25,99 ± 12,09
Tiempo al torque máximo (ms)	T0	0,65 ± 0,15	0,41 ± 0,08	0,50 ± 0,00
	T1	0,61 ± 0,12	0,48 ± 0,07	0,64 ± 0,15
	T2	0,72 ± 0,06	0,56 ± 0,14	0,67 ± 0,22
Umbral de presión dolorosa (Kgf)	T0	3,18 ± 1,23	2,61 ± 0,88	1,71 ± 0,58
	T1	2,03 ± 1,14	2,00 ± 1,23	1,10 ± 0,49
	T2	2,61 ± 0,53	2,32 ± 1,20	1,47 ± 1,02
Intensidad de dolor (mm)	T0	0,000 (0,000-0,004)	0,001 (0,001-0,100)	0,001 (0,001-0,001)
	T1	0,003 (0,002-0,018)	0,001 (0,001-4,300)	0,008 (0,006-0,011)
	T2	0,002 (0,001-0,014)	0,001 (0,000-6,300)	0,001 (0,001-0,002)

Nota. T0: Pre-ejercicio; T1: 24h pos-ejercicio excéntrico, inmediatamente antes de la intervención con ultrasonido terapéutico (UST); T2: 24h pos-intervención con UST, 48h pos-ejercicio excéntrico. Las variables son presentadas como promedio ± DE, o como mediana [rangos intercuartílicos], según su distribución. Los valores en negrita presentaron diferencias estadísticamente significativas.

Tabla 6.

Efecto del Ultrasonido Terapéutico sobre el desempeño muscular y el dolor de aparición tardía a las 48h, ajustado con los valores pre-ejercicio (análisis exploratorio de covarianza, con categoría de referencia el grupo placebo)

Variable	UST Continuo			UST Pulsado		
	Coefficiente β	IC 95%	Valor p	Coefficiente β	IC 95%	Valor p
Torque máximo isométrico (Nm)	20,71	[-37,71 ; 79,14]	0,38	-4,55	[-63,38 ; 54,27]	0,84
Torque máximo isocinético concéntrico (Nm)	23,86	[-41,31 ; 89,04]	0,37	1,38	[-60,49 ; 63,25]	0,95
Ángulo en el torque isocinético máximo (°)	-8,44	[-33,63 ; 16,76]	0,40	10,02	[-11,99 ; 32,03]	0,27
Trabajo máximo (kJ)	1,14	[-2,60 ; 4,88]	0,44	-0,18	[-3,84 ; 3,45]	0,89
Tiempo de aceleración (ms)	0,005	[-0,04 ; 0,05]	0,77	0,007	[-0,04 ; 0,05]	0,68
Tiempo de desaceleración (ms)	0,008	[-0,11 ; 0,13]	0,19	0,025	[-0,10 ; 0,15]	0,56
Alfa 50% de la aceleración (°/s)	0,08	[-2,10 ; 2,27]	0,92	-0,05	[-2,34 ; 1,39]	0,52
Alfa 50% de la desaceleración (°/s)	1,36	[-10,59 ; 13,51]	0,77	-1,06	[-7,68 ; 5,56]	0,68
Desviación estándar de la envolvente del torque (Nm)	1,03	[-7,77 ; 9,82]	0,76	-1,54	[-7,09 ; 4,01]	0,48
Mínimo y máximo de la envolvente del torque (Nm)	10,01	[-95,44 ; 115,46]	0,80	-9,20	[-51,73 ; 33,33]	0,58
Tiempo al torque máximo (ms)	0,13	[-0,31 ; 0,56]	0,46	-0,16	[-0,55 ; 0,22]	0,30
Intensidad de dolor (mm)	-0,017	[-0,29 ; 0,25]	0,87	0,002	[-0,29 ; 0,30]	0,98
Umbral de presión dolorosa (Kgf)	0,04	[-2,06 ; 2,14]	0,95	0,18	[-1,68 ; 2,04]	0,80

Tabla 7.*Temperatura durante la aplicación de UST en los grupos de intervención (n=8)*

Variable	UST continuo (n=3)	UST pulsado (n=3)	UST placebo (n=2)
Temperatura cutánea basal (°C)	31,6±1,9	32,6±1,4	32,0±1,3
Temperatura cutánea pos-tratamiento (°C)	30,3±1,6	30,8± 0,2	30,8± 2,4
Cambio de temperatura cutánea (°C)	-1,23±2,25	-1,76±1,35	-1,20 ±1,13
Temperatura intramuscular basal (°C)	36,3±0,3	36,3±0,2	36,1±0,3
Temperatura intramuscular pos-tratamiento (°C)	36,3±0,2	36,2±0,2	36,0±0,4
Cambio de temperatura intramuscular (°C)	-0,03±0,06	-0,10±0,10	-0,05±0,07
Temperatura máxima (°C)	36,5±0,3	36,1±0,3	35,9±0,9

8. Discusión

El UST es ampliamente utilizado en el manejo de lesiones de tejidos blandos (Warden & McMeeken, 2002), sin embargo, dadas las múltiples combinaciones de parámetros de aplicación (R. Freitas et al., 2017; Robertson & Spurrirt, 1998), no existe suficiente evidencia que fundamente su uso para facilitar y/o aceleración del proceso de reparación del tejido muscular (R. Freitas et al., 2017). Dados los efectos moleculares positivos descritos en la literatura, al respecto de la limitación de la inflamación y la activación de señalización celular (Balejo et al., 2008; Delgado-Díaz, 2012; Delgado-Díaz et al., 2011; Rantanen et al., 1999), se ha propuesto que la energía de salida de la onda ultrasónica (energía total (J) o densidad energética - J/cm²) sea el parámetro de dosificación del ultrasonido con fines terapéuticos (Robertson & Spurrirt, 1998); este parámetro se determina a partir de la combinación del área a tratar, la intensidad (SATA), la

duración del tratamiento, la frecuencia y el modo de salida de la onda(Robertson & Spurrirt, 1998), y depende la calidad del equipo en términos de uniformidad de salida de la onda, y del área de radiación efectiva.

Los efectos moleculares y fisiológicos atribuidos al UST, han sido separados como térmicos, específicos para el modo de salida continuo, y no térmicos o mecánicos, exclusivamente atribuidos al modo de salida pulsado(Robertson & Spurrirt, 1998; ter Haar, 2007; Tiidus, 2008); sin embargo, recientes revisiones sistemáticas sugieren que el efecto clínico de esta modalidad resulta de la combinación del incremento de la temperatura y de los estímulos de mecanotransducción inducidos por las ondas ultrasónicas al interactuar con los tejidos. Estos efectos han sido estudiados en condiciones in-vitro, o en situaciones en las que el músculo no ha sido lesionado. Si bien el proceso de reparación muscular está ampliamente descrito a partir de los eventos celulares por fases(Järvinen et al., 2005; Tidball et al., 2014; Yang & Hu, 2018), el desempeño del músculo durante este proceso se ha limitado al estudio de la generación de torque máximo(Clarkson & Hubal, 2002; Delgado-Díaz, 2012), por tanto, el posible efecto positivo del ultrasonido terapéutico en el desempeño funcional del músculo no puede ser detectado en el estudio de esta única variable.

Por lo tanto, en este proyecto se indujo lesión muscular mediante un modelo de EE (200 contracciones máximas) en el miembro inferior dominante de hombres jóvenes, saludables, físicamente activos, y se realizó una descripción de los cambios inducidos por el ejercicio 24h después, en diversas variables dinamométricas de desempeño muscular isométrico e isocinético; se determinó la intensidad del DMAT, y del umbral de sensación dolorosa. El vientre del VM fue intervenido con UST en modo continuo, pulsado o placebo como grupo de referencia a la misma dosis energética de salida; los efectos inmediatos (24h pos-intervención) de los dos modos de

ultrasonido fueron estudiados sobre las mismas variables dinamométricas y de percepción del dolor.

La lesión muscular fue confirmada en todos los participantes (ver tabla 4), a partir del incremento en la actividad de la enzima CK, de la disminución del torque máximo isométrico y de la percepción de dolor muscular 24h pos-ejercicio, según lo reportado en estudios previos(Alemaný et al., 2013; Camacho et al., 2020; Reina, 2017). Se reportó incremento estadísticamente significativo en la actividad de CK de 141% comparado con valores pre-ejercicio; estudios previos realizados en el laboratorio de investigación han mostrando incrementos en esta variable de 180%(Camacho et al., 2020)-227%(Reina, 2017), 48h pos ejercicio, momento de mayor liberación protéica desde el musculo. Según lo propuesto por Clarkson y cols. (1992), es posible afirmar que los participantes del presente estudio tuvieron lesión muscular mecánica con incremento ligero de la actividad de CK (<500 U/L), con una gran variabilidad en la respuesta en los individuos (178 ± 157 U/L)(Clarkson & Hubal, 2002).

Como consecuencia de la lesión muscular, el torque máximo isométrico disminuyó 11,2% (ver tabla 4); en estudios previos que han aplicado el mismo modelo de lesión(Camacho et al., 2020), han reportado una mayor disminución de la capacidad del músculo de generar fuerza máxima isométrica (~22%) 48h pos-ejercicio. Hipotetizamos que esta respuesta aparentemente atenuada de la pérdida de fuerza se corresponde a la fase aguda de la lesión muscular (24h pos-ejercicio), en la cual se ha iniciado la respuesta inflamatoria, que sensibilizan receptores, y facilitan la activación de las células satélites musculares, pero el músculo puede aún generar fuerza isométrica. Además, considerando que la literatura refiere que es la tensión muscular generada durante las contracciones musculares la mayor causa de lesión,(Alemaný et al., 2013; Douglas et al., 2017; Paulsen et al., 2012) en este estudio se garantizó en todos los participantes la generación

de un torque excéntrico 110% por encima del torque isométrico generado pre-ejercicio (ver Figura 8).

Si bien los participantes de este estudio reportaron no percibir dolor durante el paso de sedente a de pie 24h pos-ejercicio excéntrico, en este estudio se detectó una disminución significativa del umbral de presión dolorosa de 31,3% (-0,81Kgf) en la porción distal del VM (ver tabla 4), el cual ha sido descrito por Maeo y cols(Maeo et al., 2018), como el sitio de mayores cambios inflamatorios producto de la lesión muscular inducida por ejercicio excéntrico aislado del cuádriceps, evaluados mediante imágenes de resonancia magnética. De acuerdo con la teoría de la inflamación(Cheung et al., 2003; Newham et al., 1988), se esperaba que a las 12h pos lesión, las fibras tipo C y A δ (Mizumura & Taguchi, 2016) ya se hubieran sensibilizado y se produjera dolor tras el estímulo mecánico usado para evaluar el umbral de presión dolorosa, como sucedió en este estudio. Por tanto, nuestro hallazgo podría corresponderse con la sensibilización química de las fibras tipo C y A δ (Mizumura & Taguchi, 2016), de velocidad de conducción lenta y receptoras de estímulo mecánico (presión)(Cheung et al., 2003; Newham et al., 1988). Sin embargo, en este estudio no se evaluaron cambios histológicos o imagenológicos en las fibras musculares y su entorno.

Un resultado relevante de este estudio es el incremento significativo en el tiempo para acelerar el movimiento en condiciones dinámicas, equivalente al 5% (ver tabla 4). El tiempo de aceleración es un indicador de la capacidad neuromuscular para lograr el acortamiento muscular rápidamente, mayores tiempos de aceleración denotan una mayor latencia en la generación del torque, infiriendo una alterada capacidad de reclutamiento de unidades motoras(Amaral et al., 2014). El cambio detectado en el tiempo de aceleración en respuesta al modelo de lesión muscular mediante EE, no había sido reportado previamente en la literatura. Por tanto, es importante

continuar estudiando este hallazgo de manera complementaria con electromiografía y neuroconducción, para determinar el posible mecanismo de alteración de la sincronía en el reclutamiento muscular que pueda aportar en estudio del impacto funcional en actividades que requieran una rápida respuesta rápida del músculo, y de las intervenciones terapéuticas en lesiones musculares.

Considerando que estudios previos en el laboratorio han reportado también, disminución significativa en el trabajo muscular y en el torque máximo isocinético concéntrico de ~31%, e incremento de ~22% en la sensación dolorosa a las 48h pos-ejercicio(Camacho et al., 2020), no es posible descartar que en el presente estudio se haya logrado una menor extensión de la lesión en los participantes, la cual puede ser explicada por la velocidad del movimiento excéntrico, cuya respuesta en términos de lesión depende de la distribución del tipo de fibras musculares, y el tipo de actividad física realizada por los participantes (se consideró nivel de actividad física como criterio de inclusión).

En relación con el tipo de fibras musculares del cuádriceps, Johnson y cols(Johnson et al., 1973), identificaron en 6 especímenes cadavéricos que este músculo no tiene un predominio específico de tipo de fibras musculares. Se evidenció que existía gran variabilidad entre el tipo y la distribución de las fibras en los mismos grupos musculares siendo no comparables entre los individuos a pesar de las características sociodemográficas similares de la muestra. A pesar de esto, el RF posee un mayor porcentaje de fibras de tipo II que tipo I, en comparación con el VM y el vasto lateral (VL), en los cuales la proporción de fibras se invierte(Johnson et al., 1973). Considerando que Macgregor y cols(Macgregor & Hunter, 2018) demostraron que el ejercicio excéntrico de los extensores de rodilla indujo la reducción de la tasa de disparo de las unidades motoras de alto pero no de bajo umbral del VL, y Broos y cols(Broos et al., 2019) reportaron que

el ejercicio excéntrico de los extensores de la rodilla aumentó la rigidez de las fibras de tipo IIa pero no de las tipo I en este mismo músculo, los participantes de este estudio pudieran tener una mayor cantidad de fibras tipo I, que hubieran solapado los efectos que produjo el protocolo de ejercicio sobre las fibras tipo II, de modo que los efectos de la lesión muscular pudieran atenuarse.

En este estudio, el protocolo de ejercicio fue ejecutado a una velocidad de movimiento lenta (30°/s), comparado con una velocidad media de movimiento reportada en estudios previos (120°/s)(Alemany et al., 2013; Camacho et al., 2020; Reina, 2017). De esta forma se pudieron haber reclutado principalmente unidades motoras de bajo umbral correspondientes a las fibras musculares tipo I, que aunque pueden ser lesionadas con protocolos de ejercicio excéntrico(Koskinen et al., 2017), son menos lábiles a la lesión que las fibras tipo II(Armstrong et al., 1991).

El incremento en la fuerza durante el estiramiento tiene al menos dos componentes: uno dependiente de la velocidad que es atribuido a la tensión de los puentes cruzados, y otro independiente de esta que surge de la tensión de proteínas no contráctiles de la sarcómera como la titina, nebulina, desmina y distrofina, esenciales para mantener la disposición miofibrilar dentro del músculo y estabilizar los filamentos contráctiles durante la contracción activa(Ramsey et al., 2010).

Dadas las diferencias en la composición de proteínas no contráctiles de acuerdo con el tipo de fibra, incluyendo la expresión de una isoforma de titina más corta y rígida en las fibras tipo II, se plantea que por la velocidad de ejecución del protocolo se disminuyó la probabilidad de que las proteínas no contráctiles contribuyeran a la generación de tensión muscular durante el ejercicio y por ende fueran lesionadas las fibras tipo II(Ramsey et al., 2010). Además, considerando que las interacciones entre la titina y la actina estabilizan la longitud de las sarcómeras más cortas en la

porción descendente de la curva longitud-tensión en las contracciones excéntricas, momento en el que son más propensas a lesionarse(Ema et al., 2021), mientras que la relación fuerza velocidad no las estabiliza(Heidlauf et al., 2017), la velocidad del protocolo pudo actuar como factor protector de las fibras tipo II. Sería adecuado considerar el estudio de las perturbaciones fisiológicas en respuesta a diversas velocidades de movimiento excéntrico.

El nivel de actividad física promedio reportado por los participantes ($1956 \text{ MET} \cdot \text{min} \cdot \text{semana}^{-1}$) aunque en la categoría moderadamente activos (ver tabla 3), fue superior al nivel reportado en los estudios previos ($1206 \text{ MET} \cdot \text{min} \cdot \text{semana}^{-1}$; $982 \text{ MET} \cdot \text{min} \cdot \text{semana}^{-1}$)(Camacho et al., 2020; Reina, 2017). Aunque los participantes de este estudio reportaron no haber realizado entrenamiento con pesas en los seis meses previos, por su condición sociocultural de estudiantes universitarios y además trabajadores, sí realizaban regularmente AF de transporte (evaluada mediante el dominio de transporte del IPAQ) incluida la marcha, pudiendo generar un efecto de bout repetido que protegiera al músculo de la lesión(Ema et al., 2021). Adicionalmente, se ha demostrado que el número de sarcómeras a lo largo de la longitud del músculo varía entre los individuos, y ha sido reportado que las personas que realizan ejercicio en posición de pie (carrera o marcha), aparentemente tienen mayor número de sarcómeras en serie en el RF que quienes realizan ejercicio en posición sedente(MacIntosh, 2017). Esta característica intrínseca de los individuos pudo estar presente en algunos de los participantes que reportaron realizar estas actividades en el IPAQ.

En conclusión, en el presente estudio se indujo lesión muscular mediante ejercicio excéntrico en el cuádriceps del miembro inferior dominante, la cual 24h después se evidenció en la disminución del umbral de sensación dolorosa y de la capacidad muscular para generar torque isométrico máximo, y aumento en el tiempo de aceleración en una contracción isocinética. El

músculo lesionado (vientre muscular del VM) fue entonces intervenido mediante UST a la misma dosis energética (60 J/cm^2) en modo de salida pulsado, continuo o placebo; el efecto de esta única intervención sobre la percepción del dolor y el desempeño muscular fue entonces evaluado 24h después (48h pos-ejercicio). Según el análisis exploratorio, la aplicación del UST tanto en modo pulsado como continuo en el músculo en reparación, podría inducir cambios positivos en las variables de desempeño muscular, sin impacto sobre el umbral de presión dolorosa, ni la intensidad de dolor, teniendo como referencia la intervención placebo (ver tabla 6). La magnitud del cambio fue mayor con UST en modo continuo que pulsado en todas las variables de desempeño muscular. Estos resultados se sustentan en los valores obtenidos en el coeficiente β y sus intervalos de confianza del 95% (ver tabla 6).

Investigaciones previas han evidenciado que el UST disminuye el dolor y genera una atenuación en la caída del torque máximo y el trabajo muscular (Aaron et al., 2017; Delgado-Díaz, 2012; Hasson et al., 1990). Hasson y cols (Hasson et al., 1990) evidenciaron disminuciones de 6% y 8% con respecto al basal, en las mediciones del torque máximo y el trabajo muscular realizadas 48h post ejercicio excéntrico, una vez los participantes habían recibido una única dosis de UST pulsado ($57,7 \text{ J/cm}^2$) 24h antes (Hasson et al., 1990). Delgado-Díaz (Delgado-Díaz, 2012) evidenció mejorías del ~9% y el ~15% con respecto a los valores post lesión en el trabajo muscular a baja ($30^\circ/\text{s}$) y alta velocidad ($180^\circ/\text{s}$) del bíceps braquial tras la aplicación de 7 días de UST con densidad energética de $\sim 64 \text{ J/cm}^2$. Aaron y cols (Aaron et al., 2017) encontraron disminuciones de $13,5 \pm 2,7 \text{ cm}$ en la intensidad del dolor e incrementos de $1,46 \pm 0,3 \text{ Kg/cm}^2$ en el umbral de presión dolorosa de la región distal del bíceps braquial (cercana a la unión musculo tendinosa) a las 96 horas post ejercicio, después de 3 aplicaciones de UST continuo con densidad energética de $66,3 \text{ J/cm}^2$.

La discrepancia en los resultados del presente estudio y estudios previos pudo deberse a tres factores. Aunque se ha reportado que después del ejercicio excéntrico se generan cambios en la longitud óptima de los fascículos(Hoffman et al., 2014), en nuestro estudio este ángulo presentó una disminución en su valor, y por tanto la evaluación del torque máximo isométrico en una posición de 60° de flexión de rodilla podría no representar de manera óptima la posible recuperación de la producción de fuerza máxima de los participantes en respuesta al UST. El segundo aspecto a considerar es que las metodologías de aplicación del US fueron diferentes; Hasson y cols(Hasson et al., 1990) aplicaron el UST de manera estacionaria, lo que pudiera haber generado una mayor absorción de energía directamente por el tejido diana en los puntos de aplicación de la modalidad física y por tanto mayores cambios en las variables.

Finalmente, la DE y el número de dosis aplicadas en los estudios no fueron comparables. En nuestro estudio la DE seleccionada se basó en el promedio de la DE de estudios previos que evidenciaron efectos positivos del UST sobre el dolor y el desempeño muscular; sin embargo, Delgado-Díaz(Delgado-Díaz, 2012) y Aaron y cols(Aaron et al., 2017) usaron DE mayores y además realizaron aplicaciones seriadas de UST, por lo que se plantea que la dosis aplicada en este estudio no fue suficiente y además que el efecto de dosis acumulada pudo haber sido el responsable de los cambios en las variables estudiadas. Por tanto, se propone estudiar los cambios en las variables de dolor y desempeño muscular en respuesta a una dosis mayor de UST pudiéndose además explorar la relación entre la DE y la absorción de energía. Adicionalmente podría explorarse la necesidad de usar una dosis acumulativa sobre la reparación del músculo esquelético para determinar el menor número de dosis necesarias eficaces para promover la reparación muscular.

Para la caracterización del desempeño muscular, la dinamometría isocinética colecta datos cuantitativos de torque en función de la posición angular, a una velocidad de movimiento controlada (T. A. Burkhart et al., 2008); en esta investigación se utilizó el software Dynamopy, que permite analizar la generación del torque en función del tiempo, lo cual nos permitió proponer variables dinamométricas adicionales para un estudio más fino del desempeño muscular (Amaral et al., 2014). Este software fue elaborado a partir de todos los datos dinamométricos colectados para esta investigación (provenientes a su vez de un total de 640 contracciones musculares), por consiguiente, su creación es un aporte del proyecto en sí mismo a este desarrollo tecnológico. Por tanto, la discusión del análisis exploratorio del efecto del UST sobre el músculo en reparación, incluye variables de cuatro de los cinco dominios de desempeño muscular propuestos por Amaral y cols en 2014 (Amaral et al., 2014), y la propuesta de variables dinamométricas descritas en función del tiempo. Es importante señalar que los resultados presentados corresponden a un análisis exploratorio, dada la limitación del tamaño de muestra (cambios no estadísticamente significativos) (ver tabla 6).

Con el análisis de covarianza exploratorio se evidenció que el UST continuo podría atenuar la pérdida de torque máximo isométrico a las 48h pos-ejercicio, siendo 20,7Nm superior a la intervención placebo (~18% del valor basal). En contraste, con el UST en modo pulsado no se evidencian diferencias con respecto al grupo placebo (-4,6Nm), ver tabla 6. Esta atenuación de la pérdida de fuerza máxima es similar a la reportada por el laboratorio, en la aplicación del kinesiotaping (21,3Nm) (Camacho et al., 2020).

Resultados similares fueron obtenidos en el trabajo muscular durante la contracción isocinética concéntrica, como medida de la capacidad funcional del músculo durante las actividades cotidianas, al evaluar la producción de fuerza durante todo el rango de movimiento

(energía producida)(Amaral et al., 2014). La aplicación del UST en modo continuo podría incrementar el trabajo muscular en ~15% con respecto al promedio basal, 1,14 KJ superior al determinado con la intervención placebo; el UST en modo pulsado exhibió un trabajo similar al determinado en el grupo placebo 48h pos-ejercicio. Adicionalmente, el UST continuo podría inducir un torque máximo isocinético superior al placebo a las 48h pos-ejercicio (23Nm). Se podría asumir que el UST en modo continuo no solo incrementa el torque máximo en un único punto del arco de movimiento, sino que mejora la producción de fuerza en todo el rango de movimiento activo, atenuando el impacto de la lesión y reparación sobre el desempeño muscular 48h pos-ejercicio(Warren et al., 1999), y mejora la capacidad muscular de generar fuerza máxima dinámica.

Considerando el momento de aplicación del UST, estos cambios podrían deberse a los efectos del UST actuando sobre células atraídas al sitio de la lesión durante la fase inflamatoria, las células satélites y/o los factores reguladores miogénicos que actúan sobre las fases iniciales de la reparación muscular, lo cual podría mejorar el desempeño del músculo después de la lesión. La hipótesis de la frecuencia de resonancia postula que el UST afecta los procesos celulares de la reparación muscular, especialmente los que ocurren en las fases inflamatoria y regenerativa(Johns, 2002); de este modo, los efectos no térmicos del UST podrían inducir cascadas de señalización proteica a través de los cambios de conformación celular de las proteínas(Johns, 2002). Además, considerando que la agregación de macrófagos y neutrófilos en el músculo lesionado no solo da inicio a la respuesta inflamatoria, sino que también sirve como fuente de factores de crecimiento y citokinas (IGF-1, IL-6) que a su vez regulan la activación, proliferación y/o diferenciación de células satélites musculares, un posible efecto sobre las células de la fase inflamatoria impactaría las demás fases del proceso de reparación muscular(Järvinen et al., 2005; Relaix & Zammit, 2012; Tidball et al., 2014; Yang & Hu, 2018).

Estudios previos realizados en cultivos celulares han demostrado que el UST incrementa la proliferación celular (mayores niveles de p-p70s6k) e induce hipertrofia de los miotubos (mayor diámetro y promedio de núcleos por miotubo)(Delgado-Díaz, 2012). Modelos animales han demostrado efectos positivos del UST aplicado a partir de las 48h pos lesión sobre la diferenciación de varias líneas celulares como el colágeno(Balejo et al., 2008), mioblastos(Balejo et al., 2008), miotubos(Balejo et al., 2008), así como incremento en la proliferación de células satélites(Rantanen et al., 1999) favoreciendo la regeneración del tejido. Un estudio en humanos evidenció que una aplicación de UST 48h pos lesión impacta la activación de células satélites previamente quiescentes y/o favorece su fase de proliferación(Delgado-Díaz, 2012). Teniendo en cuenta que la intervención con UST del presente estudio se realizó 24h pos lesión, se podría considerar que efectos similares con diferente magnitud pudieron haberse generado durante el proceso de reparación del cuádriceps de los participantes. Sin embargo, debido a que no se realizaron análisis celulares y/o moleculares el tejido tratado con UST, se requieren estudios de este tipo para corroborar esta hipótesis.

El promedio del ángulo en el torque isocinético máximo basal de los participantes fue de 92,7° (ver tabla 5), es decir, desarrollaron el torque máximo dentro de los primeros 30° de excursión del movimiento. Estos valores del ángulo son superiores a los reportados en la literatura (~60°)(Bernard et al., 2012; Camacho, 2017; Nugent et al., 2015). Estas discrepancias con los estudios previos pueden deberse a la diferencia en niveles y tipos de actividad física de los participantes; estudios previos incluyen principalmente deportistas, mientras que el presente estudio incluyó personas físicamente activas pero que no realizar entrenamiento deportivo regular, la cual podría haberles conferido ciertas adaptaciones al ejercicio en relación con la longitud óptima de los fascículos(Hoffman et al., 2014). El efecto del UST en modo continuo y pulsado

sobre esta variable podría ser de magnitud similar (9 vs. 10°), pero pareciera generar su efecto en direcciones opuestas (ver tabla 6). Esto podría deberse al impacto del UST continuo aplicado 12 horas pos lesión sobre las células satélites y algunos reguladores del ciclo celular (Delgado-Díaz, 2012), esenciales en el proceso de reparación muscular el cual a su vez, llevaría un curso de 48 horas en el momento de la medición. Esta variable debe ser explorada inicialmente en respuesta a modelos de lesión muscular, para posteriormente analizar el efecto de las diversas intervenciones.

Al analizar las variables relacionadas con los dominios de acelerar y desacelerar el movimiento, no se detectó efecto de ninguno de los modos activos de UST (ver tabla 6). Considerando que el tiempo de aceleración se relaciona con la capacidad neuromuscular para desarrollar torque rápidamente, estos resultados podrían indicar que el UST no tiene efecto directo sobre la respuesta neuromuscular (van Cingel et al., 2006). Se ha descrito que el ejercicio excéntrico induce alteraciones en el acople excitación-contracción (Fridén & Lieber, 2001), dada la reducción en las proteínas estabilizadoras del retículo sarcoplásmico, limitando la activación de los receptores de dihidropiridinas y rianodinas, lo cual explica hasta el 75% de la pérdida de la fuerza máxima y la potencia muscular durante los tres primeros días después del ejercicio excéntrico (Fridén & Lieber, 2001). Así, a pesar de que el modelo de ejercicio indujo aumento del tiempo de aceleración (ver tabla 4), el UST aparentemente no atenuó el impacto negativo de la lesión/reparación sobre la capacidad del músculo de acelerar el movimiento.

Sin embargo, con la aplicación de Dynamopy, se exploraron variables adicionales del dominio de aceleración del movimiento (alfa-50% de la aceleración, alfa-50% de la desaceleración, tiempo al torque máximo isocinético concéntrico, desviación estándar de la envolvente del torque, mínimo y máximo de esta envolvente). Estas variables podrían implicar una

exploración de la sincronía en la descarga de las unidades motoras, que pueden influenciar el dominio de aceleración del movimiento.

Por definición, el alfa 50% de la aceleración corresponde al tiempo necesario para alcanzar la mitad de la velocidad del movimiento preestablecida, y el alfa 50% de la desaceleración, es el tiempo requerido para enlentecer el movimiento a la mitad de la velocidad establecida. Estas variables presentaron una disminución como efecto del UST pulsado 48h pos-ejercicio al compararse con la intervención placebo, mientras que el UST continuo produjo el efecto contrario (ver tabla 6). Por tanto se podría inferir que el UST pulsado pueda afectar la velocidad de conducción nerviosa y por tanto la capacidad de acelerar el movimiento sólo al inicio de la contracción. Estos resultados y análisis deben ser corroborados mediante la evaluación complementaria con electromiografía.

La desviación estándar de la envolvente del torque podría representar la sincronía en el patrón de activación de las fibras musculares durante una contracción isocinética concéntrica; a su vez, el mínimo y el máximo de la envolvente del torque podría inferir la activación mínima y máxima de las fibras musculares reclutadas durante la contracción isocinética concéntrica. Por tanto, la inclusión de estas variables en el análisis del desempeño muscular desde la dinamometría, potencialmente inferiría alteraciones en el patrón de activación y/o la velocidad de conducción nerviosa de las fibras musculares(Nasrabadi et al., 2018). Se ha demostrado a través de la electromiografía de superficie que, 24h después del ejercicio excéntrico se produce una disminución en la velocidad de conducción nerviosa y disminución en la frecuencia de descarga de las unidades motoras(Nasrabadi et al., 2018).

Las variables desviación estándar de la envolvente del torque, y mínimo y máximo de esta envolvente presentaron una menor dispersión de los datos de torque en función del tiempo durante

las contracciones dinámicas, y se acompañaron de una disminución del tiempo hasta alcanzar el torque máximo como efecto de la intervención con UST (ver tabla 6). Por tanto, se podría inferir que el UST afecta el reclutamiento sincrónico de las unidades motoras del músculo cuádriceps 48h pos-ejercicio al compararse con la intervención placebo, y este efecto es diferencial según el modo de salida de la onda ultrasónica. Literatura previa reporta que el UST aplicado con una frecuencia de 1MHz en modo continuo en estudios en humanos(Suganthirababu et al., 2019), y aplicado con diferentes intensidades en modo pulsado en estudios en vitro(Ilham et al., 2018) incrementa la velocidad de conducción nerviosa motora en nervios periféricos(Ilham et al., 2018; Suganthirababu et al., 2019); estos cambios no estuvieron relacionados con un incremento en la temperatura del medio, sino con posibles cambios en la excitabilidad axonal(Ilham et al., 2018). Este incremento puede estar relacionado con la disminución del tiempo hasta alcanzar el torque máximo y/o con la activación sincrónica de las unidades motoras. Por tanto, se recomienda que estos resultados y análisis sean corroborados mediante la evaluación complementaria con mediciones electrofisiológicas precisas (electromiografía y neuroconducción).

Finalmente, se examinaron posibles cambios en la temperatura intramuscular, a una profundidad de 2,5cm, durante la aplicación de los dos modos activos de UST (mediciones basales y cada 30s durante los 8min de la intervención), como posible mecanismo diferencial entre el modo de salida de la onda ultrasónica. No detectamos cambios en la temperatura intramuscular con ninguna de las intervenciones de UST (ver tabla 7). Estudios previos han detectado incrementos de 0,4-3,8°C(Draper, Castel, et al., 1995; Gallo et al., 2004; M. Miller et al., 2008) en la temperatura intramuscular en el músculo esquelético; sin embargo, el músculo tratado y su condición, así como la DE de los estudios no son comparables(Draper, Castel, et al., 1995; Gallo et al., 2004; M. Miller et al., 2008).

En el presente estudio se usó una frecuencia de sonicación de 1Mhz y una DE de 60J/cm² sobre el músculo VM que se encontraba en proceso de reparación. Todos los estudios previos han estudiado los cambios de temperatura producidos por el UST sobre los gastrocnemios que no habían sufrido una lesión muscular previa. Aunque la frecuencia de sonicación de los estudios previos es comparable, no lo son las DE; Gallo y cols(Gallo et al., 2004) usaron una DE de 150J/cm² entregada en modo continuo y pulsado, Miller y cols(M. Miller et al., 2008) una DE de 178,57J/cm² entregada en modo continuo, y Draper y cols(Draper, Castel, et al., 1995) usaron densidades que oscilaban entre 73,2 - 292,7J/cm² todas entregadas en modo continuo.

Por tanto diversos factores pudieron haber influido en la ausencia de cambios de temperatura. La DE de este estudio, pudo no ser suficiente para generar un calentamiento del músculo tratado en fase inflamatoria del proceso de reparación. Diferencias en la temperatura registrada entre el punto medio y la periferia del área de tratamiento evidenciadas por Miller y cols(M. Miller et al., 2008), sugieren que no se produce un calentamiento uniforme en toda el área tratada(M. Miller et al., 2008). Además, considerando que la energía transportada por el haz ultrasónico se atenúa a medida que pasa a través del tejido producto de la absorción y/o reflexión que se generan hasta alcanzar el tejido diana(Furusawa et al., 2014), tejidos más superficiales como la piel, el tejido celular subcutáneo, la fascia muscular y los tejidos vasoneurales pudieron haber absorbido y/o reflejado parte de esta energía atenuando el efecto de calentamiento del UST(Furusawa et al., 2014; Izadifar et al., 2017; O'Brien, 2007).

Finalmente, teniendo en cuenta que los participantes del presente estudio eran sanos, estos resultados pueden ser explicados también por la termorregulación y el subsecuente incremento del flujo sanguíneo local en respuesta al UST(Morishita et al., 2014)(Fabrizio et al., 1996) durante el proceso de inflamación del músculo, proceso que per sé aumenta el riego sanguíneo local en la

zona afectada. Lo anterior considerando que estudios previos han evidenciado una menor temperatura intramuscular basal del cuádriceps ($34,17 \pm 0,75^{\circ}\text{C}$ y $35,86 \pm 0,31^{\circ}\text{C}$) en comparación con la medida en este estudio ($36,2 \pm 0,3^{\circ}\text{C}$), ver tabla 7, lo cual podría indicar el proceso inflamatorio local.

Considerando lo anterior y los posibles efectos positivos del UST sobre algunas variables dinamométricas del desempeño muscular, se podría inferir que UST tanto en modo continuo como pulsado indujeron efectos en el tejido, los cuales podrían haber sido mecánicos. Se ha descrito, que la absorción e interacción de la energía por los tejidos no solo genera calentamiento, sino otra serie de efectos mecánicos de la onda ultrasónica al entrar en contacto con las células tisulares (Furusawa et al., 2014). Considerando que otros estudios han demostrado efectos moleculares del UST en las células del músculo esquelético (Chongsatientam & Yimlamai, 2016; Delgado-Díaz, 2012; Delgado-Díaz et al., 2011; McBrier et al., 2007; Rantanen et al., 1999), causados posiblemente por un efecto mecánico (Johns, 2002), la dosis usada en este estudio pudo haber causado cambios fisiológicos diferentes al calentamiento como la alteración de la conformación estructural a nivel individual de las proteínas y/o de su función a nivel molecular activándose o desactivándose debido a la absorción de la energía mecánica dentro de la onda del ultrasonido. Estos cambios pueden ser explicados por alguno de los múltiples mecanismos no térmicos del UST (cavitación, streaming acústico, absorción, disrupciones de membranas, formación de poros, para transmitir fuerzas físicas extracelulares para la señalización nuclear al interior de las células) actuando sobre las células activadas durante el proceso inflamatorio (Izadifar et al., 2017; ter Haar, 2007).

Una importante limitación del presente estudio es el tamaño de muestra incluido en el análisis. Esta limitación no permitió realizar un análisis concluyente de las comparaciones entre

grupos, con el respectivo cálculo del tamaño del efecto. Con el análisis de los datos discutidos, es posible ratificar el tamaño de muestra de 15 participantes, inicialmente planteado asumiendo un $\alpha=0,05$, error $1-\beta=0,80$ y una razón entre grupos de 1:1 (Carter et al., 2011b). Sin embargo, a pesar el bajo número de participantes incluidos en el análisis, fue estadísticamente posible identificar diferencias significativas en respuesta al modelo de lesión muscular.

Es relevante destacar que este estudio fue metodológicamente riguroso en la inclusión de los participantes, la estandarización de los procedimientos y, la colecta y análisis de los datos considerando el triple enmascaramiento y la aleatorización a los grupos de intervención.

Según la literatura revisada, este estudio es único en la medición de la temperatura intramuscular en el cuádriceps en proceso de reparación, por tanto, otro aporte para el laboratorio de fisioterapia fue la elaboración del protocolo de medición con la asesoría del departamento de cirugía de la Universidad. Así mismo desde este proyecto se aportaron datos dinamométricos que contribuyeron a la creación del software Dynamopy, a través del cual se pudieron proponer, explorar y analizar variables complementarias de dinamometría isocinética que contribuyen al estudio más detallado del desempeño muscular, pudiendo contribuir al constructo del desempeño muscular integrado.

Aspectos como la definición del VM como área de tratamiento fundamentado en el estudio previo de Maeo y cols(Maeo et al., 2018) que caracterizaron esta región muscular mediante resonancia magnética como el área que evidencia mayor inflamación pos-ejercicio excéntrico, y la dosis energética de las intervenciones fundamentados en investigaciones previas han evidenciado que el UST disminuye el dolor y genera una atenuación en la caída del torque máximo y el trabajo muscular(Aaron et al., 2017; Delgado-Díaz, 2012; Hasson et al., 1990), también fueron

aspectos metodológicos positivos para la maximización de los efectos esperados de la modalidad física.

Los resultados de este estudio están delimitados a hombres jóvenes sanos, que realizan actividad física moderada. Como efecto del ultrasonido terapéutico, aplican para la densidad energética de salida del equipo ($60\text{J}/\text{cm}^2$) en modos continuo y pulsado aplicado en una única dosis, en la fase inflamatoria del proceso de reparación muscular, por lo que no pueden extrapolarse a otras situaciones.

9. Recomendaciones

Investigaciones adicionales, podrían darle continuidad a este trabajo de investigación, las cuales, contando con un mayor número de participantes, podrían encontrar un efecto estadísticamente significativo del UST sobre las variables dinamométricas y de dolor evaluadas.

Se propone estudiar los cambios en las variables de dolor y desempeño muscular en respuesta a una dosis mayor de UST, pudiéndose además explorar la relación entre la densidad energética y la absorción de energía, para determinar la dosis óptima (J/cm^2), así como la necesidad de usar una dosis acumulativa sobre la reparación del músculo esquelético para determinar el menor número de dosis necesarias eficaces para promover la reparación muscular.

Teniendo en cuenta que la lesión muscular fue inducida mediante un protocolo de ejercicio excéntrico que generó perturbaciones fisiológicas comparables a las generadas por desgarros, contusiones o laceraciones, se recomienda que una vez proyectos de investigación adicionales

logren determinar la dosis óptima (J/cm^2) para favorecer el proceso de reparación muscular, se desarrollen investigaciones en condiciones clínicas reales que contribuyan al fortalecimiento de la práctica clínica basada en la evidencia en fisioterapia específicamente en el uso de las modalidades físicas.

Adicionalmente, futuros estudios deberían continuar explorando las variables dinamométricas propuestas para la caracterización del desempeño muscular. Por tanto, se recomienda continuar usando el protocolo de evaluación de la contracción isocinética concéntrica usado en este estudio para obtener un mayor número de variables de desempeño muscular y estudiarlas a la luz de la lesión y reparación muscular. Dichas mediciones deberían ir acompañadas de mediciones electromiográficas para examinar el desempeño muscular de forma integrada.

Además se recomienda incrementar el tiempo de medición de la contracción isométrica, para permitirle al participante iniciar la generación de torque durante la evaluación y que este registro sea captado por el equipo; de este modo se podrían extraer parámetros adicionales (desviación estándar de la envolvente del torque, tiempo al torque máximo, mínimo y máximo de la envolvente del torque) que puedan ampliar la exploración del desempeño muscular integrado a través del análisis de dinamometría usando el software Dynamopy.

10. Conclusiones del estudio

El protocolo de EE utilizado en esta investigación indujo lesión muscular del cuádriceps del miembro inferior dominante evidenciada por disminución del umbral de sensación dolorosa y

de la capacidad muscular para generar torque isométrico máximo, y aumento en el tiempo de aceleración en una contracción isocinética, siendo esta última variable estudiada por primera vez, permitiendo explorar de manera más profunda el impacto de la lesión/reparación sobre el desempeño del músculo esquelético.

Según el análisis exploratorio, la aplicación del UST tanto en modo pulsado como continuo en el músculo en reparación, podría inducir cambios positivos 48h pos ejercicio, en las variables de desempeño muscular, pero no tuvieron impacto sobre el umbral de presión dolorosa, ni la intensidad de dolor, teniendo como referencia la intervención placebo. Sin embargo, dada la limitación por el tamaño de la muestra estos resultados no son concluyentes.

El desarrollo tecnológico del software Dynamopy permitió realizar una exploración más amplia del desempeño muscular a través de la propuesta de variables dinamométricas adicionales descritas en función del tiempo que permitieron explorar posibles efectos del UST sobre el músculo esquelético en reparación.

Nuestros datos demuestran que el UST aplicado con DE $60\text{J}/\text{cm}^2$ no cambia la temperatura del músculo esquelético en reparación, por tanto, los efectos el UST sobre la reparación muscular pueden ser mecánicos como se ha propuesto en la hipótesis de la frecuencia de la resonancia.

La densidad energética usada en los tratamientos con UST podría ser la responsable de los diferentes desenlaces producidos en los tejidos por esta modalidad, incluido el calentamiento del tejido que se pueda generarse.

Referencias Bibliográficas

- Aaron, S., Delgado-Díaz, D., & Kostek, M. (2017). Continuous Ultrasound Decreases Pain Perception and Increases Pain Threshold in Damaged Skeletal Muscle. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 27(3), 271–277. <https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000343>
- Aldret, R., Trahan, B., Davis, G., Campbell, B., & Bellar, D. (2017). Effects of an Elastic Hamstring Assistance Device During Downhill Running. *Journal of Human Kinetics*, 57(1), 73–83. <https://doi.org/10.1515/hukin-2017-0048>
- Aleman, J., Delgado-Díaz, D., Mathews, H., Davis, J., & Kostek, M. (2013). Comparison of Acute Responses to Isotonic or Isokinetic Eccentric Muscle Action: Differential Outcomes in Skeletal Muscle Damage and Implications for Rehabilitation. *International Journal of Sports Medicine*, 35(01), 1–7. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1327652>
- Guide to Physical Therapist Practice 3.0, (2014).
- Amaral, G., Marinho, H., Ocarino, J., Silva, P., Souza, T., & Fonseca, S. (2014). Muscular performance characterization in athletes: a new perspective on isokinetic variables. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 18(6), 521–529. <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0047>
- Armstrong, R., & Ben Kibler, C. (1990). Initial events in exercise-induced muscular injury. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 22(4), 429–435. <https://doi.org/10.1249/00005768-199008000-00002>
- Armstrong, R., Warren, G., & Warren, J. (1991). Mechanisms of Exercise-Induced Muscle Fibre Injury. *Sports Medicine*, 12(3), 184–207. <https://doi.org/10.2165/00007256-199112030->

00004

- Baird, M., Graham, S., Baker, J., & Bickerstaff, G. (2012). Creatine-Kinase- and Exercise-Related Muscle Damage Implications for Muscle Performance and Recovery. *Journal of Nutrition and Metabolism*, 2012, 1–13. <https://doi.org/10.1155/2012/960363>
- Baker, K., Robertson, V., & Duck, F. (2001). A Review of Therapeutic Ultrasound: Biophysical Effects. *Physical Therapy*, 81(7), 1351–1358. <https://doi.org/10.1093/ptj/81.7.1351>
- Baldon, R., Furlan, L., & Serrão, F. (2013). Influence of the Hip Flexion Angle on Isokinetic Hip Rotator Torque and Acceleration Time of the Hip Rotator Muscles. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(5), 593–599. <https://doi.org/10.1123/jab.29.5.593>
- Balejo, P., Sanches, G., Naves, C., Alves, F., Garcia, C., & Szymanski. (2008). Effect of ultrasound therapy on the repair of Gastrocnemius muscle injury in rats. *Ultrasonics*, 48(5), 403–411. <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2008.01.009>
- Baltzopoulos, V. (2007). Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise. *Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise: The British Association of Sport and Exercise Sciences Guidelines*, 8(2), 103–128. <https://doi.org/10.4324/9780203935750>
- Bandy, W., & Timm, K. (1992). Relationship between Peak Torque, Work, and Power for Knee Flexion and Extension in Clients with Grade I Medial Compartment Sprains of the Knee. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 16(6), 288–292. <https://doi.org/10.2519/jospt.1992.16.6.288>
- Bazgir, B., Fathi, R., Rezazadeh, M., Mozdziak, P., & Asgari, A. (2017). Satellite Cells Contribution to Exercise Mediated Muscle Hypertrophy and Repair. *Cell Journal*, 18(4), 473–484. <https://doi.org/10.22074/cellj.2016.4714>

- Ben Moussa Zouita, A., Majdoub, O., Ferchichi, H., Grandy, K., Dziri, C., & Ben Salah, F. (2013). The effect of 8-weeks proprioceptive exercise program in postural sway and isokinetic strength of ankle sprains of Tunisian athletes. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 56(9–10), 634–643. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2013.08.003>
- Bernard, P. L., Amato, M., Degache, F., Edouard, P., Ramdani, S., Blain, H., Calmels, P., & Codine, P. (2012). Reproducibility of the time to peak torque and the joint angle at peak torque on knee of young sportsmen on the isokinetic dynamometer. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 55(4), 241–251. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2012.01.005>
- Bijur, P., Silver, W., & Gallagher, E. (2001). Reliability of the Visual Analog Scale for Measurement of Acute Pain. *Academic Emergency Medicine*, 8(12), 1153–1157. <https://doi.org/10.1111/j.1553-2712.2001.tb01132.x>
- Broos, S., Malisoux, L., Theisen, D., Van Thienen, R., Francaux, M., Thomis, M., & Deldicque, L. (2019). The stiffness response of type IIa fibres after eccentric exercise-induced muscle damage is dependent on ACTN3 r577X polymorphism. *European Journal of Sport Science*, 19(4), 480–489. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1529200>
- Burkhart, T. A., Arthurs, K. L., & Andrews, D. M. (2008). Reliability of upper and lower extremity anthropometric measurements and the effect on tissue mass predictions. *Journal of Biomechanics*, 41(7), 1604–1610. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.02.013>
- Burkhart, T., Arthurs, K., & Andrews, D. (2008). Reliability of upper and lower extremity anthropometric measurements and the effect on tissue mass predictions. *Journal of Biomechanics*, 41(7), 1604–1610. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.02.013>
- Camacho, M. (2017). *Efecto del Kinesio-taping sobre el desempeño muscular y el dolor de aparición tardía después de una sesión de ejercicio excéntrico en hombres sanos*,

- físicamente activos. Universidad Industrial de Santander. Universidad Industrial de Santander.*
- Camacho, M., Herrera, E., Barela, J., & Delgado-Díaz, D. (2020). Kinesiotaping Diminishes Delayed Muscle Soreness but does not Improve Muscular Performance. *International Journal of Sports Medicine*, 41(09), 596–602. <https://doi.org/10.1055/a-1088-5223>
- Campbell, J. (2016). *Encyclopedia of Science*. Salem Press.
- Carregaro, R., Cunha, R., Cardoso, J., Pinto, R., & Bottaro, M. (2011). Effects of different methods of antagonist muscles pre-activation on knee extensors neuromuscular responses. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 15(6), 4520–459. <https://doi.org/10.1590/S1413-35552011005000028>
- Carter, R., Lubinsky, J., & Domholdt, E. (2011a). Experimental designs. In F. Edition (Ed.), *Rehabilitation Research. Principles and applications* (pp. 105–116). Elsevier.
- Carter, R., Lubinsky, J., & Domholdt, E. (2011b). Selection and Assignment of participants. In *Rehabilitation Research. Principles and Applications* (Fourth edi, pp. 92–104). Elsevier.
- Carter, R., Lubinsky, J., & Domholdt, E. (2011c). Statistical Analysis of differences: The basics. In *Rehabilitation Research. Principles and Applications* (Fourth edi, pp. 277–293). Elsevier.
- Castellani, J., Zambraski, E., Sawka, M., & Urso, M. (2016). Does high muscle temperature accentuate skeletal muscle injury from eccentric exercise? *Physiological Reports*, 4(9), e12777. <https://doi.org/10.14814/phy2.12777>
- Chapman, D., Newton, M., McGuigan, M., & Nosaka, K. (2008). Effect of Lengthening Contraction Velocity on Muscle Damage of the Elbow Flexors. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(5), 926–933. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318168c82d>
- Chen, T., Lin, K., Chen, H., Lin, M., & Nosaka, K. (2011). Comparison in eccentric exercise-

- induced muscle damage among four limb muscles. *European Journal of Applied Physiology*, 111(2), 211–223. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1648-7>
- Chen, W., Su, F., & Chou, Y. (1994). Significance of Acceleration Period in a Dynamic Strength Testing Study. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 19(6), 324–330. <https://doi.org/10.2519/jospt.1994.19.6.324>
- Cheung, K., Hume, P., & Maxwell, L. (2003). Delayed Onset Muscle Soreness. *Sports Medicine*, 33(2), 145–164. <https://doi.org/10.2165/00007256-200333020-00005>
- Chongsatientam, A., & Yimlamai, T. (2016). Therapeutic Pulsed Ultrasound Promotes Revascularization and Functional Recovery of Rat Skeletal Muscle after Contusion Injury. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 42(12), 2938–2949. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2016.08.004>
- Clarkson, P., & Hubal, M. (2002). Exercise-Induced Muscle Damage in Humans. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 81(Supplement), S52–S69. <https://doi.org/10.1097/00002060-200211001-00007>
- Cohen, J. (1992). A power primer. *Psychological Bulletin*, 112(1), 155–159. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.112.1.155>
- Costamagna, D., Costelli, P., Sampaolesi, M., & Penna, F. (2015). Role of Inflammation in Muscle Homeostasis and Myogenesis. *Mediators of Inflammation*, 2015, 1–14. <https://doi.org/10.1155/2015/805172>
- Craig, C., Marshall, A., Bauman, A., Booth, M., Ainsworth, B., Pratt, M., Ekelund, U., Yngve, A., Sallis, J., & Oja, P. (2003). International Physical Activity Questionnaire: 12-Country Reliability and Validity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(8), 1381–1395. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000078924.61453.FB>

- Craig, J., Bradley, J., Walsh, D., Baxter, G., & Allen, J. (1999). Delayed onset muscle soreness: Lack of effect of therapeutic ultrasound in humans. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(3), 318–323. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(99\)90144-2](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(99)90144-2)
- Delgado-Díaz, D. (2012). *Functional and molecular effects of therapeutic ultrasound on skeletal muscle repair*. University of South Carolina.
- Delgado-Díaz, D., Gordon, B., Dompier, T., Burgess, S., Dumke, C., Mazoué, C., Caldwell, T., & Kostek, M. (2011). Therapeutic Ultrasound Affects IGF-1 Splice Variant Expression in Human Skeletal Muscle. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(10), 2233–2241. <https://doi.org/10.1177/0363546511414857>
- Demchak, T., Straub, S., & Johns, L. (2007). Ultrasound Heating Is Curvilinear in Nature and Varies between Transducers from the Same Manufacturer. *Journal of Sport Rehabilitation*, 16(2), 122–130. <https://doi.org/10.1123/jsr.16.2.122>
- Douglas, J., Pearson, S., Ross, A., & McGuigan, M. (2017). Eccentric Exercise: Physiological Characteristics and Acute Responses. In *Sports Medicine* (Vol. 47, Issue 4, pp. 663–675). Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0624-8>
- Draper, D., Castel, J., & Castel, D. (1995). Rate of Temperature Increase in Human Muscle During 1 MHz and 3 MHz Continuous Ultrasound. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 22(4), 142–150. <https://doi.org/10.2519/jospt.1995.22.4.142>
- Draper, D., & Ricard, M. (1995). Rate of Temperature Decay in Human Muscle Following 3 MHz Ultrasound: The Stretching Window Revealed. *Journal of Athletic Training*, 30(4), 304–307. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16558352>
- Draper, D., Schulthies, S., Sorvisto, P., & Hautala, A. (1995). Temperature Changes in Deep Muscles of Humans During Ice and Ultrasound Therapies: An In Vivo Study. *Journal of*

- Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 21(3), 153–157.
<https://doi.org/10.2519/jospt.1995.21.3.153>
- Dueweke, J., Awan, T., & Mendias, C. (2017). Regeneration of Skeletal Muscle After Eccentric Injury. *Journal of Sport Rehabilitation*, 26(2), 171–179. <https://doi.org/10.1123/jsr.2016-0107>
- Ema, R., Nosaka, K., Kawashima, R., Kanda, A., Ikeda, K., & Akagi, R. (2021). Muscle length influence on rectus femoris damage and protective effect in knee extensor eccentric exercise. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 31(3), 597–609. <https://doi.org/10.1111/sms.13890>
- English, R., Brannock, M., Chik, W., Eastwood, L., & Uhl, T. (2006). The Relationship between Lower Extremity Isokinetic Work and Single-Leg Functional Hop-Work Test. *Journal of Sport Rehabilitation*, 15(2), 95–104. <https://doi.org/10.1123/jsr.15.2.95>
- Fabrizio, P., Schmidt, J., Clemente, F., Lankiewicz, L., & Levine, Z. (1996). Acute Effects of Therapeutic Ultrasound Delivered at Varying Parameters on the Blood Flow Velocity in a Muscular Distribution Artery. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 24(5), 294–302. <https://doi.org/10.2519/jospt.1996.24.5.294>
- Fatouros, I., & Jamurtas, A. (2016). Insights into the molecular etiology of exercise-induced inflammation: opportunities for optimizing performance. *Journal of Inflammation Research*, 9, 175–186. <https://doi.org/10.2147/JIR.S114635>
- Fischer, A. (1987). Pressure algometry over normal muscles. Standard values, validity and reproducibility of pressure threshold. *Pain*, 30(1), 115–126. [https://doi.org/10.1016/0304-3959\(87\)90089-3](https://doi.org/10.1016/0304-3959(87)90089-3)
- Fochi, A., Damas, F., Berton, R., Alvarez, I., Miquelini, M., Salvini, T., & Libardi, C. (2016).

- Greater eccentric exercise-induced muscle damage by large versus small range of motion with the same end-point. *Biology of Sport*, 33(3), 285–289. <https://doi.org/10.5604/20831862.1208480>
- Freitas, F. (2014). *Efeito do ultrassom terapeutico pulsado sobre o dano muscular induzido pelo exercicio. Universidade Federal do Rio Grande do Sul.*
- Freitas, L., Freitas, T., Silveira, P., Rocha, L., Pinho, R., & Streck, E. (2007). Effect of therapeutic pulsed ultrasound on parameters of oxidative stress in skeletal muscle after injury. *Cell Biology International*, 31(5), 482–488. <https://doi.org/10.1016/j.cellbi.2006.11.015>
- Freitas, R., Oliveira, M., Sbruzzi, G., & Silveira, S. (2017). Therapeutic ultrasound in muscle injury induced by eccentric exercise: systematic review and meta-analysis of randomized clinical trials. *Sport Sciences for Health*, 13(3), 443–451. <https://doi.org/10.1007/s11332-016-0325-6>
- Friden, J., & Lieber, R. (1992). Structural and mechanical basis of exercise-induced muscle injury. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24(5), 521–530. <https://doi.org/10.1249/00005768-199205000-00005>
- Fridén, J., & Lieber, R. (2001). Eccentric exercise-induced injuries to contractile and cytoskeletal muscle fibre components. *Acta Physiologica Scandinavica*, 171(3), 321–326. <https://doi.org/10.1046/j.1365-201x.2001.00834.x>
- Furusawa, Y., Hassan, M., Zhao, Q., Ogawa, R., Tabuchi, Y., & Kondo, T. (2014). Effects of therapeutic ultrasound on the nucleus and genomic DNA. *Ultrasonics Sonochemistry*, 21(6), 2061–2068. <https://doi.org/10.1016/j.ultsonch.2014.02.028>
- Gallagher, E., Liebman, M., & Bijur, P. (2001). Prospective validation of clinically important changes in pain severity measured on a visual analog scale. *Annals of Emergency Medicine*,

- 38(6), 633–638. <https://doi.org/10.1067/mem.2001.118863>
- Gallo, J., Draper, D., Brody, L., & Fellingham, G. (2004). A Comparison of Human Muscle Temperature Increases During 3-MHz Continuous and Pulsed Ultrasound With Equivalent Temporal Average Intensities. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 34(7), 395–401. <https://doi.org/10.2519/jospt.2004.34.7.395>
- Ganesan, S., Pearce, S., Gabler, N., Baumgard, L., Rhoads, R., & Selsby, J. (2018). Short-term heat stress results in increased apoptotic signaling and autophagy in oxidative skeletal muscle in *Sus scrofa*. *Journal of Thermal Biology*, 72, 73–80. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2018.01.003>
- Gómez, A., Casas, M., & Gómez, P. (2014). Creatin-cinasa (CK total). Descripción y utilidad clínica. In *Interpretación clínica del laboratorio* (Octava edi, pp. 164–165). Editorial Medica Panamericana.
- Gordis, L. (2014). Ensayos aleatorizados: algunos aspectos adicionales. In *Epidemiología* (pp. 155–174). Elsevier Saunders.
- Hasson, S., Mundorf, R., Barnes, W., Williams, J., & Fujii, M. (1990). Effect of pulsed ultrasound versus placebo on muscle soreness perception and muscular performance. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 22(4), 199–205. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2263920>
- Heidlauf, T., Klotz, T., Rode, C., Siebert, T., & Röhrle, O. (2017). A continuum-mechanical skeletal muscle model including actin-titin interaction predicts stable contractions on the descending limb of the force-length relation. *PLOS Computational Biology*, 13(10), e1005773. <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1005773>
- Hoffman, B., Cresswell, A., Carroll, T., & Lichtwark, G. (2014). Muscle fascicle strains in human

- gastrocnemius during backward downhill walking. *Journal of Applied Physiology*, 116(11), 1455–1462. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01431.2012>
- Hoffman, B., Creswell, A., Carroll, T., & Lichtwark, G. (2016). Protection from Muscle Damage in the Absence of Changes in Muscle Mechanical Behavior. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 48(8), 1495–1505. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000920>
- Hsieh, Y. (2008). Peripheral Therapeutic Ultrasound Stimulation Alters the Distribution of Spinal C-Fos Immunoreactivity Induced by Early Or Late Phase of Inflammation. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 34(3), 475–486. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2007.09.007>
- Hubal, M., Rubinstein, S., & Clarkson, P. (2007). Mechanisms of Variability in Strength Loss after Muscle-Lengthening Actions. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(3), 461–468. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000247007.19127.da>
- Hyldahl, R., Olson, T., Welling, T., Groscost, L., & Parcell, A. (2014). Satellite cell activity is differentially affected by contraction mode in human muscle following a work-matched bout of exercise. *Frontiers in Physiology*, 5, 1–12. <https://doi.org/10.3389/fphys.2014.00485>
- Ilham, S., Chen, L., Guo, T., Emadi, S., Hoshino, K., & Feng, B. (2018). In vitro single-unit recordings reveal increased peripheral nerve conduction velocity by focused pulsed ultrasound. *Biomed Phys Eng Express*, 4(4), 1–20. <https://doi.org/10.1088/2057-1976/aabef1>
- Instruments, W. (n.d.). *Force dial™ FDK/FDN force gage* (pp. 1–2). <https://www.wagnerinstruments.com/image/catalog/products/manuals/fdk.pdf>
- Cuestionario Internacional de Actividad Física. Versión larga. Formato autoadministrado-últimos 7 días. Para uso con jóvenes y adultos de mediana edad (15-69 años), (2002).

- <https://docs.google.com/viewer?a=v&pid=sites&srcid=ZGVmYXVsdGRvbWFpbnx0aGVpcGFxfGd4OjQ5YTlkNWNjMmY1ZmUwMTU>
- Izadifar, Z., Babyn, P., & Chapman, D. (2017). Mechanical and Biological Effects of Ultrasound: A Review of Present Knowledge. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 43(6), 1085–1104. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2017.01.023>
- Järvinen, T., Järvinen, T., Kääriäinen, M., Äärimaa, V., Vaittinen, S., Kalimo, H., & Järvinen, M. (2007). Muscle injuries: optimising recovery. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 21(2), 317–331. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2006.12.004>
- Järvinen, T., Järvinen, T., Kääriäinen, M., Kalimo, H., & Järvinen, M. (2005). Muscle Injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(5), 745–764. <https://doi.org/10.1177/0363546505274714>
- Järvinen, T., Kääriäinen, M., Äärimaa, V., Järvinen, M., & Kalimo, H. (2008). Skeletal Muscle Repair After Exercise-Induced Injury. In *Skeletal Muscle Repair and Regeneration* (First Edit, pp. 217–242). Springer Netherlands. https://doi.org/10.1007/978-1-4020-6768-6_11
- Johns, L. (2002). Nonthermal effects of therapeutic ultrasound: the frequency resonance hypothesis. *Journal of Athletic Training*, 37(3), 293–299. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16558674>
- Johnson, M., Polgar, J., Weightman, D., & Appleton, D. (1973). Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. *Journal of the Neurological Sciences*, 18(1), 111–129. [https://doi.org/10.1016/0022-510X\(73\)90023-3](https://doi.org/10.1016/0022-510X(73)90023-3)
- Karnes, J., & Burton, H. (2002). Continuous therapeutic ultrasound accelerates repair of contraction-induced skeletal muscle damage in rats. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(1), 1–4. <https://doi.org/10.1053/apmr.2002.26254>

- Katch, V., McArdle, W., & Katch, F. (2011). El sistema cardiovascular y el ejercicio. In *Fisiología del ejercicio. Fundamentos* (Cuarta edi, pp. 301–335). Editorial Medica Panamericana.
- Kawamura, T., Suzuki, K., Takahashi, M., Tomari, M., Hara, R., Gando, Y., & Muraoka, I. (2018). Involvement of Neutrophil Dynamics and Function in Exercise-Induced Muscle Damage and Delayed-Onset Muscle Soreness: Effect of Hydrogen Bath. *Antioxidants*, 7(10), 127. <https://doi.org/10.3390/antiox7100127>
- Kenny, G., Reardon, F., Zaleski, W., Reardon, M., Haman, F., & Ducharme, M. (2003). Muscle temperature transients before, during, and after exercise measured using an intramuscular multisensor probe. *Journal of Applied Physiology*, 94(6), 2350–2357. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01107.2002>
- Kenton, K., & Brubaker, L. (2002). Relationship between levator ani contraction and motor unit activation in the urethral sphincter. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 187(2), 403–406. <https://doi.org/10.1067/mob.2002.123939>
- Reliability and Validity of a Pressure Algometer, 23 *Journal of Strength and Conditioning Research* 312 (2009). <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31818f051c>
- Koh, T. (2008). Physiology and Mechanism of Skeletal Muscle Damage. In *Skeletal muscle damage and repair* (First Edit, pp. 3–12).
- Koskinen, S., Kyröläinen, H., Flink, R., Selänne, H., Gagnon, S., Ahtiainen, J., Nindl, B., & Lehti, M. (2017). Human skeletal muscle type 1 fibre distribution and response of stress-sensing proteins along the titin molecule after submaximal exhaustive exercise. *Histochemistry and Cell Biology*, 148(5), 545–555. <https://doi.org/10.1007/s00418-017-1595-z>
- Kristensen, O., Stenager, E., & Dalgas, U. (2017). Muscle Strength and Poststroke Hemiplegia: A Systematic Review of Muscle Strength Assessment and Muscle Strength Impairment.

- Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 98(2), 368–380.
<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2016.05.023>
- Lehnert, M., Urban, J., Prochazka, J., & Psotta, R. (2011). Isokinetic strength of knee flexors and extensors of adolescent soccer players and its changes based on movement speed and age. *Acta Gymnica*, 41(2), 45–53. <https://doi.org/10.5507/ag.2011.012>
- Locke, M., & Nussbaum, E. (2001). Continuous and pulsed ultrasound do not increase heat shock protein 72 content. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 27(10), 1413–1419.
[https://doi.org/10.1016/S0301-5629\(01\)00439-2](https://doi.org/10.1016/S0301-5629(01)00439-2)
- Macgregor, L., & Hunter, A. (2018). High-threshold motor unit firing reflects force recovery following a bout of damaging eccentric exercise. *PLOS ONE*, 13(4), e0195051.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0195051>
- MacIntosh, B. R. (2017). Recent developments in understanding the length dependence of contractile response of skeletal muscle. *European Journal of Applied Physiology*, 117(6), 1059–1071. <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3591-3>
- Maeo, S., Saito, A., Otsuka, S., Shan, X., Kanehisa, H., & Kawakami, Y. (2018). Localization of muscle damage within the quadriceps femoris induced by different types of eccentric exercises. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 28(1), 95–106.
<https://doi.org/10.1111/sms.12880>
- Marsh-Richard, D., Hatzis, E., Mathias, C., Venditti, N., & Dougherty, D. (2009). Adaptive Visual Analog Scales (AVAS): A modifiable software program for the creation, administration, and scoring of visual analog scales. *Behavior Research Methods*, 41(1), 99–106.
<https://doi.org/10.3758/BRM.41.1.99>
- McBrier, N., Lekan, J., Druhan, L., Devor, S., & Merrick, M. (2007). Therapeutic Ultrasound

- Decreases Mechano-Growth Factor Messenger Ribonucleic Acid Expression After Muscle Contusion Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(7), 936–940. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.04.005>
- Miller, D. (2007). Overview of experimental studies of biological effects of medical ultrasound caused by gas body activation and inertial cavitation. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 93(1–3), 314–330. <https://doi.org/10.1016/j.pbiomolbio.2006.07.027>
- Miller, M., Longoria, J., Cheatham, C., Baker, R., & Michael, T. (2008). Intramuscular temperature differences between the mid-point and peripheral effective radiating area with ultrasound. *Journal of Sports Science & Medicine*, 7(2), 286–291. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24149462>
- RESOLUCION NUMERO 8430 DE 1993, 1 (1993). <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/DIJ/RESOLUCION-8430-DE-1993.PDF>
- Mizumura, K., & Taguchi, T. (2016). Delayed onset muscle soreness: Involvement of neurotrophic factors. *The Journal of Physiological Sciences*, 66(1), 43–52. <https://doi.org/10.1007/s12576-015-0397-0>
- Mohd, N., & Wah, Y. (2011). Power Comparisons of Shapiro-Wilk, Kolmogorov-Smirnov, Lilliefors and Anderson-Darling Tests. *Journal of Statitical Modeling and Analytics*, 2(1), 21–33. https://www.researchgate.net/publication/267205556_Power_Comparisons_of_Shapiro-Wilk_Kolmogorov-Smirnov_Lilliefors_and_Anderson-Darling_Tests
- Morishita, K., Karasuno, H., Yokoi, Y., Morozumi, K., Ogihara, H., Ito, T., Fujiwara, T., Fujimoto, T., & Abe, K. (2014). Effects of therapeutic ultrasound on intramuscular blood circulation

- and oxygen dynamics. *Journal of the Japanese Physical Therapy Association = Rigaku Ryoho*, 17(1), 1–7. https://doi.org/10.1298/jjpta.Vol17_001
- Nasrabadi, R., Izanloo, Z., Sharifnezad, A., Hamedinia, M., & Hedayatpour, N. (2018). Muscle fiber conduction velocity of the vastus medialis and lateralis muscle after eccentric exercise induced-muscle damage. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 43, 118–126. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.06.008>
- Newham, D. (1988). The consequences of eccentric contractions and their relationship to delayed onset muscle pain. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 57(3), 353–359. <https://doi.org/10.1007/BF00635995>
- Newham, D., Jones, D., Ghosh, G., & Aurora, P. (1988). Muscle fatigue and pain after eccentric contractions at long and short length. *Clinical Science*, 74(5), 553–557. <https://doi.org/10.1042/cs0740553>
- Nosaka, K., Newton, M., & Sacco, P. (2002). Delayed-onset muscle soreness does not reflect the magnitude of eccentric exercise-induced muscle damage. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 12(6), 337–346. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0838.2002.10178.x>
- Nugent, E., Snodgrass, S., & Callister, R. (2015). The effect of velocity and familiarisation on the reproducibility of isokinetic dynamometry. In *Isokinetics and Exercise Science*. <https://doi.org/10.3233/IES-150582>
- Nuttall, F. Q. (2015). Body Mass Index. *Nutrition Today*, 50(3), 117–128. <https://doi.org/10.1097/NT.0000000000000092>
- O'Brien, W. D. (2007). Ultrasound–biophysics mechanisms. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 93(1–3), 212–255. <https://doi.org/10.1016/j.pbiomolbio.2006.07.010>

- Özden, Ö., Vildan, Ö., V, S., & Meray, J. (2013). Test-Retest and Inter-Rater Reliability of Isokinetic Ankle Dorsiflexor and Plantar Flexor Strength Measurement in Healthy Adults. *Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 59, 32–35. <https://doi.org/10.4274/03264>
- Parhizgar, S., & Ekhtiari, H. (2010). A review on experimental assessments of pain threshold in healthy human subjects. *Basic and Clinical Neuroscience*, 1(4), 62–67. <https://bibliotecavirtual.uis.edu.co:2173/docview/1990158482?pq-origsite=primo>
- Paulsen, G., Mikkelsen, U., Raastad, T., & Peake, J. (2012). Leucocytes, cytokines and satellite cells: what role do they play in muscle damage and regeneration following eccentric exercise? *Exercise Immunology Review*, 18(1), 42–97. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181ac7afa>
- Physitemp Instruments INC. (n.d.). *Operating Manual. BAT-10 Multipurpose Thermometer* (pp. 1–11). https://physitemp.com/_assets/pdf/BAT-10-Multipurpose-Thermometer-with-tables.pdf
- Pincheira, P., Hoffman, B., Cresswell, A., Carroll, T., Brown, N., & Lichtwark, G. (2018). The repeated bout effect can occur without mechanical and neuromuscular changes after a bout of eccentric exercise. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 28(10), 2123–2134. <https://doi.org/10.1111/sms.13222>
- Pincivero, D., Lephart, S., & Karunakara, R. (1997). Reliability and Precision of Isokinetic Strength and Muscular Endurance for the Quadriceps and Hamstrings. *International Journal of Sports Medicine*, 18(02), 113–117. <https://doi.org/10.1055/s-2007-972605>
- Pokora, I., Kempa, K., Chrapusta, S., & Langfort, J. (2014). Effects of downhill and uphill exercises of equivalent submaximal intensities on selected blood cytokine levels and blood

- creatine kinase activity. *Biology of Sport*, 31(3), 173–178.
<https://doi.org/10.5604/20831862.1111434>
- Proske, U., & Allen, T. (2005). Damage to Skeletal Muscle from Eccentric Exercise. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 33(2), 98–104. <https://doi.org/10.1097/00003677-200504000-00007>
- Pua, Y., Ho, J., Chan, S., Khoo, S., & Chong, H. (2017). Associations of isokinetic and isotonic knee strength with knee function and activity level after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective cohort study. *The Knee*, 24(5), 1067–1074.
<https://doi.org/10.1016/j.knee.2017.06.014>
- Ramsey, K., Bakker, A., & Pinniger, G. (2010). Fiber-type dependence of stretch-induced force enhancement in rat skeletal muscle. *Muscle & Nerve*, 42(5), 769–777.
<https://doi.org/10.1002/mus.21744>
- Rantanen, J., Thorsson, O., Wollmer, P., Hurme, T., & Kalimo, H. (1999). Effects of Therapeutic Ultrasound on the Regeneration of Skeletal Myofibers After Experimental Muscle Injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 27(1), 54–59.
<https://doi.org/10.1177/03635465990270011701>
- Reina, D. (2017). *Efecto de dos dosis de aplicación de crioterapia sobre el dolor muscular de aparición tardía y el desempeño muscular, en hombre jóvenes sometidos a un protocolo de ejercicio excéntrico*. Universidad Industrial de Santander.
- Relaix, F., & Zammit, P. (2012). Satellite cells are essential for skeletal muscle regeneration: the cell on the edge returns centre stage. *Development*, 139(16), 2845–2856.
<https://doi.org/10.1242/dev.069088>
- Robertson, V., & Spurrirt, D. (1998). Electrophysical Agents: Implications of their Availability

- and Use in Undergraduate Clinical Placements. *Physiotherapy*, 84(7), 335–344.
[https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)63462-1](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(05)63462-1)
- Robinson, S., & Buono, M. (1995). Effect of Continuous-Wave Ultrasound on Blood Flow in Skeletal Muscle. *Physical Therapy*, 75(2), 145–149. <https://doi.org/10.1093/ptj/75.2.145>
- Rubin, D. (2019). Needle electromyography: Basic concepts. In *Handbook of Clinical Neurology* (Vol. 160, pp. 243–256). <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-64032-1.00016-3>
- Schmidt, P., & Carter, J. (1990). Static and dynamic differences among five types of skinfold calipers. *Human Biology*, 62(3), 369–388. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2373507>
- Smith, C., Kruger, M., Smith, R., & Myburgh, K. (2008). The Inflammatory Response to Skeletal Muscle Injury. *Sports Medicine*, 38(11), 947–969. <https://doi.org/10.2165/00007256-200838110-00005>
- Stay, J., Richard, M., Draper, D., Schulthies, S., & Durrant, E. (1998). Pulsed ultrasound fails to diminish delayed-onset muscle soreness symptoms. *Journal of Athletic Training*, 33(4), 341–346. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16558532>
- Stožer, A., Vodopivec, P., & Križančić, L. (2020). Pathophysiology of exercise-induced muscle damage and its structural, functional, metabolic, and clinical consequences. *Physiological Research*, 69(4), 565–598. <https://doi.org/10.33549/physiolres.934371>
- Suganthirababu, P., Alagesan, J., Prathap, L., Manikumar, M., Kumaresan, A., & Banu, N. (2019). Action of Ultrasound Therapy in Altering Motor Nerve Conduction Velocity of Ulnar Nerve. *Biomedical & Pharmacology Journal*, 12(June), 843–848.
<https://doi.org/10.13005/bpj/1708>
- ter Haar, G. (2007). Therapeutic applications of ultrasound. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 93(1–3), 111–129. <https://doi.org/10.1016/j.pbiomolbio.2006.07.005>

- Tidball, J., Dorshkind, K., & Wehling-Henricks, M. (2014). Shared signaling systems in myeloid cell-mediated muscle regeneration. *Development*, 141(6), 1184–1196. <https://doi.org/10.1242/dev.098285>
- Tierney, M., & Sacco, A. (2016). Satellite Cell Heterogeneity in Skeletal Muscle Homeostasis. *Trends in Cell Biology*, 26(6), 434–444. <https://doi.org/10.1016/j.tcb.2016.02.004>
- Tiidus, P. (2008). Ultrasound. In *Skeletal muscle damage and repair* (First edit, pp. 203–2018). Human Kinetics.
- Turner, P., & Whitfield, T. (1997). A multidimensional scaling analysis of the techniques that physiotherapists use. *Physiotherapy Research International*, 2(4), 237–254. <https://doi.org/10.1002/pri.109>
- van Cingel, R., Kleinrensink, G., Uitterlinden, E., Rooijens, P., Mulder, P., Aufdemkampe, G., & Stoeckart, R. (2006). Repeated Ankle Sprains and Delayed Neuromuscular Response: Acceleration Time Parameters. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36(2), 72–79. <https://doi.org/10.2519/jospt.2006.36.2.72>
- Vered, E., Oved, L., Zilberg, D., & Kalichman, L. (2016). Influence of kinesio tape application direction on peak force of biceps brachii muscle: A repeated measurement study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 20(1), 203–207. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2015.04.004>
- Waller, R., Straker, L., O'Sullivan, P., Sterling, M., & Smith, A. (2015). Reliability of pressure pain threshold testing in healthy pain free young adults. *Scandinavian Journal of Pain*, 9(1), 38–41. <https://doi.org/10.1016/j.sjpain.2015.05.004>
- Warden, S., & McMeeken, J. (2002). Ultrasound usage and dosage in sports physiotherapy. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 28(8), 1075–1080. <https://doi.org/10.1016/S0301->

5629(02)00552-5

- Warren, G., Ingalls, C., Lowe, D., & Armstrong, R. (2002). What Mechanisms Contribute to the Strength Loss That Occurs During and in the Recovery from Skeletal Muscle Injury? *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 32(2), 58–64.
- Warren, G., Lowe, D., & Armstrong, R. (1999). Measurement Tools Used in the Study of Eccentric Contraction???Induced Injury. *Sports Medicine*, 27(1), 43–59. <https://doi.org/10.2165/00007256-199927010-00004>
- Wessling, K., DeVane, D., & Hylton, C. (1987). Effects of Static Stretch Versus Static Stretch and Ultrasound Combined on Triceps Surae Muscle Extensibility in Healthy Women. *Physical Therapy*, 67(5), 674–679. <https://doi.org/10.1093/ptj/67.5.674>
- Yang, W., & Hu, P. (2018). Skeletal muscle regeneration is modulated by inflammation. *Journal of Orthopaedic Translation*, 13, 25–32. <https://doi.org/10.1016/j.jot.2018.01.002>
- Yu, T., Ferdjallah, I., Elenberg, F., Chen, S., Deuster, P., & Chen, Y. (2018). Mitochondrial fission contributes to heat-induced oxidative stress in skeletal muscle but not hyperthermia in mice. *Life Sciences*, 200, 6–14. <https://doi.org/10.1016/j.lfs.2018.02.031>

Apéndices

Apéndice A. Dominios de desempeño muscular propuestos por Amaral y cols

Dominio	Nombre del dominio	Variables
1	Capacidad de generación de torque	Trabajo máximo
		Trabajo total
		Torque máximo
2	Variación en la capacidad de generación de torque en una serie de repeticiones	Número de contracciones musculares realizadas hasta la generación del máximo trabajo
		Porcentaje de trabajo hasta la fatiga
3	Capacidad de aceleración del movimiento	Tiempo de aceleración
4	Factores mecánicos y fisiológicos relacionados con la generación del torque	Ángulo de torque máximo
5	Capacidad de desaceleración del movimiento	Tiempo de desaceleración

Apéndice B. Curso temporal de las perturbaciones fisiológicas después de un modelo de lesión experimental basado en ejercicio excéntrico

T I E M P O	Temporalidad	Dolor	CK	Fuerza muscular	Inflamación	
					Aguda	Crónica
	Estímulo de ejercicio			↓↓↓	↑	
	1-12 horas			↓↓↓	↑↑↑	
	24 horas pos ejercicio	↑↑↑	↑	↓↓↓	↑	
	48 horas pos ejercicio	↑↑↑	↑	↓↓		↑
	3-5 días pos ejercicio	↑	↑↑	↓		↑↑
	5-7 días pos ejercicio	↑	↑↑↑	↓		↑↑↑
	> 7 días pos ejercicio		↑↑	↓		↑↑

Curso de las perturbaciones fisiológicas después de la lesión muscular inducida por

EE. Una flecha: incremento/disminución leve, dos flechas: incremento/disminución moderada, tres flechas: incremento/disminución severa. CK: Creatin Kinasa. **Adaptado de:** Clarkson P, Hubal M. Exercise-Induced Muscle Damage in humans. Am J Phys Med Rehabil. 2002;81(11):52–69.

y humanos

Perturbaciones fisiológicas producto de modelos de lesión experimental basados en ejercicio excéntrico															
Autor/año	Objetivo	Población	Variables	Protocolo de ejercicio	Resultados			Conclusión	Limitaciones						
Comparación ejercicio concéntrico y excéntrico															
Pokora, 2014	Comparar los efectos del ejercicio excéntrico y concéntrico de moderada intensidad (% de VO ₂) sobre los niveles de citoquinas sanguíneas y la actividad de la enzima CK	N: 20 hombres Edad: 21,3±1,3 años	IL-6 IL-β CK TNFα	Excéntrico: Una hora de carrera cuesta abajo con inclinación de 10% al 60% del Vo2 Concéntrico: Una hora de carrera cuesta arriba con inclinación del 10% al 60% del Vo2	Concéntrico			El ejercicio excéntrico de estas características causa mayor daño muscular pero no genera mayor inflamación sistémica	No tener mediciones funcionales para correlacionarlas con las mediciones séricas de daño muscular. No mencionan como realizaron el cálculo del tamaño de la muestra						
					Excéntrico										
					IL6 (ng.l)										
					Pre	6,5	6,5								
					Inmed. Post	7,5	9,8								
					24 horas	7,6	13								
					*										
					IL-β (ng.l)										
					Pre	2,2	1,8								
					Inmed. Post	2,6	2,4								
					24 horas	2,4	1,8								
					CK (U/L)										
					Pre	140	150								
					Inmed. Post	140	180								
					24 horas	140	450								
TNFα (ng.l)															
Pre	28	28													
Inmed. Post	38	36													
24 horas	36	44													
			*Diferencia estadísticamente significativa entre grupos												
Walsh, 2004	Estudiar las diferentes propiedades del músculo después del daño	N: 18 (14 H, 4 M) Edad: 22-64 años	Fuerza muscular: CVM Dolor muscular: Umbral de presión dolorosa Ángulo de reposo del codo: goniometría	Excéntrico: 5 series de 10 contracciones. 60°/seg al 30% de la CVM ROM: 60°-0° flex. 4-5 veces Concéntrico: series de 10 repeticiones al 30% de la CVM ROM: 0°-120° flex. 50-200 levantamientos	Concéntrico			El ejercicio concéntrico no generó daño muscular	Realizaron palpación de múltiples regiones del antebrazo pero estas regiones no fueron detalladas. No todos los participantes realizaron el mismo número de repeticiones en los ejercicios entre grupos. El ROM no fue el mismo en los ejercicios. El descanso entre series no fue el mismo. No reportan los datos completos de todas las mediciones realizadas						
					Excéntrico										
					Fuerza muscular										
					Inmed. Post	-46% *	-26% *								
					2 horas	-30% *	100%								
					24 horas	-15% *									
					48 horas	-16% *									
					72 horas	-10%									
					Dolor muscular										
					24 horas	15N *	---								
					Ángulo de reposo del codo										
					Inmed. Post	8° *	---								
					24 horas	12° *	---								
										* Valore estadísticamente significativos del control					

Perturbaciones fisiológicas producto de modelos de lesión experimental basados en ejercicio excéntrico																															
Autor/año	Objetivo	Población	Variables	Protocolo de ejercicio	Resultados	Conclusión	Limitaciones																								
Newham, 1983	Investigar los efectos del ejercicio concéntrico y excéntrico sobre la fuerza voluntaria, las propiedades voluntarias del músculo y la actividad electromiográfica	N: 4 (3H, 1M) Edad: 31-45 años	Fuerza voluntaria isométrica máxima Fuerza máxima estimulada eléctricamente (fcia estimulación: 1Hz, 10, 20, 50 y 100 Hz) Patrón de activación EMG Umbral de presión dolorosa	Excéntrico: Bajar del step de 46 cm durante 15-20min. 15 ciclos/min Concéntrico: Subir el step de 46 cm durante 15-20min. 15 ciclos/min	Fuerza voluntaria isométrica máxima: ↓estadísticamente significativa (p<0,001) después del ejercicio excéntrico. A las 24 horas se encontraba en los niveles basales. Fuerza máxima estimulada eléctricamente: índice de fatiga de baja frecuencia (T10/50%). ↓ en el índice en ambos grupos. <table><tr><td></td><td>Concéntrico</td><td></td><td>Excéntrico</td></tr><tr><td>2min</td><td>50%</td><td>*</td><td>38%</td></tr><tr><td>10 min</td><td>60%</td><td>*</td><td>38%</td></tr><tr><td>1 hora</td><td>70%</td><td>*</td><td>45%</td></tr><tr><td>5 horas</td><td>73%</td><td></td><td>45%</td></tr><tr><td>24 horas</td><td>70%</td><td></td><td>80%</td></tr></table> *(p<0.001) Diferencias estadísticamente significativas entre grupos EMG Concéntrico: No incrementos en la EMG del cuádriceps durante la prueba o durante la evaluación. Excéntrico: Incrementos en la EMG del cuádriceps hasta 160% durante la actividad y hasta 250% durante la evaluación posterior. Dolor: dolor máximo a las 24-48 en el grupo de ejercicio excéntrico que desapareció a los 4 días. Menor umbral de presión dolorosa en la parte distal medial y lateral del cuádriceps.		Concéntrico		Excéntrico	2min	50%	*	38%	10 min	60%	*	38%	1 hora	70%	*	45%	5 horas	73%		45%	24 horas	70%		80%	El ejercicio excéntrico genera daño muscular (menor fuerza máxima voluntaria y estimulada eléctricamente, mayor dolor) y fatiga de baja frecuencia	Rango etario muy grande entre los participantes del estudio. No todos realizaron el mismo trabajo muscular. Hubo personas que realizaron más ascensos/descensos del step. Pequeño tamaño de muestra y no reportan como fue calculado. No presentan los resultados de todas las mediciones (hay resultados que resumen en texto pero no presentan el dato). No es clara la localización del dolor de la forma como la presentan en la imagen. No reportaron los datos en una tabla para una mejor comprensión.
	Concéntrico		Excéntrico																												
2min	50%	*	38%																												
10 min	60%	*	38%																												
1 hora	70%	*	45%																												
5 horas	73%		45%																												
24 horas	70%		80%																												
Cambios ultraestructurales																															
Maeo, 2018	Caracterizar la localización de la lesión inducida por diferentes tipos de ejercicio excéntrico del cuádriceps femoral utilizando resonancia magnética	N: 33 hombres Edad: 25.8±3.8 años	Torque máximo isométrico: dinamometría isocinética T2: resonancia magnética Dolor muscular: presión	Contracción excéntrica de los extensores de la rodilla: 5 series de 10 repeticiones del 90% RM. ROM (10°-100° flexión) Sentadilla excéntrica: 5 series de 10 repeticiones del 90% RM. ROM (0°-90° flexión) Caminar en descenso: 60 minutos con inclinación del 10%, Km/h, cargando un equivalente al 20% del peso corporal	<table><tr><td>Torque máximo (Nm)</td><td>Pre</td><td>24h</td><td>48h</td><td>72h</td></tr><tr><td>Extensiones de rodilla</td><td>240</td><td>200*</td><td>210*</td><td>220</td></tr><tr><td>Sentadilla</td><td>230</td><td>200*</td><td>210</td><td>220</td></tr><tr><td>Caminata</td><td>210</td><td>200*</td><td>200</td><td>200</td></tr></table> *p>0,001 con respecto al basal T2 Extensiones de rodilla Recto femoral prox. 24,5±1,6 26.3±1.7 26.8±2.9 d:1,09 Sentadilla Vasto medial int. 30.2±1.3 31.0±1.0 31.1±1.1 d:1,09 Caminata Vasto medial int. 30.2±1.5 31.3±0.8 d:0,92 *p>0,001 con respecto al basal (todos los valores reportados) Dolor muscular Extensiones de rodilla	Torque máximo (Nm)	Pre	24h	48h	72h	Extensiones de rodilla	240	200*	210*	220	Sentadilla	230	200*	210	220	Caminata	210	200*	200	200	El daño muscular se localiza específicamente en el recto femoral proximal cuando se hace ejercicio excéntrico en extensión de rodilla y en la zona intermedia del vasto medial después de caminar en descenso y realizar sentadillas. El vasto lateral es el músculo que menos se afecta independientemente del ejercicio que se realice	No haber apareado los protocolos para que realizaran el mismo trabajo. Todos lo grupos no soportaron la misma carga. No reportaron el cálculo del tamaño de la muestra				
Torque máximo (Nm)	Pre	24h	48h	72h																											
Extensiones de rodilla	240	200*	210*	220																											
Sentadilla	230	200*	210	220																											
Caminata	210	200*	200	200																											

Perturbaciones fisiológicas producto de modelos de lesión experimental basados en ejercicio excéntrico							
Autor/año	Objetivo	Población	Variables	Protocolo de ejercicio	Resultados	Conclusión	Limitaciones
					Recto femoral int. 0.5±0.5 4.5±2.2 5.1±2.4 4.1±2.7 d:2,65 Sentadilla Vasto medial int. 0.8±1.1 5.5±2.6 4.7±2.1 3.8±2.0 d:2,36 Caminata Vasto medial int. 0.5±0.7 3.1±1.3 2.5±1.6 1.8±1.1 d:2,49 *p>0,001 con respecto al basal (todos los valores reportados)		
Friden, 1983	Realizar un análisis ultra estructural más profundo de los cambios que ocurren en el músculo después del ejercicio excéntrico	N: 12 hombres Edad: 25±7 años	Fuerza máxima: torque máximo isocinético concéntrico de los extensores de rodilla. Torque máximo isométrico concéntrico de los extensores de rodilla. Cambios histológicos: microscopía electrónica	Ejercicio en un ergómetro bicicleta modificado. El participante debe frenar el movimiento del motor. Pedaleo a 60 rpm, 30 min. Intensidad de trabajo: 80%-100% del VO ₂	Torque máximo 0°/s 90°/s 180°/s 300°/s 20 min 75,5±7,8%* 87,8±12,7%*81,9±9,2*69±11,5* 3 días 87,2±8,8* 91,5±7,2 86±8,4* 82,3±7,7* 6 días 92,9±8,7* 91,8±13,8 90,5±5,1 76,3±4,5* *p<0.05 Morfología general de la fibra 3 días Incremento en las fibras con núcleos centrales en las muestras de 2 personas Secciones semidelgadas Alteraciones locales en el patrón de estriaciones de las bandas 20 min: en el 32% de las fibras 3 días: en el 52% de las fibras 6 días: en el 12% de las fibras Área de la fibra ocupada por las lesiones 20 min: 1,6±0,6 3 días: 2,4±0,9 6 días: 0,6±0,1 Microscopía electrónica Streaming, ampliación de las líneas Z y disrupciones de las mismas. Se afectan sarcómeros adyacentes. Afecta principalmente las fibras tipo II. Espacios en las líneas Z, pérdida de filamentos gruesos y mitocondrias cercanas a los lugares de la lesión. Ribosomas cercanos a los sitios de lesión a los tres días de la lesión.	El ejercicio excéntrico influencia temporalmente la fina estructura del aparato contráctil del músculo	No especifican nada al respecto del grupo control del estudio. Pequeño tamaño de muestra y no reportaron su cálculo
Newham, 1983	No tiene objetivo definido, sin embargo podría ser investigar los cambios ultraestructurales en el músculo después del ejercicio concéntrico y excéntrico	N: 4 (3H, 1M) Edad: 31-45 años	Cambios histológicos Microscopía de luz Microscopía electrónica	Excéntrico: Bajar del step durante 15-20min. 15 ciclos/min Concéntrico: Subir el step durante 15-20min. 15 ciclos/min Altura del step: 110% de la pierna.	Microscopía de luz Concéntrico: No cambios ultraestructurales de la fibra. Excéntrico: Inmed. Pos ejercicio 16% de las fibras: cambios focales 16% de las fibras: cambios extensivos 12 % de las fibras: cambios muy extensivos 58% de las fibras: normales 30 horas Pos ejercicio 6% de las fibras: cambios focales 23% de las fibras: cambios extensivos 28 % de las fibras: cambios muy extensivos 45% de las fibras: normales Microscopía electrónica Excéntrico: Inmed. Pos ejercicio	El ejercicio excéntrico genera mayores cambios ultra estructurales en el músculo. Se propone que la lesión principal es de origen mecánico.	Rango etario muy grande entre los participantes del estudio. Pequeño tamaño de muestra y no reportan como fue calculado. No muestran la apariencia de las fibras musculares del miembro inferior que realizó ejercicio excéntrico.

Perturbaciones fisiológicas producto de modelos de lesión experimental basados en ejercicio excéntrico									
Autor/año	Objetivo	Población	Variables	Protocolo de ejercicio	Resultados			Conclusión	Limitaciones
					Patrón de streaming en una o varias sarcómeras. Filamentos y organelos desorganizados. Pérdidas de líneas Z. Aparente incremento del espacio ente filamentos gruesos y delgados a nivel de la banda A. Áreas de sobre contracción con líneas Z más anchas y pérdida de líneas M. 30 horas Pos ejercicio El mismo patrón pero involucra más sarcómeras.				
Ejercicio excéntrico									
Camacho, 2017	Determinar el efecto de KT en el desempeño muscular y dolor muscular de aparición tardía después de una sesión de ejercicio excéntrico en jóvenes sanos físicamente activos	N: 66 hombres Edad: 21,1±0,5 años	Torque isométrico Torque isocinético concéntrico Trabajo muscular Dolor CK	20 series de 10 contracciones excéntricas del cuádriceps (30°-120° de flexión) con una velocidad angular de 120°/s. Un minuto de descanso entre cada serie	Torque concéntrico (Nm) Grupo control Grupo KT Grupo sham Torque Isométrico (Nm) Grupo control Grupo KT Grupo sham Trabajo Muscular (J) Grupo control Grupo KT Grupo sham Dolor (mmm) Grupo control Grupo KT Grupo sham *Diferencias significativas con respecto al nivel basal + Diferencias significativas entre grupos	pre 48h 96h	185.5±10.1 143.8±9.9* 167.5±14.8 186.7±8.6 166.2±13.5* 179.6±11.8 161.6±7.5 119.9±6.4* 149.6±8.6* 200.7±12.6 142.5±12.8* 167.1±16.7 196.9±11.1 161.4±13.4 177.7±12.5 171.4±10.1 100.1±9.1* 130.5±10.9 223.3±17.9 169.4±12.6* 197.2±18.6 229.7±13.3 190.7±15.7* 210.4 ±14.5 204.4±10.6 128±10.4* 157.4±12.5* 6.1±1.5 34.6±5.8* + 14.3±4.2 7.3±1.3 15.1±2.3* + 8.0±2.0 6.0±1.2 36.1±5.4* 15.3±2.7	El KT disminuye la intensidad del dolor muscular en el cuádriceps después de una sesión de ejercicio excéntrico, sin embargo, no tiene un impacto sobre el desempeño muscular	
Reina, 2017	Comparar los efectos de dos dosis de crioterapia sobre el dolor muscular de aparición tardía, nivel de CK y desempeño muscular (torque máximo isométrico e isocinético y trabajo) después de una sesión de ejercicio excéntrico	N: 30 hombres Edad: 20,6±1,6 años	Torque isométrico Torque isocinético concéntrico Dolor CK	20 series de 120 contracciones excéntricas del cuádriceps (30°-120° de flexión) con una velocidad angular de 120°/s. Un minuto de descanso entre cada serie	Torque concéntrico (Nm) Grupo control Grupo PH1 Grupo PH2 Torque isométrico (Nm) Grupo control Grupo PH1 Grupo PH2 Trabajo muscular Grupo control Grupo PH1 Grupo PH2 Dolor (mmm) Grupo control Grupo PH1 Grupo PH2	pre 48h 96h	179,90±36,27 122,37* 140 182,63±43,05 127,33* 125 145,43±33,44 125 150 176,17±13,90 135,88* 148 167,47±23,61 140 148 155,66±14,87 145 148 225,10±38,97 155,13* 170 222,40±51,11 147,1* 150 189,53±41,71 150 180 14,88±10,28 48,50±18,51* +30,87±28,64 11,12±10,39 35,97±16,58 * 39,45±28,45* 11,83±10,15 29,69±18,69* + 17,50±9,19	Dos aplicaciones diarias de PH fueron efectivos para atenuar el DMAT y el nivel de CK después de una SEE; Sin embargo, no presentó cambios en las variables de desempeño muscular.	El tamaño de la muestra fue insuficiente para demostrar el efecto de dos dosis de PH sobre las variables dinamométricas después de un protocolo de lesión

Perturbaciones fisiológicas producto de modelos de lesión experimental basados en ejercicio excéntrico							
Autor/año	Objetivo	Población	Variables	Protocolo de ejercicio	Resultados	Conclusión	Limitaciones
					*Diferencias significativas con respecto al nivel basal + Diferencias significativas entre grupos		
Fochi, 2016	Investigar la influencia de diferentes rangos de movimiento sobre la magnitud del daño muscular cuando ambos protocolos se realizan a la misma velocidad de excursión y el movimiento termina en el mismo ángulo	N: 12 hombres Edad: 22 ± 3.1 años	Torque máximo voluntario isométrico Rango de movimiento Dolor	Dinamometría isocinética 5 series de 6 contracciones excéntricas máximas 90°/s Arco largo: 60° flexión de codo-extensión completa RDM (120°) Arco corto: 120° flexión de codo-extensión completa RDM (60°)	Torque post 24h 48h 72h 96h Máximo (Nm) % Arco largo 55 38 39 41 47 Arco corto 57 49 50 48 54 RDM (disminución en grados) Arco largo 0 7,5 7,5 7,5 6 Arco corto 0 2,5 2 1 0 Dolor (mm) Arco largo 0 10 14 9 3 Arco corto 0 3 4,5 2 1 Diferencias estadísticamente significativas entre grupos en todas las mediciones	El ejercicio excéntrico de los flexores de codo con un RDM de 120° promueve un daño muscular de mayor magnitud comparado con el protocolo con un RDM de 60°. Esta conclusión se debe a los mayores cambios en todos los marcadores indirectos de daño muscular medidos en el protocolo de RDM de 120°	No tuvieron en cuenta el efecto del entrenamiento: diseño cruzado. No realizaron el mismo trabajo en los dos protocolos y no lo tuvieron en cuenta durante el análisis
Alemaný, 2014	Investigar la diferencia que existe entre un protocolo isocinético y uno isotónico en la habilidad de generar indicadores de daño muscular y examinar las diferencias en el pico y promedio del torque en todo el rango de movimiento	N:16 hombres Edad: 23±2,5 años	Torque máximo isométrico CK Dolor muscular	Ejercicio isotónico: 20 series de 10 repeticiones (30°-120° flexión). 1 minuto de descanso entre series Resistencia: 110% del torque pico isométrico Ejercicio isocinético: 20 series de 10 repeticiones (30°-120° flexión). 1 minuto de descanso entre series. Vel: 120°/s.	Pre Post 48h Torque máximo Isométrico Nm Isotónico 221 190* 221* Isocinético 221 160* 170* Dolor muscular Isotónico 1 7±4* Isocinético 1 4±3* CK Isotónico 99±32 U/L 488±271 U/L Isocinético 93±23 U/L 147±76 U/L	Cuando se analiza que el trabajo realizado en ambos protocolos fue el mismo se demuestra que los arcadores de daño muscular son mayores en el trabajo isotónico vs el isocinético	No es clara la escala en la que evaluaron el dolor
Hubal, 2006	Identificar los factores neurales y periféricos que subyacen a la variabilidad en la pérdida temprana de fuerza muscular después de	N: 46 (22H, 24M) Edad: 18-29 años	Torque isométrico máximo Contracción voluntaria máxima concéntrica	5 series de 10 contracciones a 60°/s 12 s descanso entre repeticiones 2 min entre series	Bajos resp Altos resp Fuerza voluntaria CVM isométrica Pre 43.4±15.0 40.9±17.0 CVM post 33.4±11.3* 21.0±9.6 CVM 24 h 35.9±14.1* 27.0±12.4 CVM 48 h 37.9±15.5* 27.8±11.9 CVM 72 h 38.8±15.9 31.5±13.3	Aunque ocurrieron algunos cambios centrales después de las contracciones excéntricas, estos cambios no se asocian con las pérdidas tempranas de fuerza	No hicieron análisis diferencial entre hombres y mujeres ya que no quedaron distribuido de manera similar entre los grupos

Perturbaciones fisiológicas producto de modelos de lesión experimental basados en ejercicio excéntrico													
Autor/año	Objetivo	Población	Variables	Protocolo de ejercicio	Resultados						Conclusión	Limitaciones	
	contracciones excéntricas		Propiedades contráctiles (torque estimulado) Características de activación central y neural EMG Activación neural (potencial de acción muscular compuesta) Tasa de activación central		CVM 96 h	42.3±15.9		34.4±14.2		después del ejercicio. Contario a lo anterior, la función periférica se afecta por las contracciones excéntricas y está mas afectada en los individuos que presentaron mayores pérdidas de fuerza indicando que los factores detrás de la variabilidad en las pérdidas tempranas de fuerza se localizan en la periferia			
					Torque isométrico								
					Máximo								
					Pre	54.5±18.3	51.8±18.8						
					Post	44.1±16.4*	34.9±13.3						
					Torque excéntrico								
					Máximo								
					Pre	59.4±18.3	51.3±20.6						
					Post	41.0±16.4	28.7±13.7						
					Torques evocados								
					Torque pos sacudida								
					Pre	8.2±2.8	7.3±3.7						
					Post	4.9±2.3	3.2±1.4						
					Estímulo tetánico								
					Pre	14.2±4.2	13.8±7.8						
					Post	11.6±6.1*	7.0±3.2						
					*Interacción significativa (grupo y tiempo)								
						Pre		Post					
					PAMC								
					Bajos resp	6.8±2.8	5.6±3.3						
					Altos resp	5.7±2.7	4.4±3.2						
					TAC								
					Bajos resp	0.98±0.05	0.96±0.05						
					Altos resp	0.99±0.05	0.98±0.05						
					EMG								
					Bajos resp	0.069±0.02	0.066±0.01						
					Altos resp	0.046±0.01	0.031±0.01						
					PACM: Potencial de acción muscular compuesto TAC: Tasa de activación central								
Chapman, 2008	Evaluar la hipótesis de que la magnitud de la lesión inducida por el ejercicio excéntrico sería mayor cuando se realiza el ejercicio a alta velocidad comparado con el	N: 17 hombres Edad: 26.3±5.1 años	Fuerza muscular: contracción isométrica e isocinética concéntrica Circunferencia del brazo: perimetría	Un grupo: 5 series de 6 repeticiones (30 repeticiones) a 30°/s y 210°/s RDM: 60° flexión-180° (extensión completa) Otro grupo: 35 series de 6 repeticiones (210	Torque post	24h	48h	72h	96h	120h	El efecto de la velocidad sobre el daño muscular incrementa cuando el número de contracciones incrementa.	La palpación para la evaluación del dolor se realizó manualmente y esto no garantiza la misma presión de manera sistemática	
					Isométrico 150° (%)								
					S30	80	90	91	96	98			
					F30	70	80	80	90	85	96		
					S210	40	70	70	78*	88*	88*		
					F210	50	55	55	54	54	57		
					*Diferencias estadísticamente significativas entre los grupos S210 y F210 a partir e las 72h pos ejercicio								

Perturbaciones fisiológicas producto de modelos de lesión experimental basados en ejercicio excéntrico												
Autor/año	Objetivo	Población	Variables	Protocolo de ejercicio	Resultados						Conclusión	Limitaciones
	ejercicio a baja velocidad cuando se realizan el mismo número de contracciones en ambos grupos		Rango de movimiento activo y flexión y extensión: goniómetro Dolor muscular CK	repeticiones) a 30°/s y 210°/s RDM: 60° flexión-180° (extensión completa)	RDM (°) post 24h 48h 72h 96h 120h S210 35 -22,5 -20 -18,5* -19 -12,5 F210 -35 -30 -30 -32,5 -32,5 -28,5 *Diferencias estadísticamente significativas entre los grupos S210 y F210 a partir e las 72h pos ejercicio CK (°) post 24h 48h 72h 96h 120h S210 0 500 600 700* 1800* 2500* F210 0 8000 1500 4500 5000 5000 *Diferencias estadísticamente significativas entre los grupos S210 y F210 a partir e las 72h pos ejercicio							
Jamurtas, 2005	Comparar los cambios en los índices de daño muscular en los flexores de codo y extensores de rodilla después de realizar ejercicio excéntrico de la misma intensidad relativa	N: 11 hombres Edad: 212 ± 1 año	CK, LDH, Mb Dolor muscular Torque excéntrico Torque isométrico RDM libre de dolor	Excéntrico de flexores de codo: 6 series de 12 repeticiones al 75% del torque máximo excéntrico a 60°/s (extensión completa-flexión completa 120°) Tiempo bajo tensión: 2,2 segundos Excéntrico de extensores de rodilla: 6 series de 12 repeticiones al 75% del torque máximo excéntrico a 60°/s (flexión completa-extensión completa 135°) Tiempo bajo tensión: 2 segundos	pre 24h 48h 72h 96h Torque Isométrico (%) Flexores 100 78* 79* 82* 83* Extensores 100 90* 95* 100* 100* Torque excéntrico (%) Flexores 100 82 78* 80* 81* Extensores 100 95 100* 105* 105* *Diferencias estadísticamente significativas entre grupos RDM Flexores 135 (0) 87.6(1.9) 83.4(2.5) 85.7(4.2) 87.1(4.4) Extensores 120 (0) 82.1(4.5) 76.7(6.1) 80.3(5.4) 87.4 (4.1) Dolor Flexores 1.0(0) 4.4(0.6) 5.0(0.8) 4.4(0.8) 3.5 (1.0) Extensores 1.0(0) 3.9(0.7) 4.5(1.0) 3.9(0.9) 2.6 (0.5) CK Flex 90(16) 402(134) 1904(1345) 3259(1512)* 3670(1531)* Ext 114(25) 254(70) 357(156) 329(130)* 459(161)* LDH Flexores 105(13) 168(18) 178(24) 279(65) 218(40) Extensores 157(26) 155(11) 178(21) 175(19) 155(19) Mb Flexores 26(2) 125(75) 526(346) 729(262)* 752(279)* Extensores 21(4) 66(20) 75(37) 75(16)* 78(20)* *Diferencias estadísticamente significativas entre grupos					La magnitud del daño muscular es mayor y la recuperación de la función muscular tarda más después del ejercicio excéntrico de los flexores de codo en comparación con los extensores de rodilla	No se puede comparar por ser músculos tan diferentes la carga de trabajo. Evaluación del dolor por auto-palpación muy subjetiva. No tuvieron el mismo tiempo bajo tensión los MMSS y los MMII.	
Newham, 1988	Investigar si el componente de la longitud muscular es una causa del	N: 8 (7H, 1M) Edad: 18-22 años	Contracción voluntaria máxima: medidor de tensión	Contracciones excéntricas máximas cada 10 segundos	Torque post 24h 48h 72h 96h Máximo (Nm) % Arco Largo 70,3(4,8)* 79.3(3.1)* 86.3(8.2) 92.9(7.3) 92.6(6.2)					La alta generación de fuerza no es el único mecanismo por el cual se genera la lesión muscular. La longitud	Falta de estandarización en el mantenimiento de la posición para trabajar en el arco largo y en el arco corto del músculo (no	

Perturbaciones fisiológicas producto de modelos de lesión experimental basados en ejercicio excéntrico							
Autor/año	Objetivo	Población	Variables	Protocolo de ejercicio	Resultados	Conclusión	Limitaciones
	fenómeno de daño muscular y dolor		Relación frecuencia-fuerza: estímulos a 1, 10, 20, 50 y 100 Hz Fuerza máxima estimulada eléctricamente Dolor: umbral de presión dolorosa	Duración de la contracción: 1 seg Duración del ejercicio: 30 min Arco corto: flexión completa-60° extensión Arco largo: 45°-180° extensión	Arco Corto 94.1(7.3) 91.3(3.8) 89.8(3.7) 98.0(3.6) 98.0(3.5) Relación 20:100 Arco Largo 35.3(9.0)* 51.1(12.7)* 66.3(14.2)* 70.0(8.8)* 61.8 3.9)* Arco Corto 67.5(6.9) 78.5(7.6) 93.5(7.3) 88.0(6.9) 88.0(9.0) Dolor Arco Largo 0 4.5(2.1) 6.2(2.0)* 5.7(3.1) 3.2(1.8) Arco Corto 0 4.3(1.2) 3.3(1.3) 2.9(1.7) 1.5(1.1) *Diferencias estadísticamente significativas entre grupos (p<0,05)	muscular a la cual los músculos se ejercitan también es un componente importante que induce lesión. Se sugiere que el daño se produce por una combinación de los dos: fuera y longitud muscular	habían arneses que amarraran los segmentos de los sujetos). Análisis estadístico. Mezclan los conceptos de daño muscular y fatiga muscular.
Revisión de la literatura efectos del UST en animales							
Balejo, 2008	Evaluar el efecto del UST pulsado sobre la estimulación de la mioregeneración y la deposición de colágeno en un modelo de lesión por laceración	30 ratas wistar adultas Edad: 90 días Peso: 350-400 g Control: 25 Tto: 25	Histoquímica (tinción colágeno y músculo) Inmunohistoquímica (miotubos y miotubos positivos para desmina) Área ocupada por colágeno intersticial	1MHz, ciclo trabajo 50%, SATA: 0.57 W/cm ² 5 min Inicio tto: 48 horas Sesiones: C4 días: 0, C7 días: 0, C14 días: 0 UST4 días: 2, UST7 días: 5, UST14 días: 12	4 días: grupo UST zona de regeneración más desarrollada con mioblastos fusionándose en miotubos y fibras de colágeno gruesas con orientación paralela entre si. Área de colágeno: 17,53 ± 6,62% vs 6,79 ± 1,32%, (p=0,0491) 7 días: ↑ el colágeno en el grupo control como signo de regeneración. Área de colágeno: 31,07 ± 7,45% vs 12,89 ± 3,08%, p=0,0020 14 días: grupo UST mostró mayor cantidad de fibras de colágeno grueso bien orientado vs un patrón 3D de colágeno fibrilar el grupo control. Área de colágeno: 30,38 ± 0,73% vs 19,12 ± 3,51%, p=0,0119. Área de células en regeneración (miotubos y miotubos): 41,66 ± 2,97% vs 34,83 ± 3,08%, p=0,025	El UST ↑ la diferenciación de líneas celulares favoreciendo la regeneración del tejido. Las fibras se estabilizan a los 7 días en el grupo de UST pero siguen ↑ en el GC	Mediciones de desmina en mioblastos y miotubos sólo a los 14 días
Matheus, 2008	Analizar las propiedades mecánicas del músculo sometido a una lesión de impacto tratado con UST a frecuencias de 1 y 3MHz	40 ratas wistar peso: 200.1 ± 17.8g	Estiramiento hasta el límite máximo Carga hasta el límite proporcional Stiffness	Inicio tto: 24 horas G1: control G2: lesión sin tto G3: lesión UST 1MHz SATA: 0.5W/cm ² , ciclo de trabajo: 20%, 5 min, 6 días G4: lesión UST 3 MHz SATA: 0.5W/cm ² , ciclo de	Estiramiento: G1:11,66m; G2:8,91m; G3:10,44m; G4:9,41m (p = 0.05) Máxima carga soportada: G1:31,66 N; G2:17,70N; G3:28,70N; G4:24,76N (p = 0.05) Stiffness: G1:4,04J; G2:2,23J; G3:3,55J; G4:3,59J (p = 0.05)	El UST ↑ las propiedades mecánicas del músculo lesionado y las acerca a sus valores de normalidad. No hubo diferencias significativas entre los dos grupos de UST	Trataron el músculo completo lo cual no se puede hacer en la práctica clínica

Perturbaciones fisiológicas producto de modelos de lesión experimental basados en ejercicio excéntrico							
Autor/año	Objetivo	Población	Variables	Protocolo de ejercicio	Resultados	Conclusión	Limitaciones
				trabajo: 20%, 5 min, 6 días			
Chongsatien am, 2016	Investigar el efecto del UST sobre el mRNA del VEGF y la angiogénesis en el músculo esquelético de ratas	49 ratas wistar edad: 8 semanas género: masculino peso: 300-3230g	Función muscular (tensión tetánica y twitch específico) Análisis histológico (área de sección transversa, distribución del tamaño de las fibras, fibras centronucleadas, MEC) Inmunohistoquímica Aislamiento de mRNA y PCR en tiempo real	1MHz, ciclo trabajo 50%, SATA: 0.06 W/cm2, 5 min, E total: 72 J Inicio tto: 48 horas Control (N7) Placebo: 3, 7 y 14 días pos lesión (N7/grupo) UST: 3, 7 y 14 días pos lesión (N7/grupo)	No diferencias entre grupos en peso y pero húmedo del músculo 3 días (UST vs placebo) Menor inflamación evidenciada histológicamente en UST Expresión de mRNA del FCVE: $\uparrow$ 2 veces UST vs control ON: $\uparrow$ en ambos grupos vs placebo 7 días (UST vs placebo) fuerza tetánica: (-2% vs -10% $p < 0,05$) twitch máximo: (76,11 vs 79,24% $p < 0,05$) Menor inflamación evidenciada histológicamente en UST Fibras centronucleadas: $46,7 \pm 11,8/\text{mm}^2$ vs. $92,4 \pm 11,9/\text{mm}^2$, $p < 0,05$ Matriz extracelular: $16,5 \pm 0,5\%$ vs. $31,7 \pm 6,0\%$, $p < 0,05$ AST: $2404,6 \pm 279,3$ vs $1651,8 \pm 98,1 \mu\text{m}^2$ $p < 0,05$ Expresión de mRNA del FCVE: $\uparrow$ 2,3 veces UST vs control Densidad capilar: 300.000 vs 150.000 capilares/ mm^2 ON: $\uparrow$ en ambos grupos vs placebo 14 días (UST vs placebo) fuerza tetánica: (100% vs -5% $p < 0,05$) twitch máximo: (77,82 vs 61,35% $p < 0,05$) Mayor número de fibras maduras Fibras centronucleadas: $92,4 \pm 11,9/\text{mm}^2$ vs $152,8 \pm 10,5/\text{mm}^2$, $p < 0,01$ Matriz extracelular: $16,1 \pm 2,1\%$ vs $25,8 \pm 3,7\%$, $p < 0,05$ AST: $2408,6 \pm 109,6$ vs $1711,3 \pm 55,2 \mu\text{m}^2$ $p < 0,05$ Densidad capilar: 300.000 capilares/ mm^2 ON: $\uparrow$ en ambos grupos vs placebo	UST no afecta el peso del músculo, disminuye la inflamación y promueve la reparación muscular e incrementa la densidad capilar y la expresión del FCVE. No afecta la inducción de ON	No se midió directamente la producción de ON ni de otros factores de crecimiento. No realizaron mediciones en un tiempo más largo para poder evaluar la fase de remodelación
Rantanen, 1999	Evaluar la velocidad de proliferación de las células satélites y los fibroblastos, la formación de miotubos y la recapilarización después de lesiones experimentales por contusión	48 ratas Sprague-Dawley edad: 8 semanas género: femenino	Células satélite Fibroblastos Recapilarización Miotubos	3MHz, ciclo trabajo 20%, I: 0,5 W/cm2, 6 min. Control (N12): UST sin lesión UST G1 (N12): inicio 3 días post lesión (G1 4 días, G1 7 días, G1 10 días) UST G2 (N12): inicio 6 horas post lesión (G2 1 día, G2 3 días, G2 6 días, G2 9 días)	UST vs control: Células satélites/ mm^2 G 14 días: $27,1$ vs $17,2$ $p < 0,01$ G 21 día: $37,4$ vs $19,1$ $p < 0,05$ Fibroblastos/ mm^2 G1 7 días: $33,1$ vs $11,5$ $p < 0,01$ G2 6 días: $31,4$ vs $11,8$ $p < 0,05$ No diferencias significativas en la recapilarización No diferencias significativas en la cantidad de miotubos	Aunque el tratamiento con UST puede promover la proliferación de células satélites, parece no tener efectos significativos en las manifestaciones morfológicas generales de la regeneración muscular	Análisis de los radioisótopos
Mc Brier, 2007	Examinar la influencia de la expresión del mRNA del factor	36 ratas Wistar edad: 3-4 meses género: femenino	Masa muscular mRNA MGF	Inicio tto: 24 horas 3MHz, continuo, I: 0,3 W/cm2, 5 min, 4 días	mRNA MGF (UST vs control) día 1: $3,6$ vs 6 $p < 0,05$ día 2: 1 vs $2,5$ $p < 0,05$ día 3: $0,8$ vs $1,8$ $p < 0,05$	El UST no tiene efectos en la masa muscular, pero si disminuye la	No se hizo seguimiento de los mismos animales

Perturbaciones fisiológicas producto de modelos de lesión experimental basados en ejercicio excéntrico							
Autor/año	Objetivo	Población	Variables	Protocolo de ejercicio	Resultados	Conclusión	Limitaciones
	de crecimiento mecánico del UST en varios puntos del tratamiento	peso: 280.8 ± 21.5g			día 4: 1 vs 1 p<0,05 UST no tiene efecto en la masa muscular	expresión del mRNA del factor de crecimiento mecánico	
Freitas, 2007	Investigar los efectos del US pulsado sobre los parámetros de estrés oxidativo (sustancias reactivas del ácido tiobarbitúrico), terminal carbonil de las proteínas, actividad de las enzimas antioxidantes (catalasa y superóxido dismutasa) en el músculo esquelético después de la lesión	ratas Wistar género: masculino	Niveles de creatin kinasa Sustancias reactivas del ácido tiobarbitúrico Anión superóxido Contenido carbonil de las proteínas Actividad de las enzimas antioxidantes (catalasa y superóxido dismutasa)	Inicio tto: 24 horas G1: placebo G2: control G3: UST pulsado 0,5 W/cm ² , G4: UST pulsado 1,0 W/cm ² G5: UST pulsado 2,0 W/cm ²	Diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de UST y el control en los niveles de CK sólo el primer día UST (principalmente 2 MHz) disminuye los niveles de las sustancias reactivas del ácido tiobarbitúrico comparado con el control UST disminuye de manera significativa el daño oxidativo de las proteínas UST disminuye la actividad de la superóxido dismutasa y la catalasa en el primer día pos lesión y en el quinto día solo de la superóxido dismutasa	El UST tiene efectos benéficos sobre el proceso de reparación muscular principalmente en las especies reactivas del ácido tiobarbitúrico y el terminal carbonil de las proteínas. El UST protege contra el estrés oxidativo	No especifican los parámetros de aplicación del UST (número de sesiones, tiempo de tratamiento, área, etc.) No discuten todos sus hallazgos
Locke, 2001	Determinar si una única dosis de UST continuo y pulsado inducen las proteínas de choque de calor en el músculo esquelético de mamíferos	15 ratas Sprague Dawly género: masculino peso: 512-635g	T° rectal y muscular Peso muscular Contenido de proteínas de choque de calor 72 (HSP72)	Control: choque de calor 42°C 15 min G1:UST continuo 15 min 1W/cm ² G2:UST pulsado 20% 15 min 1,0 W/cm ² G3: UST pulsado 50%15 min 2,0 W/cm ²	No hubo diferencias entre el peso corporal y muscular entre grupos No hubo diferencias entre la temperatura central entre T° muscular (pre vs post) G1: T° promedio: 35,4 ± 0,2 vs 38,3 ± 0,2°C (p<0,001) T° Pico: 35,4 ± 0,2 vs 41,9 ± 0,4°C (p<0,001) G2: T° promedio: 34,2 ± 0,7 vs 34,6 ± 0,2°C (p>0,05) T° Pico: 34, 2 ± 0,7 vs 36, 5± 0,2°C (p<0,01) G3: T° promedio: 34,4 ± 0,3 vs 37,7 ± 0,8°C (p<0,001) T° Pico: 34,4 ± 0,3 vs 40± 0,5°C (p<0,001) HSP72 No hubo diferencias estadísticamente significativas entre UST y miembro contralateral. Hubo diferencia estadísticamente significativa entre control y UST	El UST no causa edema, no incrementa la temperatura central, ni la del miembro contralateral, ni el contenido de HSP72. El UST al 50% y el continuo incrementaron la T° pico y promedio muscular	Presentan datos de un estudio preliminar que muestran que una intensidad diferentes de UST continuo puede ↑ las HSP72 y también producir edema en el músculo, sin embargo esa no fue la dosis usada en el estudio actual. El objetivo no era relacionar estas proteínas con el daño muscular, así que no podían discutir nada de eso
Karnes, 2008	Investigar los efectos de UST continuo sobre la reparación muscular	39 ratas Sprague-Dawly género: masculino peso: 112-391 g	Fuerza tetánica isométrica máxima	UST continuo 1 MHz, I: 0,5 W/cm ² · 5 min Inicio tto: inmediato G control: 3 días G control: 5 días	7días UST vs control: fuerza tetánica máxima U(19 vs 17,5 Nm p<0,005)	Incremento en la fuerza tetánica máxima a los 7 días de tratamiento en el grupo de UST evidenciando el efecto	

Perturbaciones fisiológicas producto de modelos de lesión experimental basados en ejercicio excéntrico							
Autor/año	Objetivo	Población	Variables	Protocolo de ejercicio	Resultados	Conclusión	Limitaciones
				G control: 7 días G1: 3 días G2: 5 días G3: 7 días		benéfico sobre la reparación muscular	
Revisión de la literatura efectos del UST en humanos							
Robinson, 1995	Determinar los cambios en el flujo sanguíneo muscular en el antebrazo después de la aplicación de una dosis de UST	N: 20 (10 H, 10 M) Edad: 22-56 años	Flujo sanguíneo de antebrazo, piel y músculo (pletismografía y doppler)	G1: UST continuo, 1MHz, 1,5 W/cm, 2, 5 min, área: 80-125 cm ² G2: placebo	UST post tto vs basal Flujo sanguíneo antebrazo: $5,1 \pm 2,2$ vs $4,8 \pm 2,2$ ($p < 0,05$) (15´) Flujo sanguíneo cutáneo: $2,8 \pm 1,3$ vs $2,0 \pm 0,9$ ($p < 0,05$) (5´) No cambios en el flujo sanguíneo entre el basal y los tiempos de medición ($p > 0,05$) No diferencias entre los grupos en flujo sanguíneo ($p > 0,05$)	La dosis de UST no tiene efecto sobre el flujo sanguíneo del antebrazo, piel y músculo hasta por 30 minutos pos tto	Las mediciones y la aplicación del UST no fueron continuas, hubo tiempos de reposo. El flujo intramuscular se hizo mediante cálculos.
Fabrizio, 2007	Explorar los efectos agudos del UST continuo en varias intensidades y frecuencias para tratamientos con tiempos variados sobre la velocidad de flujo en una arteria muscular del área tratada	N: 20 (10 H, 10 M) Edad: 22-35 años	Velocidad de flujo sanguíneo	UST continuo G1: 1.0 MHz, 1.5 w/cm ² G2: 1.0 MHz, 1.0 w/cm ² G3: 3.0 MHz, 1.2 w/cm ² G4: 3.0 MHz, 1.0 W/cm G5: placebo G6: control Área: 7-8 cm, 15 min. 6 ttos interdiarios	%cambio en la velocidad de flujo ↑ 7% G1 y 11% G2 vs demás grupos ($p < 0,05$) ↓ 8% G6 vs G5	El UST aplicado a 1 MHz incrementa la velocidad de flujo en la arteria poplítea pero este aumento retorna al valor basal al minuto de haber finalizado el tratamiento. Se puede deber al incremento de la T°, estimulación de aferentes musculares, liberación de histamina, cambios iónicos	Pausas que se hicieron durante el tto para el registro de la velocidad de flujo. No midieron la T° intramuscular
Morishita, 2013	Clarificar los efectos del UST sobre la circulación sanguínea intramuscular local (y la dinámica del O ₂) usando espectroscopía del infrarrojo cercano	N: 11 hombres Edad: 20-39 años	NIRS concentración de Hb oxigenada, desoxihemoglobina y total. T° superficial	G1: UST continuo, 3MHZ, 1 W/cm ² , 10 min G2: placebo G3: control reposo	Post tto ($p < 0,05$) Hb oxigenada (µm/l) UST placebo control Intervalo 3 12.6 ± 3.5 2.1 ± 3.1 -0.2 ± 1.2 Intervalo 4 12.0 ± 3.9 1.2 ± 3.0 -0.2 ± 1.4 Intervalo 5 11.3 ± 4.1 0.5 ± 2.9 -0.3 ± 1.3 Intervalo 6 10.3 ± 4.0 0.1 ± 2.5 -0.2 ± 1.6 Hb total (µm/l) Intervalo 3 611.9 ± 3.6 2.4 ± 2.3 -0.3 ± 1.2 Intervalo 4 11.9 ± 4.6 1.8 ± 2.2 -0.2 ± 1.4 Intervalo 5 11.4 ± 4.9 1.0 ± 2.4 -0.3 ± 1.3 Intervalo 6 10.4 ± 4.8 0.3 ± 2.3 -0.6 ± 1.5 T°superficial (°C)	Los efectos del UST sobre la circulación y la dinámica del O ₂ se mantuvieron por 20 minutos después del tratamiento con UST. Lo anterior puede deberse a una mezcla entre los efectos térmicos y mecánicos del UST	No realizaron mediciones directas de la T° intramuscular

Perturbaciones fisiológicas producto de modelos de lesión experimental basados en ejercicio excéntrico							
Autor/año	Objetivo	Población	Variables	Protocolo de ejercicio	Resultados	Conclusión	Limitaciones
					Intervalo 4 36.3 ± 0.9 30.1 ± 0.9 33.6 ± 0.5 Intervalo 5 35.4 ± 0.6 31.4 ± 0.7 33.6 ± 0.5 Intervalo 6 34.4 ± 0.5 32.6 ± 0.5 33.7 ± 0.4 Intervalo 7 34.2 ± 0.4 32.9 ± 0.5 33.7 ± 0.4		
Delgado-Díaz, 2011	Investigar el efecto agudo del UST sobre las 3 variaciones del IGF en el músculo esquelético humano e investigar las variaciones del IGF en el músculo esquelético después del daño	N:16 hombre Edad: 18-29 años	PCR variación IGF 1	Control: sin lesión UST/NO Experimenta: lesión UST/NO Tratamiento: UST continuo, 1MHz, 1,5W/cm2, 10 min, Inicio: 48 h pos lesión 1 sesión	↑ IGF1 2,42 veces en el grupo lesionado sin tratamiento (p=0,01) ↑ IGF1Ea 2,23 veces en el grupo lesionado sin tratamiento (p=0,036) ↑ MGF 2,56 veces en el grupo lesionado sin tratamiento (p=0,012) ↑ IGF1Eb 1,35 veces en el grupo sin lesión con tratamiento con UST (p=0,03)	Las variaciones del IGF se regulan diferente después del ejercicio y el tratamiento con UST. Una sesión de esta modalidad no cambia la expresión de los genes de las variaciones del IGF en el músculo lesionado, mientras que en el músculo intacto incrementa la expresión del IGF 1Eb	Haber medido un único punto del tiempo
Delgado-Díaz, 2011	Examinar la expresión génica del los factores que regulan el programa miogénico y los reguladores del ciclo celular y número de células satélites activadas en el músculo esquelético de hombres y mujeres después del daño y el tratamiento con UST	N: 36 hombres y mujeres Edad: 18-29 años	Células que expresen MyoD/número de células positivas para Pax7 Expresión génica de MyoD, MGF, Ciclina D1 y p21	95,6 J/cm ² (1MHz, 1,5 w/cm2, 10 min) Inicio tto: 48 h pos lesión 1 sesión	↑ MyoD (2 veces, p=0,01) y ↑ p21 (3,26, p<0,001) en mujeres ↑ MGF (2,24 veces, p=0,01) ↑ MyoD (2,4 veces, p=0,04) y ↓ ciclina D (1,86, p=0,03) en hombres ↑ células satélites (87%, p=0,01) en respuesta al daño en los hombres UST ↑ p21 (0,67, p=0,03) en musculo sano en mujeres UST ↑ células satélites en músculo sano (80%, p=0,01) en hombres UST ↑ células satélites en músculo sano (122%, p<0,01) en mujeres UST ↑ ciclina D1 (1,4 veces, p=0,03) en músculo lesionado en hombres	El programa miogénico se regula de manera diferentes en rta a la lesión inducida por ejercicio y el UST. Una sesión de UST cancela los efectos de ejercicio en cuanto a la expresión de genes y activación/proliferación de células satélites, pero en músculo sano incrementa la proliferación de células satélites y del p21	
Delgado-Díaz, 2011	Examinar los efectos del UST en tres componentes del desempeño muscular del músculo esquelético en reparación	N: 16 hombres Edad: 18-29 años	CVM (isométrica e isocinética 30°/s y 180°/s) Tiempo al torque máximo Trabajo total	Control UST (62,2 J/cm ²) (1MHz, 1,3 w/cm2, 6 min) Inicio tto: 24 h pos lesión 7 días	UST mejora trabajo total a 30 y 180°/s UST no mejora el torque máximo isométrico ni isocinético (p>0,05) UST no mejora el tiempo al torque máximo (p>0,05)	UST impacta trabajo total, pero no torque máximo ni tiempo al torque máximo	Los datos de trabajo corresponden a una única contracción y no a la totalidad del set realizado

Perturbaciones fisiológicas producto de modelos de lesión experimental basados en ejercicio excéntrico							
Autor/año	Objetivo	Población	Variables	Protocolo de ejercicio	Resultados	Conclusión	Limitaciones
	comparado con placebo						
Aaron, 2017	Determinar si el UST continuo disminuye la percepción del dolor después de la lesión muscular	N: 20 (11:M, 9:H) Edad: 24 ±1,3,7 años	Dolor (EAV), Mac Guill versión corta Umbral de presión dolorosa ángulos articulares	UST: 3MHz, 1,3 W/cm2, área: 60 cm2, 6 min Placebo: I: 0 W/cm2 Inicio tto: 24 horas 5 tratamientos	Tercer tratamiento: UST vs placebo dolor en región distal en reposo: 10.5 ± 2.7 mm vs 20.9 ± 5.1 mm (p= 0.01) umbral de presión dolorosa en región distal: ~5 vs ~3,2 Kg/cm2 (p< 0.05)	El UST continuo disminuye el dolor al reposo e incrementa el umbral de presión dolorosa en el bíceps braquial en reparación específicamente cerca de la unión musculo tendinosa distal	No se analizaron los resultados estratificando por género
Freitas, 2014	Evaluar el efecto del UST pulsado sobre el daño muscular inducido por contracciones excéntricas de los flexores de codo	N: 40 hombres Edad: 23,4 años	Dolor Torque máximo isométrico ROM Espesura muscular Ecogenicidad CK e IL-6	UST: 1MHz, pulsado 20%, 0,8 /cm2 Placebo: I:0 W/cm2 Inicio de tto: inmediato 5 aplicaciones en total 0, 24, 48, 72, 96h mediciones	UST vs placebo 24 horas Torque máximo isométrico (Nm) 60 60 (p<0,05) 96 horas Torque máximo isométrico (Nm) 60 60 (p>0,05) Dolor palpación (mm) 1,5 1,5 (p>0,05) Dolor movimiento (mm) 2,3 2,3 (p>0,05) ROM flexión (°) 136 139 (p<0,05) ROM extensión (°) 12 18 (p>0,05) Ecogenicidad braquial 120 130 (p>0,05) Ecogenicidad bíceps 85 90 (p>0,05) CK (U/l) 6000 4000 (p>0,05) IL-6 sin cambios	No tiene efectos sobre las variables evaluadas salvo el ROM de flexión a las 96 h pos lesión. Cuando se aplica inmediatamente disminuye significativamente el torque máximo comparado con placebo	Las unidades de las mediciones no están claras en las tablas. No se puede calcular la densidad energética usada en el estudio para los participantes. Los evaluadores no fueron enmascarados
Aytar, 2008	Evaluar la efectividad de baja dosis de UST pulsado para el tratamiento de DMAT	N: 90 mujeres Edad: 21,6 ± 0,39 años	Dolor Torque máximo ROM flexión CK	Intervención: UST pulsado 20%, 1 MHz, 0,8 W/cm2, Área: 25 cm2, 10 minutos Placebo: UST apagado Control: sin intervención Inicio tto. 48 horas, 5 sesiones	48 horas UST vs placebo vs Control p CK (U/l) 28,3 (24,37) 64,3 (36,62) 144,8 (4,20) p>0.01 DMAT (mm) 41,1 (5,05) 40,1 (4,29) 45,3 (3,71) p=0,47 Torque máximo (Nm) -6,0 (2, 06) -12,9 (2,02) -7,9 (2,18) p=0,08 ROM flexión (°) -2,3 (0,76) -2,7 (0,85) -2,1 (0,47) p=0,9 122 horas CK (U/l) 156,2 (89,7,37) 507,6 (238,6) 186,3 76,28) p>0.01 DMAT (mm) -37,1 (5, 59) -35,6 (5,11) -39,9 (4,06) p>0,01 Torque máximo	No hay superioridad del UST pulsado sobre el placebo para disminuir el DMAT, ni para incrementa el torque o el ROM	No reportaron cálculo del tamaño de muestra

Perturbaciones fisiológicas producto de modelos de lesión experimental basados en ejercicio excéntrico											
Autor/año	Objetivo	Población	Variables	Protocolo de ejercicio	Resultados					Conclusión	Limitaciones
					(Nm) 2,2 (1,55) 9,1 (1,95) 3,5 (1,29) p>0,01						
					ROM flexión (°) 2,5 (0,69) 3,3 (0,89) 1,9 (0,46) p>0,01						
Shankar, 2006	Investigar los efectos del UST sobre la recuperación del DMAT	N: 12 hombres (23.83±1.697)	DMAT ROM Fuerza muscular (puntaje muscular de Jonex)	Intervención: UST pulsado 20%, 1 MHz, 0.8 W/cm2, 8 minutos Placebo: UST apagado Control: sin intervención Inicio tto. 24 horas, 3 sesiones	48 horas UST vs placebo p ROM (°) 120 115 (p>0.65) DMAT (EAV) 6 6 (p>0.65) Puntaje muscular de Jonex (cm) 63 57 (p>0.65) 72 horas ROM (°) 90 95 (p>0.05) DMAT (EAV) 5,5 3,5 (p>0.05) Puntaje muscular de Jonex (cm) 65 62 (p>0.65)					El patrón de recuperación del DMAT no fue influenciado por el UST	No reportaron cálculo del tamaño de muestra. Protocolo de daño muscular con poco rigor metodológico. Mal análisis estadístico. No tuvieron en cuenta el efecto del ejercicio sobre el daño muscular. Protocolo de medición de fuerza muscular. UST no fue calibrado. Mezclan los conceptos de fuerza y potencia muscular
Tiidus, 2002	Evaluar la efectividad del UST después del daño inducido por ejercicio	N: 22 (7H, 15M) Edad: 19-22 años	Torque máximo concéntrico Torque máximo excéntrico Ángulo en reposo DMAT	UST: 1MHz, pulsado 20%, 1,5 W/cm2, área: 10-12 cm2, 8min Placebo: 42 minuto, I:off Control: sin tto Inicio tto: inmediatamente pos lesión,4 sesiones	48 horas UST vs placebo (p>0,05) Torque máximo excéntrico (Nm/Kg) 0,7 0,8 Torque máximo concéntrico (Nm/Kg) 0,5 0,6 Dolor (puntos) 4,5 4,5 Ángulo en reposo (°) 39 41 96 horas Torque máximo excéntrico (Nm/Kg) 0,7 0,85 Torque máximo concéntrico (Nm/Kg) 0,5 0,7 Dolor (puntos) 2 2,1 Ángulo en reposo (°) 39 41					El UST no influencia la recuperación después de la lesión inducida por ejercicio	Escala de evaluación del dolor (tipo Likert 1-10). No especifican análisis estadístico de los datos. Dentro de los objetivos y la discusión está el dolor, sin embargo, no reportan resultados de esta variable
Hasson, 1999	Comparar el efecto analgésico del UST pulsado y placebo sobre el DMAT después de una sesión de ejercicio excéntrico	N: 18 hombres Edad: 20-35 años	Dolor Torque máximo isocinético CIVM Trabajo muscular	Intervención: UST pulsado 20%, 1 MHz, 0.8 W/cm2, área: 28,3 cm2, 20 minutos, 1 sesión, 24 h pos lesión Placebo: UST apagado Control: sin intervención	48 horas UST vs placebo vs control (p<0,05) Dolor 0,74 1,25 1,14 CVIM (Nm) -8,3 -16,7 -20,3 Torque máximo isoc -4,9 -18,4 -23,1 Trabajo (J) -8,0 -16,1 -23,4					El UST acelera a restauración del desempeño muscular y es efectivo disminuyendo el DMAT	Metodología no validada de la evaluación del dolor. No se estandarizó la evaluación del torque isocinético concéntrico y el trabajo. UST aplicado de manera estacionaria. No reportaron cálculo del tamaño de muestra
Craig, 1999	Investigar el efecto de dos dosis de UST pulsado sobre el DMAT	N: 48 (24 H, 24 M) Edad: 19-25 años	Angulo de reposo Angulo de flexión	Baja dosis UST: 1MHz, pulsado 20%, 0,8 W/cm2, 7min, 172, 8 J Alta dosis UST: 42	3 sesión USTbaja USTalta placebo control p Angulo de extensión (°) -14 -12 -11 -9 >0,05 Angulo					No hay evidencia convincente que soporte el uso del UST para el manejo del DMAT con los	No describen con claridad las dosis usadas. No presentan los resultados de todos los grupos

Perturbaciones fisiológicas producto de modelos de lesión experimental basados en ejercicio excéntrico							
Autor/año	Objetivo	Población	Variables	Protocolo de ejercicio	Resultados	Conclusión	Limitaciones
			Angulo de extensión Dolor Umbral de presión dolorosa Cuestionario de Mc Guill	minutos, 345,6 J Placebo: 42 minuto, 1:off Control: sin tto Inicio tto: inmediatamente pos lesión, 3 sesiones	de flexión (°) -20 -16 -13 -5 <0,05 Angulo de reposo (°) -13 -17 -8 -11 >0,05 Umbral de presión (N) 5,5 8 13 3 >0,05 Dolor (mm) -4 -4 5 5 >0,05 Mc Guill 21 18 16 24,5 >0,05	parámetros usados en el estudio	
Plaskett, 1999	Examinar la efectividad del UST para restaurar la fuerza muscular pos ejercicio y reducir el DMAT	N: 10 (7 M, 3 H) Edad: 20,6 ± 0,9 años	Torque isométrico Torque isocinético concéntrico 60°/s Torque isocinético concéntrico 180°/s DMAT	Intervención: UST pulsado 20%, 1 MHz, 1 W/cm2, Área: 10-12 cm2, 8 minutos Placebo: UST apagado Control: sin intervención Inicio tto: 30 minutos pos lesión, 4 sesiones	48 horas UST vs placebo p Torque isométrico (Nm) 89% 89% (p=0.65) Torque concéntrico 60°/s 88% 78% (p=0.65) Torque concéntrico 180°/s 95% 95% (p=0.65) DMAT (puntos) 5 5,5 (p=0.96) 96 horas Torque isométrico (Nm) 95% 100% (p=0.65) Torque concéntrico 60°/s 88% 78% (p=0.65) Torque concéntrico 180°/s 94% 90% (p=0.65) DMAT (puntos) 2 2 (p=0.96)	El UST para no ser efectivo para mejorar la recuperación de la fuerza o disminuir el DMAT después del ejercicio	No reportaron cálculo del tamaño de muestra. No estandarización en la aplicación del UST. Instrumentos y metodología de la medición del dolor (escala de 1-9). Análisis de la medición
Stay, 1998	Investigar los efectos del UST sobre la percepción de DMAT, inflamación, ángulo del codo en reposo y la fuerza muscular	N: 36 mujeres Edad: 21,5 ± 2 años	Circunferencia a DMAT Fuerza máxima Ángulo del codo en reposo	G1: UST pulsado 20%, 1 MHz, 1,5 W/cm2, Área: 15 cm2, 7 minutos. 8 sesiones G2: UST 3 sesiones + 5 sesiones placebo G3: placebo (1:off), 8 sesiones Inicio tto: inmediatamente pos ejercicio 4 sesiones	48 horas G1 G2 G3 p Circunferencia (cm) 23,6±2 22,8±1,9 22,5±1,2 (p=0.27) DMAT (puntos) 2,7±0,9 2,6±0,8 2,5±2,9 (p=0.625) Angulo reposo (°) 158,2±2,7 159,8±4,4 156,2±5,9 (p=0.45) Fuerza máxima (Kg) 4,4±0,9 4,3±1,4 4,5±0,9 (p<0.87) 96 horas Circunferencia (cm) 23,6±2,1 22,8±1,9 22,4±1,2 (p>0.05) DMAT (puntos) 0,5±0,5 0,2±0,5 0,2±0,5 (p=0.625) Angulo reposo (°) 158,2±2,7 159,8±4,4 156,2±5,9 (p=0.45) Fuerza máxima (Kg) 4,9±0,9 4,9±1,3 5,1±0,7 (p<0.87)	El UST no disminuye los efectos del DMAT o su percepción, inflamación, ángulo en reposo ni la fuerza	Instrumentos y metodología de la medición (el dolor se evaluó en escala de 1-5). No especifican como se aplicó el placebo

Apéndice D. Variables del estudio

Variable	Descripción	Clasificación de la variable	Escala de medición	Instrumento de medición	Unidades de medición
VARIABLES EXPLICATORIAS					
Grupo experimental	Grupo UST continuo (GC): se aplicará UST continuo (100%) en un área predefinida del músculo cuádriceps 24h después del EE. (DE: 60 65 J/cm ²)	Cualitativa	Nominal	NA	NA
	Grupo UST pulsado (GP): se aplicará UST a 20% (1:4) en un área predefinida del músculo cuádriceps 24h después del EE. (DE: 60 65 J/cm ²)				
	Grupo UST placebo (GS): se realizará la aplicación de UST en la misma área de tratamiento, y bajo las mismas condiciones de movimiento del cabezal y duración de la intervención, sin salida de onda ultrasónica (intensidad en cero).				
Tiempo de medición	T0: 24h antes del EE. T1: 24h después del EE.	Cualitativa	Nominal	NA	NA
VARIABLES DE SALIDA					
Variable de temperatura					
Cambio en la temperatura intramuscular	Magnitud que mide el nivel térmico o el calor que posee el músculo en su interior. En este estudio se medirá la T° al interior	Cuantitativa	Razón	Microsensor de aguja de calibre 26, de 0.018 pulgadas de	Grados centígrados (°C)

Variable	Descripción	Clasificación de la variable	Escala de medición	Instrumento de medición	Unidades de medición
	del músculo cuádriceps (vasto medial) a una profundidad de 2,5 cm durante la aplicación del UST. Será expresada como el cambio en la T° final con respecto al valor basal.			diámetro (modelo Phystek MT-26/4, Physitemp Instruments) Termómetro multipropósito (modelo BAT-10 Physitemp Instruments Inc).	
Variables de desempeño muscular					
Torque máximo isométrico	Máxima fuerza muscular voluntaria alcanzada durante una contracción isométrica. Indica la máxima capacidad muscular para producir fuerza de manera voluntaria.	Cuantitativa	Razón	Dinamómetro Humac Norm, Model 770	Newtons metro Nm
Torque máximo isocinético concéntrico	Máxima fuerza muscular voluntaria alcanzada durante una contracción concéntrica, a una velocidad constante de 60°/s.	Cuantitativa	Razón	Dinamómetro Humac Norm, Model 770	Newtons metro Nm
Ángulo de producción del torque máximo	Posición articular en grados en la cual se genera el mayor torque isocinético concéntrico ⁸⁰ . Provee información de las propiedades mecánicas del músculo evaluado, se usa para evaluar el ángulo articular óptimo para la producción de fuerza máxima.	Cuantitativa	Razón	Dinamómetro Humac Norm, Model 770	Grados

Variable	Descripción	Clasificación de la variable	Escala de medición	Instrumento de medición	Unidades de medición
Trabajo máximo	Trabajo muscular producido en la contracción que generó el máximo torque isocinético concéntrico. Es el total de la curva de torque integrado, es decir, la capacidad del músculo para producir fuerza durante todo el rango de movimiento. Representa la energía gastada por el músculo durante la ejecución del movimiento y es buen indicador de la capacidad funcional que tiene el músculo, debido a que se realiza en las actividades de la vida diaria.	Cuantitativa	Razón	Dinamómetro Humac Norm, Model 770	Kilo-Joules
Tiempo de desaceleración	Representa el tiempo total requerido para reducir la velocidad a 0°/s al final del movimiento y puede caracterizar la capacidad del individuo para mantener un torque máximo a la velocidad requerida cerca al final del rango de movimiento evaluado.	Cuantitativa	Razón	Dinamómetro Humac Norm, Model 770	Milisegundos
Tiempo de aceleración	Corresponde al tiempo necesario para que el segmento alcance la velocidad preestablecida en el test isocinético iniciando desde la posición de reposo.	Cuantitativa	Razón	Dinamómetro Humac Norm, Model 770	Milisegundos

Variables relacionadas con el DMAT

Variable	Descripción	Clasificación de la variable	Escala de medición	Instrumento de medición	Unidades de medición
Intensidad del dolor	Estima de manera cuantitativa la severidad o magnitud percibida por el participante.	Cuantitativa	Razón	Software del Instituto Nacional de Salud, con la escala análoga visual adaptada	Milímetros (mm)
Umbral de presión dolorosa	Mínima presión (fuerza) que genera dolor o discomfort.	Cuantitativa	Razón	Algómetro (modelo FDK 20, Wagner Instruments) con precisión de $\pm 1\%$ y capacidad hasta 10 Kgf	Kilogramos fuerza (Kgf/ cm ²)
Variable confirmatoria de daño muscular					
Nivel de actividad de la enzima CK	Cambio en la actividad de la enzima creatin kinasa (CK) en sangre, comparado con la línea de base en respuesta al daño de músculo esquelético.	Cuantitativa	Razón	Prueba líquida ultravioleta activada por N-acetilcisteína.	Unidades/litro (U/L)

UST: ultrasonido terapéutico DE: densidad energética DMAT: dolor muscular de aparición tardía CK: creatin kinasa

T°: temperatura

Apéndice E. Procedimientos y resultados de la prueba piloto

A. Estandarización del procedimiento de aplicación de UST

Objetivo: Determinar el protocolo de aplicación de UST a través de la definición del área de tratamiento y velocidad del movimiento del cabezal

Procedimiento: se reclutaron diez participantes mediante muestreo no probabilístico, en quienes se verificaron los criterios de selección del estudio y posteriormente se asignaron de manera aleatoria a uno de los tres grupos de tratamiento con UST. Los procedimientos de definición del área de tratamiento y velocidad de movimiento del cabezal del UST se detallan en la fase experimental de la investigación, los cuales se realizaron en el laboratorio de investigación en fisioterapia.

Resultados

Fase 1. Definición de la técnica de aplicación del UST, y entrenamiento de la fisioterapeuta y su auxiliar.

1. Definición del área de tratamiento con UST:

1.1 Exploración anatómica de la zona de tratamiento en especímenes cadavéricos humanos.

Se realizó una visita al anfiteatro de la Facultad de Salud UIS, para determinar mediante observación directa y registro fotográfico los tipos de tejido que serían intervenidos con el UST. Siguiendo los procedimientos detallados en la fase experimental del estudio, se realizaron mediciones y/o marcaciones de:

- Longitud del fémur: distancia comprendida entre el trocánter mayor y el espacio articular de la rodilla⁷⁴.

- 80% de la longitud del fémur e identificación del vientre muscular del Vasto Medial (VM)⁷⁴.
- Ubicación de la plantilla correspondiente al área de tratamiento definida, a partir de las marcaciones anteriores.

En conclusión, se exploró y verificó mediante observación guiada por dos profesores del área de anatomía, que el único tipo de tejido adicional al ósea que se encuentra en la superficie del área de tratamiento es muscular, correspondiente al músculo VM.

Figura 10.

Definición del área de tratamiento en especímenes cadavéricos.



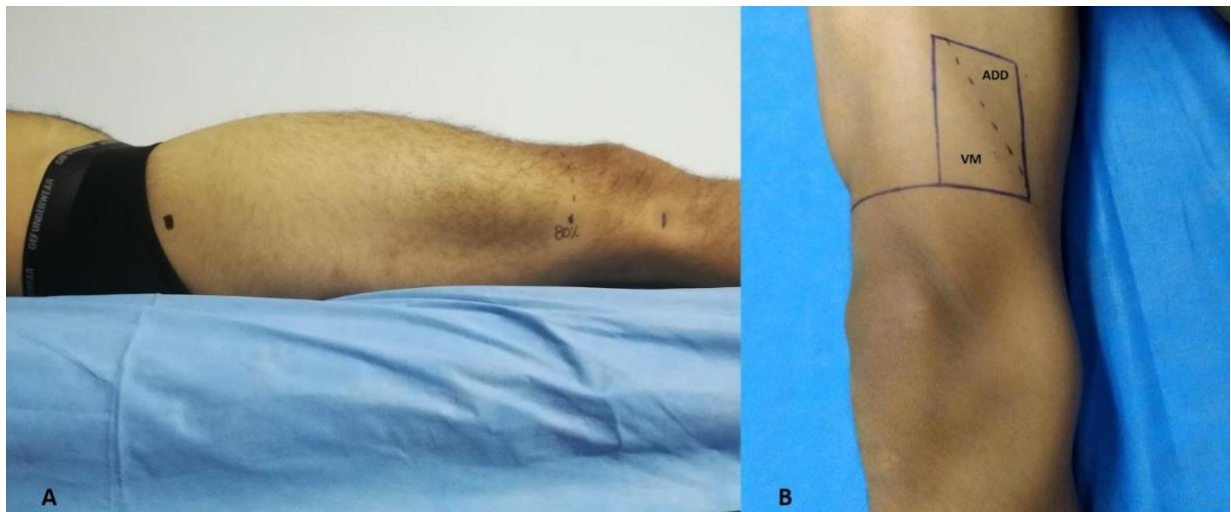
Nota. **A.** Medición de la longitud del fémur; **B:** demarcación del 80% de la longitud del fémur y el vientre muscular del VM; **C:** ubicación de la plantilla correspondiente al área de tratamiento definida.

1.2 Definición y estandarización anatómica de la zona de tratamiento con UST.

En diez voluntarios se realizaron las demarcaciones previamente descritas en los cadáveres, y la plantilla fue ubicada tal como fue concluido en los especímenes. La ubicación del área de tratamiento en disposición vertical incluyó la intervención de los músculos aductores de cadera, los cuales no serían lesionados a través del protocolo de ejercicio excéntrico.

Figura 11.

Marcación inicial de la zona de tratamiento.



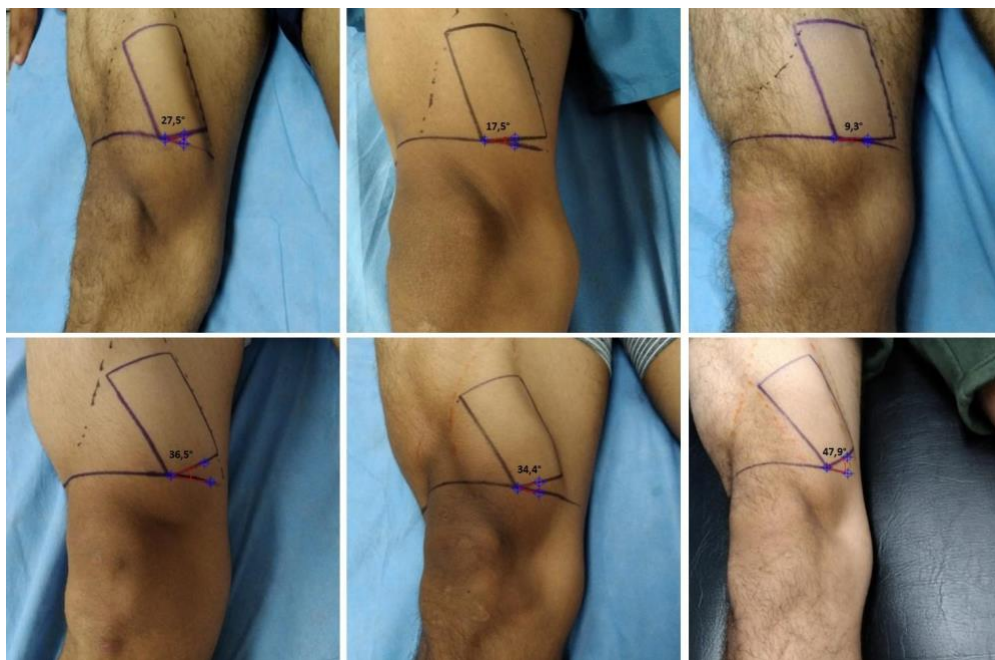
Nota. **A:** demarcación del 80% de la longitud del fémur; **B:** ubicación del área de tratamiento en disposición vertical incluyendo la intervención de los músculos aductores de cadera. VM: vasto medial. ADD: aductores de cadera.

Por lo anterior, se solicitó a cada uno de los participantes una máxima contracción isométrica del cuádriceps y mediante palpación se identificó y demarcó el borde medial del VM. Con base en estas marcaciones, se ubicó uno de los bordes del área de tratamiento alineado con el borde medial del VM, considerando que uno de sus extremos se mantuviera en contacto con la línea que indica el 80% de la longitud del fémur.

Durante la replicación de esta técnica en los 10 voluntarios, y en aras de definir un parámetro más objetivo para la estandarización de ubicación anatómica del área de tratamiento, mediante registro fotográfico y análisis con el software SAPO, se determinó el ángulo de ubicación de la plantilla, el cual varió de manera importante dada las diferencias en la masa muscular de los voluntarios (promedio $25.9 \pm 13.48^\circ$, mínimo 8.7° y máximo 59.2°). Por tanto, se decidió mantener la descripción de la técnica, y describir el ángulo de ubicación de la plantilla.

Figura 12.

Marcación definitiva de la zona de tratamiento



Nota. Mostrada en el miembro inferior dominante de seis voluntarios. Se muestra la medición del ángulo de ubicación de la plantilla con respecto a la marcación del 80% de la longitud del fémur

2. Entrenamiento en la aplicación del UST en modos continuo, pulsado y placebo, y determinación de la técnica de enmascaramiento.

En diez voluntarios se demarcó el área de tratamiento según lo definido en el numeral 1.2., y se continuó con la aplicación del UST en los tres modos definidos en la propuesta, según asignación aleatoria. Para garantizar el enmascaramiento, un auxiliar cumplió con las siguientes actividades:

- Programación de la unidad de ultrasonido, según parámetros de aplicación de cada modo, y cubrimiento de la unidad previo al ingreso al laboratorio del fisioterapeuta encargado de la intervención.
- Preparación y mantenimiento de los 10cc de gel-acuoso sobre el área de intervención.
- Entrevista a los participantes, pos-tratamiento, sobre las sensaciones percibidas e identificación del posible modo de aplicación del UST recibido.

B. Estandarización del procedimiento de evaluación del dolor

Objetivo: Determinar el protocolo de medición del umbral de presión dolorosa

Procedimiento: en los participantes anteriormente reclutados se realizaron mediciones del umbral de presión dolorosa en la mitad del área de tratamiento demarcada siguiendo los protocolos detallados en la fase experimental. Antes de realizar las evaluaciones en el sitio demarcado, se realizaron ensayos en el antebrazo de los participantes, así como en el segmento contralateral al que se evaluó, para corroborar el incremento uniforme en la presión ejercida con el algómetro durante las evaluaciones. Estas evaluaciones fueron supervisadas por la directora del trabajo de grado. Posteriormente se realizaron ensayos de adopción de la posición sedente al ritmo del metrónomo (igual al que se usó en las evaluaciones durante la fase experimental). Todas las mediciones fueron realizadas en el laboratorio de investigación en fisioterapia.

Resultados

En 10 voluntarios, se realizó la evaluación del umbral de presión dolorosa y la intensidad del dolor durante la adopción del sedente, antes y 24h después del protocolo de lesión muscular basado en ejercicio excéntrico (EE). El protocolo de ejercicio siguió los procedimientos descritos en la fase experimental de la propuesta (200 contracciones excéntricas del cuádriceps, a $120^{\circ}/s$)^{30,35,79}, y se realizaron mediciones de desempeño muscular (contracciones isométricas e isocinéticas) inmediatamente antes y después, y 24h pos-ejercicio³⁰.

Con el protocolo de EE los voluntarios presentaron una disminución inmediata del torque máximo isométrico de 10,8% (-14,2Nm), e isocinético de 44,8% (-76,8Nm); a las 24h se evidenció una disminución en el torque máximo isométrico de 25,4% (-33.4Nm), e isocinético de 18,3% (31,3Nm). Estos valores de pérdida de fuerza muscular evidencian los efectos fatigantes y lesivos del protocolo de EE^{17,30}.

1. Evaluación del umbral de presión dolorosa

Siguiendo los procedimientos descritos en la propuesta, se estandarizó el procedimiento a realizarse en una camilla alta ubicada en el laboratorio de electrodiagnóstico. En resumen, la determinación del umbral de presión dolorosa seguirá los siguientes procedimientos:

- Verificación de la calibración del equipo
- Reposo en decúbito supino durante 10 minutos.
- Durante la evaluación se aplicará presión de manera uniforme en el centro de la zona de tratamiento previamente demarcada, previo ensayo en el antebrazo del participante.
- El comando del investigador será “usted deberá decir “si” cuando perciba dolor mientras yo le hago presión en el muslo con la punta de goma del algómetro”.

- Una vez el participante informe la presencia de dolor, se dejará de hacer presión y el algómetro deberá ser retirado lentamente del tejido con el fin de no incrementar la sensación dolorosa por el estiramiento rápido del tejido.

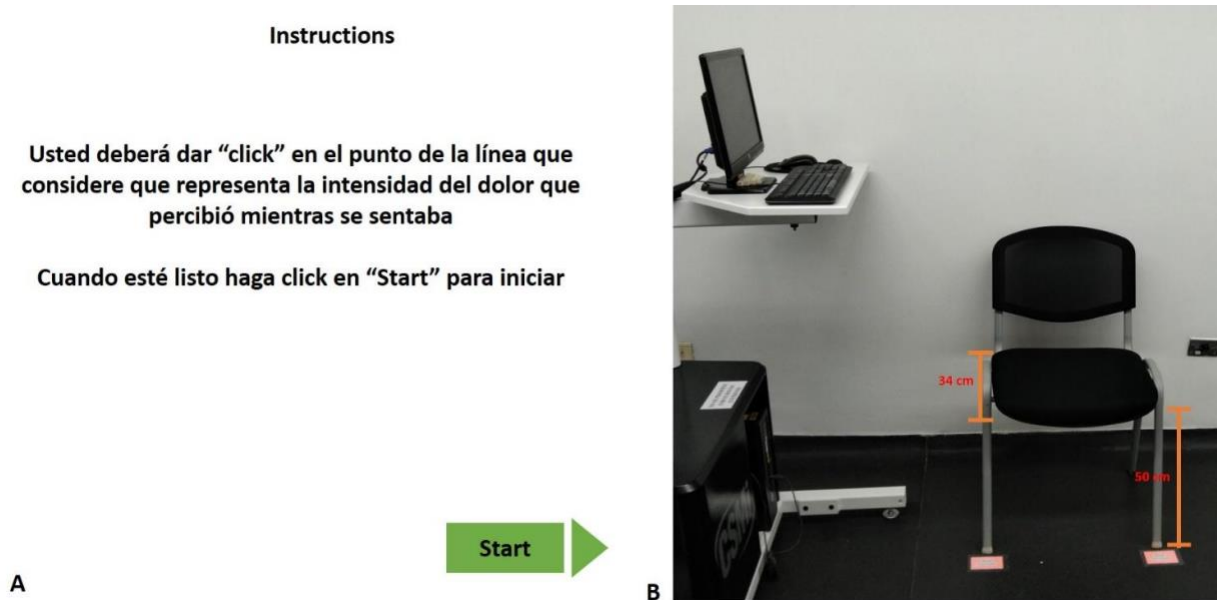
- La evaluación se realizará tres veces consecutivas (10s entre repeticiones), y se registra el promedio de las dos últimas mediciones.

2. Evaluación de la intensidad del dolor durante el paso de posición de pie a sedente

Se siguieron los procedimientos previamente estandarizados en el laboratorio, y descritos en la propuesta de investigación, incluyendo el descenso controlado del individuo (30beats por min), siguiendo el comando “siéntese despacio al ritmo del metrónomo, sin ayuda de las manos”, las instrucciones para el registro de la intensidad del dolor son indicadas en el Software del Instituto Nacional de Salud para la EAV el cual está instalado en el computador del dinamómetro isocinético (Fig. 12A). Al lado del computador estará ubicada la silla para la evaluación del dolor durante el paso de posición de pie a sedente (Fig. 12B).

Figura 13.

Instrucciones para la evaluación de la intensidad del dolor y ubicación de la silla con respecto al computador usado para el registro



Nota. A: instrucciones del software del Instituto Nacional de Salud para la evaluación de la intensidad del dolor; B: ubicación de la silla para la evaluación del dolor y computador que será usado para el registro.

El umbral de presión dolorosa determinado antes del ejercicio fue de 3,0Kgf, el cual disminuyó a 1,6Kgf, correspondiente a un cambio de 53,3%; la diferencia entre el segundo y tercer intento fue de tan sólo 0,2Kgf. Un estudio previo reportó valores promedio del umbral de presión dolorosa pre-EE del bíceps braquial de $4,7 \pm 2,3$ Kgf, y 24h pos-ejercicio de $2,7 \pm 12,5$ Kgf; los datos obtenidos en este primer entrenamiento se encuentran dentro de los rangos reportados por Aaron y cols²¹⁶. La intensidad de dolor durante la adopción del sedente pre-ejercicio fue reportada como 0,009mm, y 24h pos-ejercicio fue de 1,12mm. Lo anterior señala que el voluntario no reportó dolor durante la actividad funcional.

C. Estandarización del procedimiento de medición de la temperatura intramuscular**Objetivos:**

- Comprobar la calibración del termómetro multipropósito.
- Comparar las mediciones de profundidad de inserción del microsensor de aguja usando inserción guiada por ultrasonido portátil vs inserción sin el uso de este equipo.
- Determinar el cambio en la temperatura intramuscular en el músculo esquelético en proceso de reparación 24 horas después de la realización de un modelo de lesión experimental basado en ejercicio excéntrico.
- Determinar el cambio en la temperatura intramuscular en el músculo esquelético durante la aplicación de las tres intervenciones con UST.

Procedimiento: entre dos y tres días después, se convocaron cinco de los participantes previamente convocados, quienes asistieron al laboratorio de investigación en fisioterapia para las mediciones de temperatura intramuscular en el músculo esquelético sano. En esta prueba piloto, la unidad de análisis fue el miembro inferior del participante, el cual se aleatorizó a uno de los dos grupos de inserción del microsensor: inserción guiada mediante UST e inserción sin guía. En el grupo de inserción sin guía, la profundidad de inserción del microsensor fue verificada posterior a la inserción mediante ultrasonido portátil. Con este diseño experimental cruzado, la temperatura intramuscular fue medida en ambos muslos de los participantes para comparar la profundidad de inserción del microsensor usando ambas técnicas.

Pasadas 24h los participantes asistieron nuevamente al laboratorio de investigación en fisioterapia y realizaron el modelo de lesión experimental basado en ejercicio excéntrico con ambos miembros inferiores. A las 24h asistieron por última vez al laboratorio para realizar mediciones de temperatura intramuscular en el músculo esquelético en proceso de reparación. Para

estas mediciones se aleatorizó al grupo de tratamiento con UST. Se realizaron mediciones de temperatura intramuscular basal y durante la aplicación de UST según el modo que correspondiera.

Los procedimientos de comprobación de la calibración del termómetro, medición de la temperatura intramuscular y parámetros de aplicación del UST se detallan en la fase experimental.

Análisis estadístico: los datos fueron digitados por duplicado en el programa Excel para luego validarlos y analizarlos en el Software STATA IC 15. Inicialmente se determinó la normalidad de las variables del estudio mediante el test de Shapiro Wilk¹⁸⁹. De acuerdo con la distribución encontrada los datos fueron presentados como medias y desviaciones estándar ($X \pm DE$) para las variables de razón con distribución normal, o medianas y rangos intercuartílicos (Me [RIQ]) para las variables de razón con distribución no normal¹⁹⁰. Se determinó el nivel de acuerdo entre las inserciones realizadas con y sin ecógrafo portátil con el método de Bland y Altman.

Resultados

Fase 1. Comprobación de la calibración del termómetro multipropósito

Se verificó la correcta calibración del termómetro multipropósito. La diferencia entre la temperatura del CT-3 (usado para la verificación de la calibración) y la pantalla del termómetro multipropósito no difirió en más de 0,2°C. Este procedimiento se realizó previo a cada sesión de mediciones, para garantizar la precisión en las mediciones.

Fase 2. Comparación de las mediciones de profundidad de inserción del microsensor de aguja usando inserción guiada por ecografía portátil vs inserción sin el uso de este equipo.

A. Determinación de la profundidad de inserción del microsensor de aguja.

Se realizaron mediciones ecográficas y antropométricas del espesor total de la piel y tejido celular subcutáneo en el área de tratamiento, sitio de inserción del microsensor. Para ello, se realizó

un entrenamiento en las mediciones con plicómetro y su posterior comparación con las mediciones objetivas del espesor del tejido superficial mediante ecógrafo.

1. Entrenamiento en mediciones antropométricas mediante plicómetro.

Teniendo en cuenta que la longitud del microsensor es de 3 cm, fue necesario realizar mediciones del pliegue cutáneo en la zona de tratamiento con UST, considerando la frecuencia de la onda ultrasónica, y por ende la profundidad de inserción del microsensor (>2cm intramuscular). Usando un plicómetro Harpenden, se realizó la práctica de mediciones de diversos pliegues cutáneos en un total de 14 voluntarios con el objetivo de garantizar que las mediciones realizadas (tres veces en cada punto) no difirieran en más de 2mm. Considerando que esta medición corresponde al pliegue, el valor obtenido fue dividido en dos.

2. Medición del espesor total de la piel y tejido celular subcutáneo con ecógrafo portátil

Posteriormente, con la ayuda de una cirujana especialista, (se realizaron mediciones de la piel y tejido celular subcutáneo en el punto medio de la base de la zona definida para el tratamiento con UST (sitio de inserción del microsensor), en 9 de los 14 voluntarios mencionados en el ítem anterior. Durante el procedimiento, la especialista mediante la técnica clínica ubicó el cabezal del ecógrafo portátil (Vscan con sonda dual, General Electric Healthcare) sobre el sitio de inserción del microsensor sin presión para evitar la deformación de la piel (Fig. 13A y B). A continuación, se utilizó la herramienta de calibración del ecógrafo para la medición objetiva del pliegue cutáneo (Fig. 14)

Figura 14.

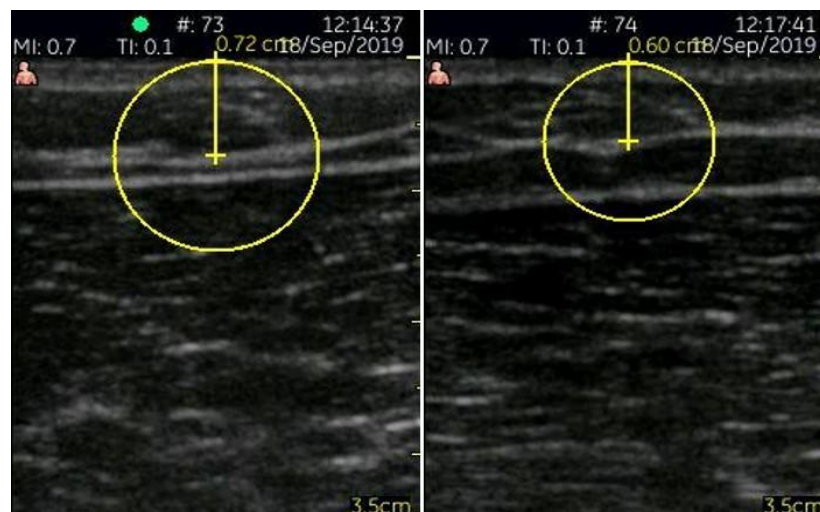
Medición de la piel y tejido celular subcutáneo en el punto medio de la base de la zona definida para el tratamiento con UST



Nota. A: ubicación del ecógrafo portátil durante la medición; B: visualización de los diferentes tejidos con el ecógrafo portátil.

Figura 15.

Uso del calibrador para la medición ecográfica del pliegue cutáneo del sitio de inserción del microsensor en dos voluntarios



Nota. (A y B). La medición corresponde al radio de la circunferencia.

En la tabla 8 se muestran los datos descriptivos de los voluntarios y de las mediciones ecográficas y antropométricas del pliegue cutáneo. No se detectaron diferencias estadísticamente significativas entre las dos mediciones ($p=0,55$), y se obtuvo una correlación significativa de 0,64 ($p=0,045$)²¹¹. Estos valores son similares a los obtenidos por Borba y cols, quienes en su estudio evaluaron la correlación entre las mediciones con ecógrafo y plicómetro del pliegue cutáneo del muslo de adultos jóvenes con IMC normal, encontrando una correlación significativa de 0,66 ($p>0,05$)²¹⁷. Con esto, se determinó que no se requería del ecógrafo para realizar las mediciones de tamizaje del pliegue cutáneo de los participantes. Con los resultados de las mediciones se concluyó que aún con pliegues cutáneos en el área de tratamiento de hasta 16,5mm, la profundidad alcanzada por el microsensor de aguja superaría los 2cm intramusculares.

Tabla 8.

Descripción de la población (n=9)

Variable	Promedio $\pm$ DE	Mínimo-Máximo
Edad (años)	20,78 $\pm$ 2,54	18 - 26
Talla (m)	1,71 $\pm$ 0,06	1,61 - 1,83
Peso (Kg)	65,36 $\pm$ 5,78	5,70 - 77,07
IMC	22,28 $\pm$ 2,03	18,57 - 24,60
Nivel de AF (MET/min/semana)	2551 $\pm$ 1504	1048 - 5811
Masa grasa (%)	11,22 $\pm$ 3,60	5,99 - 15,37
Grosor del tejido celular subcutáneo (mm)	5,49 $\pm$ 2,16	2 - 8,65
Grosor del tejido celular subcutáneo - ecógrafo (mm)	5,81 $\pm$ 1,38	3,70 - 7,30
Diferencia mediciones ecógrafo-plicómetro (mm)	0,32 $\pm$ 1,66	-1,40 - 3,45
VM: vasto medial; DE: desviación estándar		

B. Determinación del ángulo y técnica de inserción y fijación del microsensor intramuscular

Se realizaron entrenamientos de la inserción del microsensor utilizando un modelo de simulación, y su posterior práctica en un participante, supervisada por dos cirujanos.

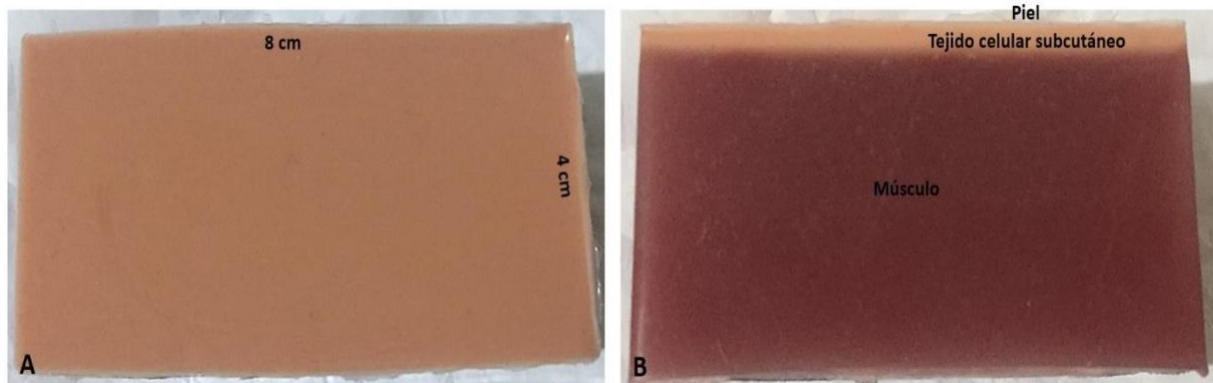
Entrenamiento en la inserción del microsensor de aguja en el tejido

1. Prácticas de inserción del microsensor de aguja en el modelo de simulación

Se utilizó un modelo de simulación de piel, tejido celular subcutáneo y músculo realizado por la cirujana especialista, para practicar la inserción del microsensor de aguja y poderse familiarizar con la ruptura de los diferentes tejidos durante el paso del microsensor (Fig. 15A y B)

Figura 16.

Modelo de simulación de piel, tejido celular subcutáneo y músculo



Nota. A: medidas del modelo de simulación; *B:* tejidos que conforman el modelo de simulación.

2. Determinación del sitio de inserción del microsensor de aguja y ángulo de inserción

El sitio de inserción del microsensor se definió como el punto medio de la base de la plantilla, sitio en el cual no discurre ninguna estructura vascular de calibre mayor, o estructura

nerviosa (corroboración anatómica en especímenes cadavéricos y ecográfica in-vivo). Adicionalmente, teniendo en cuenta que el punto de inserción se localiza en la zona central del vientre muscular del VM y con la correcta orientación del microsensor en el momento de la inserción, se minimiza la posibilidad de entrar en contacto con tabiques musculares o fascias que podrían generar dolor en el participante durante las mediciones de temperatura intramuscular.

El ángulo de inserción del microsensor con respecto a la piel del participante es de $\sim 70^\circ$, con el fin de lograr una penetración intramuscular adecuada ($\geq 2\text{cm}$) para las mediciones durante el tratamiento de UST con frecuencia de 1MHz, con el cual asumen efectos térmicos profundos. Para verificar el correcto ángulo de inserción ($\sim 70^\circ$) del microsensor dentro del modelo de simulación, se usó un goniómetro de dedos durante las prácticas (Fig. 16).

Figura 17.

Ángulo de inserción del microsensor medido en el modelo de simulación.



3. Prácticas de inserción del microsensor de aguja en voluntario sano

Se realizó una práctica de la inserción del microsensor en un participante, quien leyó y firmó el consentimiento informado.

Después de haber realizado las marcaciones del área de tratamiento, se realizó la inserción intramuscular del microsensor sin guía ecográfica. Para la inserción del microsensor se utilizaron técnicas estériles estándar, supervisadas por dos cirujanos especialistas. Durante el procedimiento el participante ubicado en decúbito supino mantuvo el miembro inferior dominante en posición neutra para garantizar la correcta inserción. El microsensor se insertó en el punto medio de la base de la zona de tratamiento con un ángulo de $\sim 70^\circ$, dirigido hacia la cresta iliaca ipsilateral del participante (Fig. 17A). Una vez insertado el microsensor, se fijó en la piel con micropore (Fig. 17B) y después de limpiar el jabón quirúrgico de la zona de tratamiento se fijó la termocupla cutánea (Fig. 17C).

Figura 18.

Orientación y fijación del microsensor y la termocupla cutánea en los sitios de medición de temperatura.



Nota. **A:** Cinta métrica indicando el sitio y la orientación del microsensor en el momento de la inserción; **B** y **C:** Fijaciones del microsensor y la termocupla cutánea; 1: fijación del cuerpo del microsensor; 2: fijación del cable del microsensor; 3: fijación de la termocupla cutánea

Una vez se fijaron los microsensors, previa calibración del termómetro, se inició la medición de la temperatura intramuscular basal (variación de temperatura no mayor a $0,2^{\circ}\text{C}$ durante 5 minutos consecutivos). Una vez se obtuvo la temperatura intramuscular basal, se realizó la medición de la temperatura cutánea basal. Con el propósito de verificar la fijación del

microsensor y determinar la viabilidad de la aplicación del UST concurrente con las mediciones de temperatura, se aplicó uno de los tratamientos descritos en la propuesta según parámetros definidos (duración total de 8min); durante el tratamiento se realizaron mediciones de temperatura intramuscular cada 30s. La temperatura cutánea fue medida nuevamente al finalizar la intervención. Los procedimientos fueron repetidos en el miembro inferior no-dominante del participante.

El participante no reportó sensación dolorosa o térmica durante la inserción del microsensor y durante los tratamientos aplicados (UST en modo continuo en miembro inferior dominante, y en modo pulsado en miembro inferior no-dominante).

Para la desinserción del microsensor simplemente se retiró la fijación y lentamente se extrajo el sensor. Dado el pequeño diámetro del microsensor, no se observó sangrado ni se refirió dolor. En conclusión, ésta es una técnica sencilla, que no genera dolor ni molestia al participante y cuyas mediciones pueden ser obtenidas antes y durante el tratamiento con UST a una profundidad intramuscular superior a 2cm.

Las mediciones se realizaron en el laboratorio de electrodiagnóstico de la escuela de fisioterapia, con temperatura ambiental de 25,7°C y humedad de 69%. Las temperaturas cutáneas iniciales y finales fueron de 34,6°C y 32,6°C, respectivamente. Con el tratamiento con UST continuo se obtuvo un delta de temperatura de 0,7°C (35,2°C - 35,9 °C) y con el UST pulsado se obtuvo un delta de temperatura de 0,4°C (34,5°C – 34,9°C). Teniendo en cuenta el rango de precisión del equipo ($\pm 0,2^{\circ}\text{C}$), se concluyó que el delta de temperatura producida por los tratamientos con UST fue de 0,5°C y 0,2°C con el UST continuo y pulsado, respectivamente.

4. Comparación de las mediciones de profundidad de inserción del microsensor de aguja usando inserción guiada por ecógrafo portátil vs. inserción sin guía.

Siguiendo los procedimientos descritos previamente, se realizaron mediciones de temperatura intramuscular en 4 participantes, quienes firmaron el consentimiento informado. Se aleatorizó el orden de inserción del microsensor (miembro inferior derecho vs miembro inferior izquierdo), el método de inserción (con guía ecográfica vs sin guía) y el tratamiento con UST aplicado (continuo vs pulsado) usando números aleatorios. En la tabla 9 se presenta la descripción de la población evaluada.

Tabla 9.

Descripción de la población (n=4)

Variable	Promedio ± DE	Mínimo - Máximo
Edad (años)	9,75 ± 2,36	18 - 23
Talla (m)	1,71 ± 0,09	1,61 - 1,83
Peso (Kg)	61,07 ± 2,35	58,70 - 63,80
IMC	20,9 ± 2,00	18,58 - 23,11
Nivel de AF (MET/min/semana)	2812 ± 1729	734 - 4724
Grosor del tejido celular subcutáneo - medición con plicómetro (mm)	4,90 ± 1,17	3,20 - 5,90
Grosor del tejido celular subcutáneo - ecógrafo (mm)	6,03 ± 1,03	4,50 - 6,70
Profundidad de inserción del microsensor (guiada)	2,75 ± 0,05	2,7 - 2,8
Profundidad de inserción del microsensor (sin guía)	2,75 ± 0,08	2,6 - 2,8

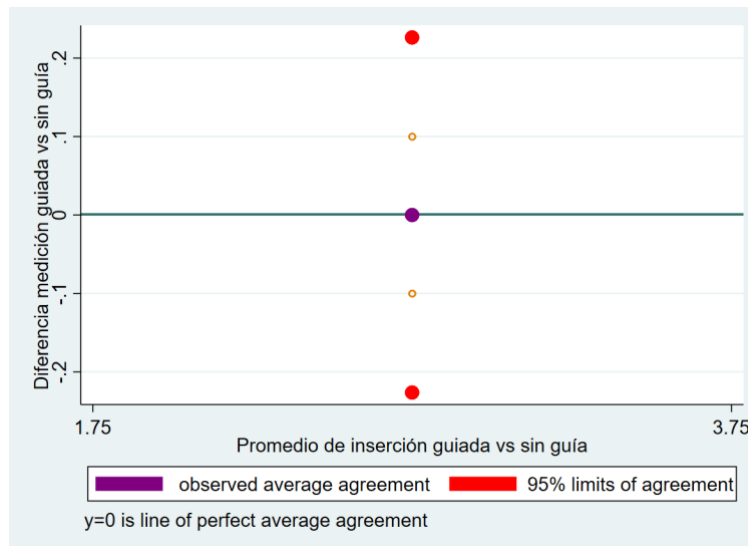
Durante la inserción con guía ecográfica se mantuvo el ecógrafo sobre la zona de inserción mientras se dirigía el microsensor a nivel intramuscular del VM, en la situación sin guía, al finalizar la fijación de los equipos se verificó la profundidad de ubicación del microsensor.

Se encontró un acuerdo promedio entre la inserción del microsensor con guía vs sin guía de $0,000 \pm 0,110$, límites de acuerdo $(-0,215 ; 0,215)$ Fig. 19. Como se evidencia en la tabla 2 la profundidad promedio del microsensor en el VM de los participantes con los dos modos de

inserción fue de 2,75 cm evidenciando que las mediciones se realizaron a una profundidad >2cm como se planteó inicialmente.

Figura 19.

Límites de acuerdo de Bland y Altman inserción guiada vs sin guía



Fase 3. Exploración del cambio en la temperatura intramuscular inducido por la lesión muscular, y del inducido por el UST (resultados preliminares).

En total se evaluaron 2 participantes (4 miembros inferiores) en quienes se pudieron completar las mediciones de temperatura en músculo sano y en proceso de reparación. En la tabla 10 se describen las características de los participantes y sus respectivas las mediciones de temperatura promediadas en los miembros inferiores.

A. *Comparación de temperatura basal en músculo sano vs temperatura basal en músculo lesionado*

Tabla 10.

Descripción de los participantes y temperatura intramuscular basal en músculo sano y en reparación (n=2)

P	Edad (años)	IMC	METS	Grosor TCS-eco (mm)	Grosor TCS-plic (mm)	T° músculo sano (°C)	T° músculo en reparación (°C)	T° ambiental (°C)	Humedad ambiental (%)
1	18	18,6	4724	6,6	3,2	36,3±0,1	36,0±0,2	25,0±0,4	59,0±1,4
2	23	23,1	3594	6,7	5,2	35,6±0,1	35,5±0,1	25,0±0,2	57,8±1,3

P: participante; TCS: tejido celular subcutáneo; Eco: Ecógrafo; Plic: plicómetro; T: temperatura

Bajo las condiciones ambientales descritas en la tabla 3, la temperatura intramuscular en músculo en reparación disminuyó 0,6°C con respecto a la temperatura basal en músculo sano. Teniendo en cuenta el rango de precisión del equipo ($\pm 0,02$), se concluyó que la temperatura intramuscular sólo disminuyó 0,4°C.

B. *Cambio temperatura músculo sano y lesionado con las aplicaciones de UST continuo y pulsado.*

Las mediciones de temperatura en músculo sano se realizaron en 4 participantes (cuya descripción se encuentra en la tabla 2), los cuales fueron aleatorizados a uno de los dos tratamientos con UST (continuo vs pulsado) usando números aleatorios. Una vez insertado el microsensor se esperó a que la temperatura intramuscular no variara más de 0,2°C por 5 minutos seguidos y ese valor fue considerado la temperatura basal. A continuación se registró la temperatura cutánea con la termocupla superficial siguiendo el mismo procedimiento. Cada participante recibió dos

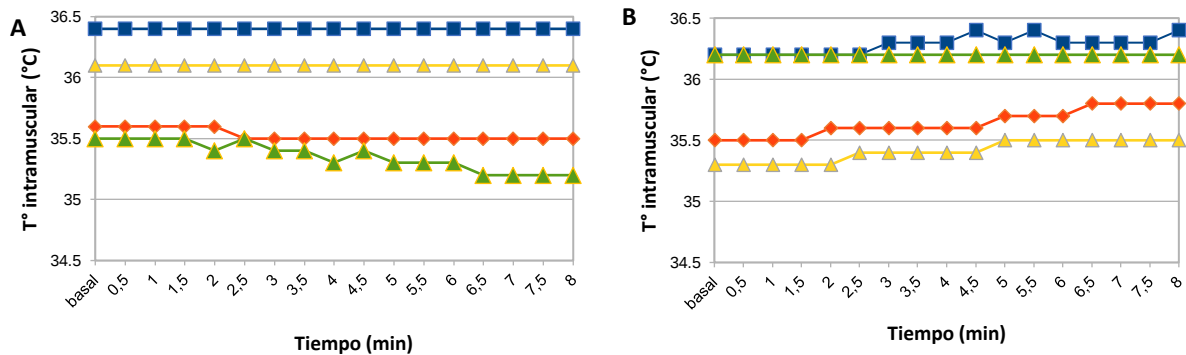
tratamientos con UST (uno en cada miembro inferior). El auxiliar encargado del enmascaramiento de la intervención cumplía las funciones descritas en el numeral 2 del apartado de “Resultados de estandarización del procedimiento de aplicación de UST”. Una vez finalizaba la intervención se registraba la temperatura intramuscular final, se limpiaba el exceso de gel de la zona de tratamiento y se fijaba nuevamente la termocupla superficial para medir la temperatura cutánea final (siguiendo el mismo procedimiento descrito).

En la figura 20 se encuentran las mediciones de temperatura intramuscular durante las aplicaciones de UST en músculo sano (no ejercitado) en los modos continuo (Fig. 19A) y pulsado (Fig. 19B).

En el músculo sano, la temperatura cutánea disminuyó en promedio $0,80 \pm 0,37^{\circ}\text{C}$ después de las aplicaciones de UST. Con las aplicaciones del UST en modo continuo, el delta de temperatura intramuscular promedio fue de $-0,1 \pm 0,1^{\circ}\text{C}$; sin embargo, teniendo en cuenta el rango de precisión del equipo ($\pm 0,2$), se concluye que no hubo cambio de temperatura con esta aplicación. Con las aplicaciones de UST en modo pulsado se evidenció un delta de temperatura promedio de $0,2 \pm 0,1^{\circ}\text{C}$. Teniendo en cuenta el rango de precisión del equipo ($\pm 0,2$), se concluye que tampoco hubo cambio de temperatura con esta aplicación.

Figura 20.

Temperatura intramuscular medida en el Vasto Medial no ejercitado, durante tratamiento con Ultrasonido Terapéutico en modo Continuo.

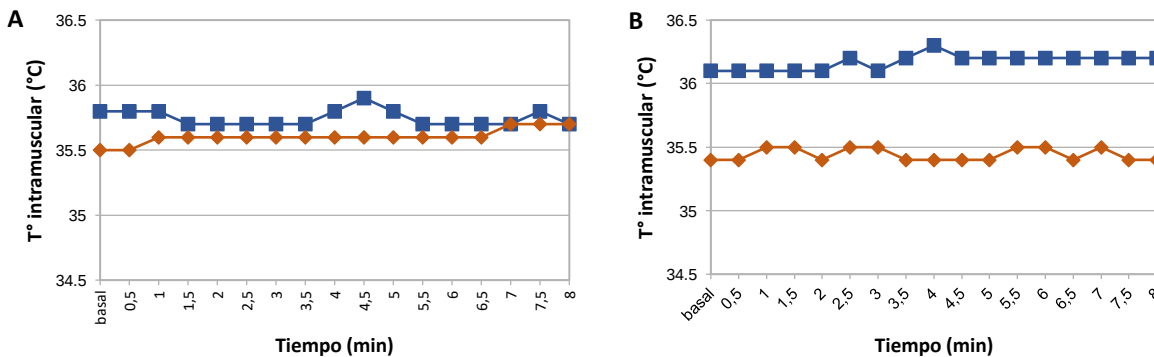


Nota. (A) y en modo pulsado (B). Cada línea representa un participante evaluado: línea azul: participante 1; línea naranja: participante 2; línea amarilla: participante 3; línea verde: participante 4.

En la figura 21 se encuentran las mediciones de temperatura intramuscular durante las aplicaciones de UST en músculo en reparación (ejercitado) en los modos continuo (Fig. 20A) y pulsado (Fig. 20B). La temperatura cutánea disminuyó en promedio $1,25 \pm 1,10^{\circ}\text{C}$ después de las aplicaciones de UST. Con las aplicaciones de UST en modo continuo se evidenció una disminución de temperatura intramuscular promedio de $0,1 \pm 0,1^{\circ}\text{C}$. Sin embargo; se concluyó que no hubo cambio de temperatura, teniendo en cuenta el rango de precisión del equipo ($\pm 0,2$). Con las aplicaciones de UST en modo pulsado se evidenció un delta de temperatura promedio de $0,2 \pm 0,1^{\circ}\text{C}$. Sin embargo; igual que en el caso anterior, se concluyó que no hubo cambio de temperatura, teniendo en cuenta el rango de precisión del equipo ($\pm 0,2$).

Figura 21.

Temperatura intramuscular medida en el Vasto Medial ejercitado, durante tratamiento con Ultrasonido Terapéutico en modo Continuo.



Nota. (A) y en modo pulsado (B). Cada línea representa un participante evaluado: línea azul: participante 1; línea naranja: participante 2.

D. Estandarización del procedimiento de medición de desempeño muscular a través de dinamometría isocinética

Objetivo:

- Determinar la reproducibilidad intraevaluador y el nivel de acuerdo de los métodos de determinación de las variables de desempeño muscular.

- **Procedimiento:** se convocaron 8 participantes mediante un muestreo no probabilístico, que cumplieran con los criterios de selección del estudio quienes firmaron el consentimiento informado, y recibieron una sesión de familiarización de los protocolos. Para la ejecución de los protocolos de dinamometría, se siguieron los protocolos detallados en la fase experimental. Para determinar la reproducibilidad intraevaluador de los protocolos los participantes asistieron al laboratorio de investigación en fisioterapia 24 horas después de la familiarización para la primera evaluación de las variables de desempeño muscular en el miembro

inferior dominante y regresaron 8 días después para repetir las mismas evaluaciones, garantizando con este periodo de tiempo la independencia entre las mediciones. Los participantes siguieron las mismas recomendaciones que se dieron en la fase experimental, relacionadas con la abstención en el consumo de bebidas estimulantes 8 horas antes, realización de ejercicio 2 horas antes de las mediciones, uso de modalidades físicas para el manejo del dolor y consumo de medicamentos analgésicos, antiinflamatorio y/o relajantes musculares durante el estudio.

Análisis estadístico: los datos fueron digitados por duplicado en el programa Excel para realizar posteriormente su validación y análisis en el Software STATA IC 15. Inicialmente se realizó la determinación de la normalidad de las variables del estudio mediante el test de Shapiro Wilk¹⁸⁹. El nivel de acuerdo entre las mediciones se evaluó con el método de Bland y Altman¹⁹¹. Debido a que todas las variables fueron medidas en escala de razón, la reproducibilidad intraevaluador se analizó a través del CCI(2,1)¹⁹², al cual se le calculó su respectivo Intervalo de Confianza del 95% (IC 95%)¹⁹³. Los CCI se interpretaron de acuerdo a la clasificación de Fleiss¹⁹⁴. Se consideró un nivel de significancia ≤ 0.05 .

Resultados

Los CCI para las variables dinamométricas mostraron una alta reproducibilidad para el torque máximo isométrico 0,82 [IC 95%: 0,37-0,96], el torque máximo isocinético concéntrico 0,84 [IC 95%: 0,41-0,96] y el tiempo de aceleración 0,94 [IC 95%: 0,76-0,99], moderada para el trabajo muscular 0,79 [IC 95%: 0,24-0,95] y débil para el ángulo en el torque máximo 0,34 [IC 95%: -0,53-0,83] y el tiempo de desaceleración 0,46 [IC 95%: -0,31;0,86], determinados con las contracciones de buena calidad biomecánica detectadas con el Dynamopy; datos presentados en la tabla 11. Estos resultados son similares a los presentados por Camacho y cols(Camacho, 2017), y Reina y cols(Reina, 2017) quienes usaron protocolos de evaluación similares obteniendo valores

de reproducibilidad altos para el torque isométrico máximo 0,72 [IC 95%: 0,05-0,94] y moderados para el torque máximo isocinético concéntrico 0,60 [IC 95%:-0,88-0,47] y el trabajo muscular 0,59 [IC 95%:-0,53-0,88]. Así mismo en la literatura se reporta una débil reproducibilidad para el ángulo en el torque máximo 0,43 [IC 95%: 0,18-0,64] usando la misma velocidad de evaluación con un rango de movimiento similar y el mismo equipo(Nugent et al., 2015).

Los resultados del nivel de acuerdo y el promedio de las diferencias de todas las variables durante la evaluación mostraron de manera general los límites de acuerdo del 95% estrechos, el promedio de las diferencias cercano a cero sin sesgos evidentes en la distribución de las diferencias y menos del 5% de los datos en las variables de tiempo de aceleración y desaceleración estuvieron por fuera de los límites de acuerdo Datos presentados en las figuras 21-26.

En la literatura revisada no se encontraron estudios que hayan evaluado la reproducibilidad y el acuerdo de las variables tiempo de aceleración y desaceleración. Lo anterior se puede deber a que estas dos variables no se evalúan comúnmente como parte de la exploración del desempeño muscular.

En conclusión, se determinó una buena reproducibilidad y nivel de acuerdo para el torque máximo isométrico, torque máximo isocinético concéntrico y el tiempo de aceleración, moderada reproducibilidad con buen nivel de acuerdo para el trabajo máximo y una reproducibilidad débil pero con buen acuerdo para el ángulo en el torque máximo y el tiempo de desaceleración. Estos hallazgos son similares a los reportados en estudios previos de determinación de las propiedades psicométricas de las evaluaciones dinamométricas(Camacho, 2017; Nugent et al., 2015; Reina, 2017).

Tabla 11.

Reproducibilidad y acuerdo variables dinamométricas

Variable	Primera medición ($\bar{x} \pm DE$)	Segunda medición ($\bar{x} \pm DE$)	Promedio de las diferencias ($\bar{x} \pm DE$) [IC95%]	CCI [IC95%]
Torque máximo isométrico (Nm)	113,89 $\pm$ 19,81	120,20 $\pm$ 20,13	-5,70 $\pm$ 9,95 [-25,21 ; 13,80]	0,82 [0,37 ; 0,96]
Torque máximo isocinético concéntrico (Nm)	132,73 $\pm$ 26,61	128,78 $\pm$ 21,66	3,96 $\pm$ 14,10 [-23,70 ; 31,60]	0,84 [0,41 ; 0,96]
Ángulo en el torque máximo (°)	89,34 $\pm$ 5,34	88,60 $\pm$ 7,04	-0,50 $\pm$ 6,49 [-12,23 ; 13,22]	0,34 [-0,53 ; 0,83]
Trabajo (J)	9329,92 $\pm$ 1847,21	9427,79 $\pm$ 1137,61	-97,87 $\pm$ 1037,49 [-2131,31 ; 1935,56]	0,79 [0,24 ; 0,95]
Tiempo de aceleración (ms)	0,26 $\pm$ 0,04	0,23 $\pm$ 0,05	0,005 $\pm$ 0,02 [-0,03 ; 0,04]	0,94 [0,76, 0,99]
Tiempo de desaceleración (ms)	0,16 $\pm$ 0,05	0,15 $\pm$ 0,04	0,03 $\pm$ 0,07 [-0,12 ; 0,17]	0,46 [-0,31 ; 0,86]

Figura 22.

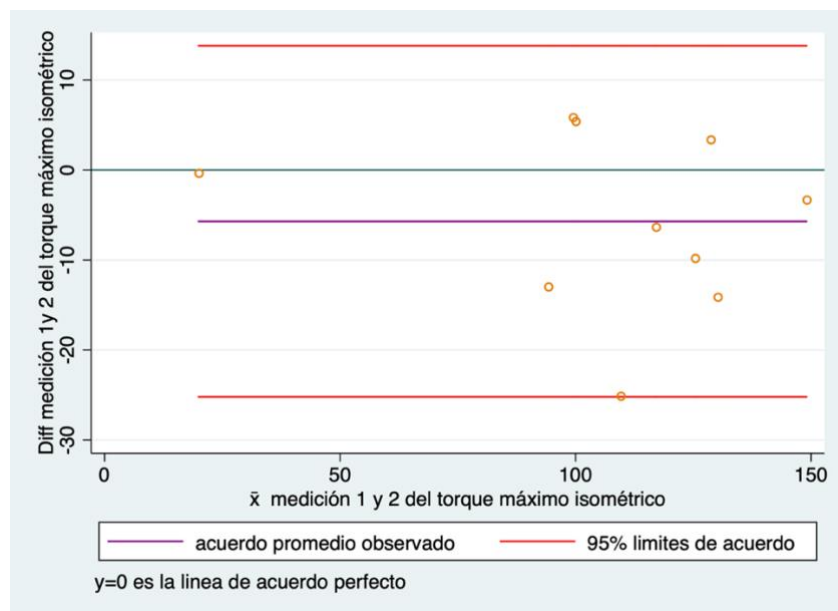
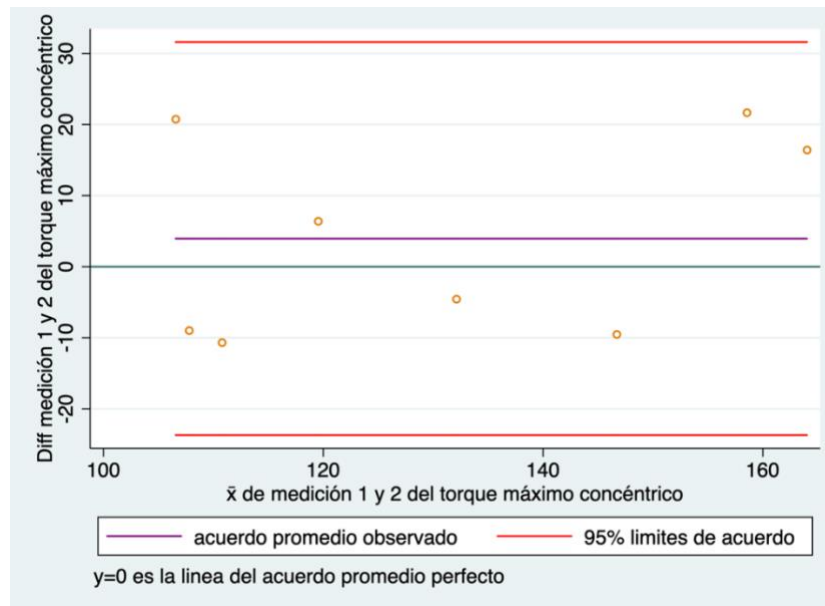
Límites de Acuerdo de Blant y Altam para el torque máximo isométrico

Figura 23.

Límites de Acuerdo de Blant y Altam para el torque máximo isocinético concéntrico

**Figura 24.**

Límites de Acuerdo de Blant y Altam para el ángulo en el torque máximo

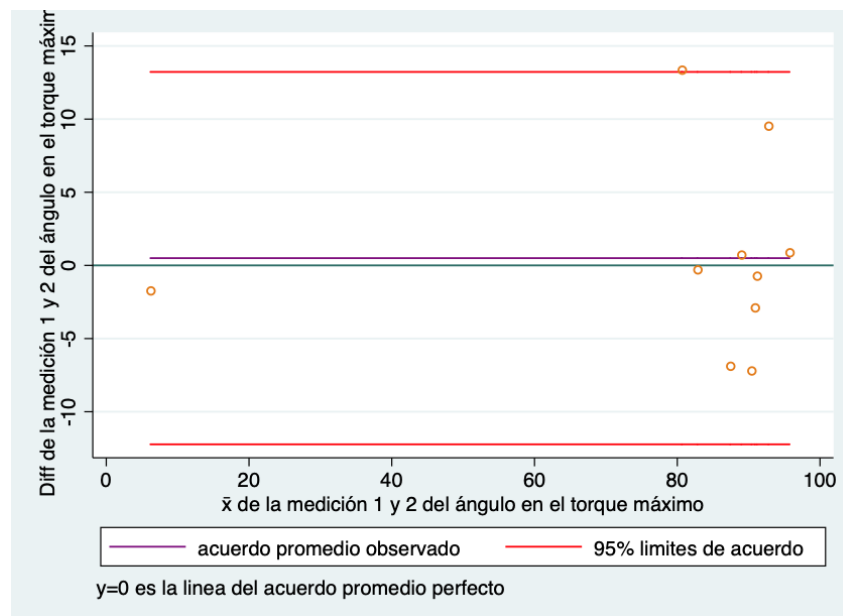


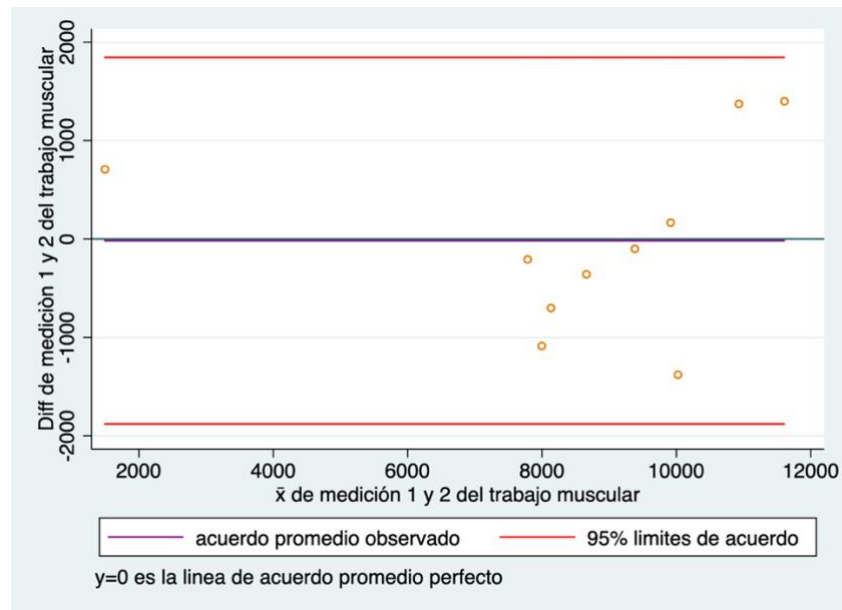
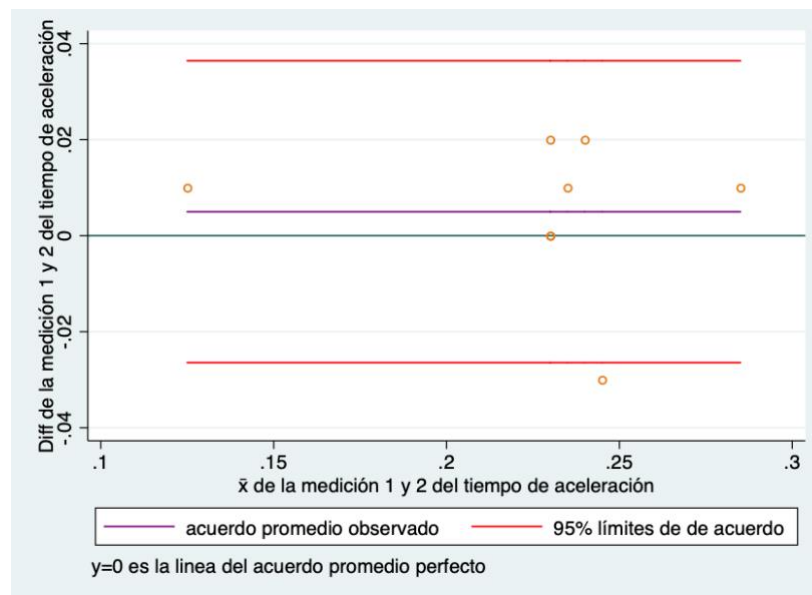
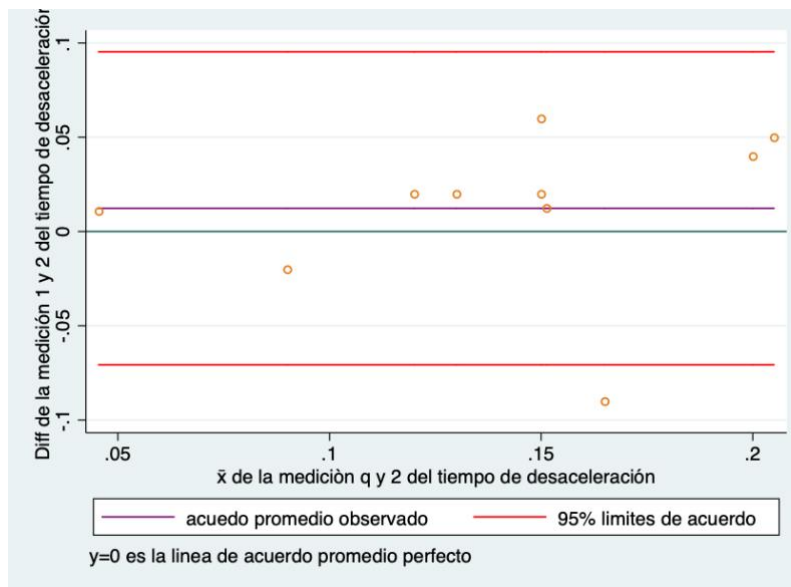
Figura 25.*Límites de Acuerdo de Blant y Altam para el trabajo máximo***Figura 26.***Límites de Acuerdo de Blant y Altam para el tiempo de aceleración*

Figura 27.

Límites de Acuerdo de Blant y Altam para el tiempo de desaceleración



Apéndice F. Carta de consentimiento informado

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER

FACULTAD DE SALUD

ESCUELA DE FISIOTERAPIA-MAESTRÍA EN FISIOTERAPIA

TITULO DE LA PROPUESTA: Efecto del ultrasonido terapéutico continuo y pulsado, sobre la temperatura intramuscular, el dolor y el desempeño del músculo esquelético en proceso de reparación en hombres jóvenes saludables. Estudio preliminar.

TITULO DE LA PROPUESTA: *Efecto del ultrasonido terapéutico continuo y pulsado, sobre la temperatura intramuscular, el dolor y el desempeño del músculo esquelético en proceso de reparación en hombres jóvenes saludables*

IVONNE NATALIA TORRES JAIMES, Ftp., Esp., Estudiante de Maestría en Fisioterapia UIS.

DIANA CAROLINA DELGADO DÍAZ, Ftp., MS., PhD. Profesora asociada adscrita a la Escuela de Fisioterapia UIS. Directora del proyecto.

Con base en lo establecido en la Resolución N° 008430 del 4 de octubre de 1993 por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud en Colombia y según el artículo 15 relacionado con el Consentimiento Informado usted deberá conocer de forma completa y clara los aspectos de la investigación. Lo invitamos a participar de este estudio, por tanto, en este documento le brindaremos información detallada de cada uno de los procedimientos involucrados en la investigación. Esta información, y la resolución de sus dudas le permitirá tomar la decisión de participar o no. Tenga en cuenta que usted está en libertad de retirarse del estudio en el momento que considere necesario, y retirar consigo la información que haya proporcionado; su decisión no será cuestionada.

Justificación

Actualmente, el Ultrasonido Terapéutico (UST) es uno de los tratamientos más usados en la fisioterapia, principalmente para el manejo de lesiones musculares. El UST es una onda de energía sonora (que los humanos no logramos escuchar) que se asume que cuando está en contacto con el cuerpo genera calentamiento en su interior, aumentando la circulación de sangre y/o produciendo cambios en la función de las proteínas del tejido, modificando la función de algunas células que pueden contribuir con la reparación de los músculos después de una lesión. Sin embargo, no existe suficiente información que soporte que los efectos del UST son suficientes para mejorar la reparación muscular, dada las múltiples combinaciones de parámetros (duración del tratamiento, intensidad y forma de la energía) de aplicación.

En este proyecto de investigación se evalúa el calentamiento de los músculos que estiran la rodilla durante el tratamiento con UST, la fuerza que los músculos pueden producir y el dolor que usted puede sentir producto de una sesión de ejercicio físico en un equipo similar al de los gimnasios. Estas evaluaciones nos muestran cómo se está reparando el músculo después del ejercicio.

Objetivo del estudio

Comparar el efecto de tres formas de UST (pulsado, continuo y placebo), sobre la temperatura al interior del músculo, el dolor y la fuerza de los músculos después del ejercicio, en hombres jóvenes sanos y físicamente activos.

Descripción

Para el desarrollo del presente estudio se reclutarán hombres sanos, entre los 18 y 30 años, estudiantes de la UIS, sede Bucaramanga, con índice de masa corporal entre 18-24.9 Kg/m²,

físicamente activos. Para que participe se debe verificar que no cumpla con ninguno de los criterios detallados a continuación, lo cual se hará una vez firme este documento.

Criterios de exclusión del estudio

-Haber sufrido lesiones en ligamentos, meniscos, cápsula articular (menos de un año) o los músculos de las piernas (hace menos de cuatro meses).

-Tener alguna infección activa (ejemplo gripa)

-Sufrir de alguna enfermedad cardiovascular, diabetes mellitus, alteraciones metabólicas, distrofias musculares, VIH/Sida, hepatitis B o C.

-Estar aplicando de manera tópica o intramuscular algún analgésico, anti-inflamatorios y/o relajante muscular.

-Consumir medicamentos anticoagulantes o antiagregantes plaquetarios.

-Haber participado en programas de ejercicio físico que impliquen levantamiento de pesas, en los últimos seis meses.

-Tener alguna lesión en la piel, infección o alergias en los miembros inferiores.

-Presentar alteraciones de la sensibilidad relacionadas con la percepción de cambios de temperatura en las piernas.

-Tener algún material de osteosíntesis (platinos, tornillos, placas) o un tumor en las piernas.

-Ser alérgico a la lidocaína.

-Realizar ejercicio físico 2 horas antes de las evaluaciones e intervención con UST durante el estudio.

-Consumir bebidas con estimulantes (cafeína, taurina, resveratrol, entre otros) 8h antes de las visitas al laboratorio.

-Aplicar hielo o alguna otra forma de crioterapia o calor, corrientes eléctricas, elevar las piernas, recibir masaje u otro tratamiento alternativo para la disminución del dolor muscular inducido por el ejercicio.

Procedimientos: todos los protocolos involucrados en esta investigación serán realizados en su miembro inferior dominante.

1. Ejercicio físico, con el fin de inducir lesión muscular

- Se utilizará un dinamómetro isocinético (equipo similar al de extensión de pierna de los gimnasios) ubicado en el laboratorio de investigación en fisioterapia (ver figura 1).

- La sesión de ejercicio físico simula un día de entrenamiento específico para los músculos del muslo, después de un calentamiento de 5min (pedaleo).

- Usted realizará 20 series de 10 repeticiones de extensión de la rodilla, con 1min de descanso entre series (total: 200 repeticiones).

- Usted se mantendrá hidratado, y la correcta ejecución e intensidad del ejercicio será monitoreada por la investigadora principal (frecuencia cardiaca) antes, durante e inmediatamente después de la sesión de ejercicio. Este ejercicio es seguro, simula una sesión de levantamiento de pesas dirigida a los músculos del muslo, y genera cansancio muscular, dolor y pérdida de fuerza temporal como parte del proceso normal de adaptación del músculo. Estos síntomas serán progresivos, siendo más intensos dos días después del ejercicio, y deben desaparecer aproximadamente 5 días después del ejercicio.



Figura 1. Ubicación del participante en el dinamómetro isocinético

2. Evaluaciones

a. *Mediciones antropométricas.* Se medirá el peso, la talla, y el pliegue cutáneo de la pierna dominante.

b. *Verificación del efecto del ejercicio, mediante la medición de actividad enzimática en sangre.* En el laboratorio clínico UIS, mediante procedimientos estándar se realizarán dos tomas de sangre (antes y 1 día después del ejercicio, en la vena del brazo), en las cuales se medirá la actividad de la enzima Creatin Kinasa muscular, cuyo aumento demuestra lesión muscular.

c. *Fuerza muscular.* Estas mediciones serán realizadas durante contracciones de los músculos del muslo (cuádriceps), utilizando el dinamómetro isocinético (mismo equipo utilizado para el ejercicio, figura 1). Se le pedirá que realice dos tipos de contracciones musculares (con y sin movimiento), mientras que el equipo mide la fuerza en tiempo real.

d. *Dolor muscular.* El dolor que genera el ejercicio será evaluado de dos formas:

i. *Algómetro,* equipo que permite aplicar presión sobre el muslo, y cuantificar la presión soportada antes de percibir dolor (figura 2). Esta medición no genera dolor permanente, sólo durante la presión ejercida.



Figura 2. Medición de dolor con el algómetro.

ii. Durante la actividad de sentarse en una silla lentamente, cuantificando el dolor en una escala de 0 - 100.

e. Durante la aplicación del UST se medirá la temperatura intramuscular. Para ello, antes del inicio del tratamiento se anestesiara la piel y se insertará una aguja de pequeño calibre al interior del músculo, la cual permanecerá inmóvil durante la totalidad del tratamiento (figura 3).



Figura 3. Aguja de medición de temperatura insertada en el muslo.

Esta medición es invasiva, genera dolor únicamente al momento de la inserción, el cual es minimizado mediante el uso de anestésico local.

3. Intervención

Usted será asignado al azar a uno de los grupos de intervención: continuo, pulsado o placebo, para la aplicación de UST en el área demarcada (marcador quirúrgico). En los grupos continuo y pulsado se emitirá energía ultrasónica en dos modos; en el grupo placebo el equipo no emitirá energía (figura 4). Usted no sabrá a cuál grupo ha sido asignado, y recibirá un único tratamiento 1d después del ejercicio.



Figura 4. Aplicación del tratamiento UST. Jeringa con gel a base de agua, y metrónomo para mantener la velocidad del movimiento del cabezal.

Visitas al laboratorio y orden de los procedimientos

Usted realizará 5 visitas al laboratorio de investigación en fisioterapia, incluyendo el día de hoy, así:

Visita 1. Duración ~2h.

- Lectura, toma de decisión con respecto a su participación y firma de este documento, en caso de respuesta positiva.
- La investigadora revisará el cumplimiento de los criterios definidos en el estudio para su inclusión en el estudio, utilizando un formato de tamizaje, realización de mediciones antropométricas y diligenciamiento del formulario de actividad física (*International Physical Activity Questionnaire*).

Se realizará además medición de temperatura corporal mediante termómetro de mercurio tomada en la axila, prueba de alergia a la lidocaína en el antebrazo y evaluación de la sensibilidad a cambios de temperatura en el muslo.

- Si usted es incluido en el estudio y decide participar, será asignado al azar a uno de los tres grupos de intervención y se programarán cuatro visitas adicionales al laboratorio de investigación en Fisioterapia a la misma hora del día, en el curso de una semana.

- Familiarización con los equipos y procedimientos del estudio.

Visita 2. Duración ~45min.

- Toma de la primera muestra de sangre en el laboratorio clínico UIS
- Marcación de la zona de tratamiento
- Evaluación de la fuerza y el dolor muscular

Visita 3. Duración ~45min; 24h después de la visita 2.

- Realización de la sesión de ejercicio físico en el dinamómetro isocinético.

Visita 4. Duración ~2h; 24h después de la visita 3.

- Toma de la segunda muestra de sangre
- Evaluación de fuerza y dolor muscular
- Inserción de la aguja para la determinación de temperatura intramuscular
- Aplicación del tratamiento con UST

Visita 5. Duración ~45min; 24h después de la visita 4.

- Evaluación de fuerza y dolor muscular.

Seguimiento

Usted recibirá una llamada telefónica de la investigadora principal entre 3 y 5d después de la finalización del estudio con el fin de verificar el estado del participante.

Posibles riesgos derivados de su participación y su minimización

Los procedimientos serán aplicados y supervisados por fisioterapeutas de amplia experiencia profesional y formación avanzada; la inserción de la aguja para la medición de

temperatura será apoyada por un médico cirujano. La investigadora principal es fisioterapeuta, candidata a Magister en Fisioterapia, con entrenamiento en la ejecución de todos los protocolos del estudio. La directora del proyecto es fisioterapeuta, con más de 10 años de experiencia profesional, magister y doctora en ciencias del ejercicio, quien ha desarrollado siete proyectos de investigación que involucran los procedimientos de este estudio.

- Las evaluaciones de dolor y fuerza muscular, y el protocolo de ejercicio físico han sido estandarizados en el laboratorio de investigación en fisioterapia, lo cual garantiza la seguridad de los participantes.

- Los participantes del proyecto deben estar en buen estado de salud y ser físicamente activos, minimizando el riesgo de respuesta inadecuada al ejercicio físico (dolor en el pecho, sudoración fría, visión borrosa, presión sistólica >250 mmHg y diastólica > 115mmHg, manifestación de imposibilidad para continuar, o calambres en las piernas).

- La sesión de ejercicio es similar a una sesión de levantamiento de pesas en un gimnasio. Por tanto, se presenta los mismos efectos inmediatos normales de incremento de la frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria, presión arterial y sudoración. Para verificar la respuesta normal al ejercicio, los signos vitales serán monitorizados antes, durante y después. En caso de que su respuesta al ejercicio sea inadecuada, se suspenderá el ejercicio y se procederá al enfriamiento (caminata ligera) hasta tanto se estabilicen los signos vitales y desaparezcan los síntomas.

En los días posteriores al ejercicio (2-5d), usted experimentará disminución de la fuerza muscular y dolor localizado en el muslo, lo cual le dificultará caminar rápido, bajar y subir escaleras, correr, saltar, así como sentarse y pararse de sillas que sean muy bajas. Estos efectos del ejercicio son completamente normales y propios de la adaptación del músculo, y deben

desaparecer aproximadamente cinco días después de la sesión de ejercicio, como ha sido verificado en investigaciones previas realizadas en el laboratorio. En caso de que no sea así, se le brindará atención por parte del personal de fisioterapia para optimizar la reparación del tejido lesionado utilizando modalidades físicas y/o del ejercicio para lograrlo.

- Durante la toma de muestra de sangre se usarán prácticas estériles estándar, acreditadas en el laboratorio clínico UIS. Algunas personas experimentan síntomas pasajeros como dolor leve o hematoma (morado) en el sitio de punción.

- El UST es una modalidad física comúnmente usada en fisioterapia. En la literatura publicada no reporta efectos sistémicos del UST. El calentamiento que produce el UST, al combinar ciertos parámetros es local y profunda (~3cm desde la piel), y no afecta la temperatura en otra zona, ni incrementa la temperatura central del cuerpo. Durante su aplicación, el movimiento continuo del cabezal del equipo abarcará toda el área de tratamiento garantizando que no se concentre la energía en un único punto, lo cual evita posibles quemaduras.

- La medición de temperatura intramuscular es un procedimiento seguro, el riesgo de sangrado, hematomas, dolor e infecciones son mínimos con bajas posibilidades de complicaciones. Las agujas serán previamente esterilizadas para evitar infecciones; su material les permite ser insertadas en los tejidos del cuerpo humano, y ser sometidas a incrementos en su temperatura para su esterilización. La técnica de inserción y remoción de la aguja será supervisada por un médico especialista en cirugía general, y el entrenamiento de la investigadora se realizará a través de inserción guiada con ultrasonografía. El sitio de inserción es prácticamente indetectable a los pocos días del procedimiento. Todos los insumos que se utilicen en esta medición serán desechados cuando finalice.

· En caso de que usted presente alguna complicación, el procedimiento se detendrá de inmediato y usted será trasladado al servicio de bienestar universitario para su valoración por parte del personal médico. Los gastos médicos que deriven de este tratamiento no serán cubiertos por el participante.

Costos y beneficios

Los gastos de todos los procedimientos serán cubiertos por el proyecto de investigación, dado que son requeridos sólo para efectos del estudio. Este estudio no dará ningún reconocimiento económico a las personas que acepten participar; no obstante, en caso de que usted requiera apoyo en los desplazamientos, podrá hacer uso del bus de la UIS para que realice sus traslados entre el campus central y la facultad de salud, esto en aras de facilitar su asistencia a las visitas en el laboratorio ubicado en la Facultad de Salud. Cuando finalice el experimento, usted recibirá el reporte completo de las mediciones de fuerza muscular, acompañado de indicaciones específicas para mejorar su condición muscular mediante el ejercicio físico. Además, las investigadoras le brindarán información actual sobre los resultados del estudio y el conocimiento científico que de éste se derive.

Los resultados de esta investigación serán socializados ante el personal de fisioterapia que utiliza el UST durante la rehabilitación, y serán presentados en eventos científicos.

Confidencialidad

Todos los datos recolectados durante la investigación son confidenciales. Siguiendo lo estipulado en la ley 1581 de 2012 y su decreto reglamentario 1377 de 2013, los formatos de registro serán codificados con números para evitar el manejo de nombres e información personal. Sin embargo, con el fin de manejar adecuadamente la información, un miembro del comité de ética estará autorizado para consultar los datos de los participantes. Según lo establecido en el artículo

8 de la resolución 008430 de 1993, sólo se divulgará su información personal, previa autorización, en caso de que usted presente alguna reacción adversa durante los procedimientos del estudio que requiera atención médica.

Usted está en libertad de autorizar o no que los datos obtenidos en este estudio puedan ser utilizados en estudios futuros, previa aprobación del Comité de Ética para la Investigación Científica de la UIS.

Cualquier inquietud adicional que surja con respecto a los procedimientos, riesgos, beneficios y otros asuntos relacionados con la investigación, serán respondidas por las investigadoras:

Ivonne Natalia Torres Jaimes

Estudiante de Maestría en Fisioterapia

nathalia.torres.jaimes@outlook.com

Celular: 3166966329

Carrera 32 N. 29 – 31 primer piso, Facultad de Salud

Universidad Industrial de Santander

Diana Carolina Delgado Díaz

Profesora Asociada Escuela de Fisioterapia

diacadel@uis.edu.co

Teléfonos: 6344000 ext. 3413, 6358582

Facultad de Salud

Universidad Industrial de Santander

Si tiene alguna pregunta con respecto a sus derechos como participante de investigación, puede contactar al Comité de Ética en Investigación Científica (CEINCI):
comitedetica@uis.edu.co

Teléfonos: 6344000 ext.3808

Cr 19 # 35 – 02, Sede Bucarica Oficina 245. UIS.

Procedimientos que autoriza al firmar este documento

Si usted decide participar por favor firme este documento. Recuerde que esta firma **no lo obliga a completar el estudio**, tan sólo confirma que usted ha sido informado sobre la naturaleza, riesgos y procedimientos de su participación en este proyecto de investigación.

Así mismo, su firma indica la autorización para la realización de las mediciones de talla, peso, pliegue cutáneo del muslo, diligenciamiento del cuestionario de tamizaje y del formulario de actividad física, medición de temperatura, prueba de alergia a la lidocaína, prueba de sensibilidad a los cambios de temperatura, marcación de la zona de tratamiento, toma de dos muestras de sangre, evaluación de la fuerza muscular, del dolor y de la temperatura intramuscular. Autoriza además la realización de una sesión de ejercicio físico, y una aplicación de ultrasonido terapéutico según asignación aleatoria a tres tipos de tratamientos.

Fecha: _____

Habiendo comprendido lo anterior y una vez que se le aclararon todas las dudas que surgieron con respecto a su participación en la investigación, yo _____, identificado con cc. _____

acepto participar en la investigación titulada: Efecto del ultrasonido terapéutico continuo y pulsado, sobre la temperatura intramuscular, el dolor y el desempeño del músculo esquelético en proceso de reparación en hombres jóvenes saludables.

Huella digital

Nombre del participante

Firma

La firma puede ser sustituida por la huella digital en los casos que así se amerite.

Huella digital

Nombre del participante

Firma

Dirección _____

Teléfono: _____

Relación que guarda con el participante _____

Apéndice G. Formatos de verificación de criterios de selección de los participantes

Formato de tamizaje

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER FACULTAD DE SALUD ESCUELA DE FISIOTERAPIA-MAESTRÍA EN FISIOTERAPIA TITULO DE LA PROPUESTA: <i>Efecto del ultrasonido terapéutico continuo y pulsado, sobre la temperatura intramuscular, el dolor y el desempeño del músculo esquelético en proceso de reparación en hombres jóvenes saludables. Estudio preliminar.</i>
--

Código del participante	
--------------------------------	--

Nombre: _____ Apellido _____

Fecha de nacimiento _____ Edad _____

Peso _____ Talla _____

Puntaje en IPAQ _____

Pliegue del muslo _____

Miembro inferior dominante _____

1. ¿Tiene o ha tenido lesiones en tejido blando a nivel de rodilla (ligamentos, meniscos, cápsula articular) de menos de un año de evolución? SI____ NO____

2. ¿Ha tenido lesiones musculares previas en miembros inferiores (desgarros, laceraciones o contusiones) de menos de cuatro meses de evolución? SI____ NO____

3. ¿Sufre de alguna enfermedad actualmente (diabetes mellitus, alteración en la hormona tiroidea, distrofias musculares, VIH/Sida, Hepatitis B, Hepatitis C, enfermedades cardíacas,

tromboflebitis en las piernas) que tengan contraindicado la realización de ejercicio intenso? SI____
NO____

4. ¿Tiene alguna infección actualmente? SI____ NO____

Temperatura corporal_____

5. ¿Tiene dolor en miembros inferiores actualmente? SI____ NO____

6. ¿Consume medicamentos anticoagulantes o antiagregantes plaquetarios? SI____
NO____

7. ¿Ha participado en programas de ejercicio que impliquen levantamiento de pesas en los último seis meses? SI____ NO____

8. ¿Tiene alguna lesión en la piel, infección o alergias en los miembros inferiores? SI____
NO____

9. ¿Tiene algún material de osteosíntesis (platinos, tornillos, placas) en los miembros inferiores? SI____ NO____

10. ¿Tiene algún tumor en los miembros inferiores? SI____ NO____

11. ¿Presenta alteraciones de la sensibilidad relacionadas con la percepción de cambios de temperatura en las piernas? SI____ NO____

Resultado de la evaluación de la sensibilidad a la temperatura

Normal_____ Alterada_____

12. ¿Realizó ejercicio en las dos horas previas a su visita al laboratorio? SI____ NO____

13. ¿Consumió bebidas estimulantes (cafeína, taurina, resveratrol, entre otros) 8 horas antes de venir al laboratorio? SI____ NO____

14. ¿Se está aplicando de manera tópica o intramuscular o está consumiendo algún analgésico (acetaminofén, dolex), anti-inflamatorio (diclofenaco, ibuprofeno, advil) y/o relajante muscular (tizanidina, metocarbamol)? SI___ NO___

15. ¿Se ha aplicado hielo o alguna otra forma de crioterapia o calor, corrientes eléctricas, elevar las piernas, recibir masaje u otro tratamiento alternativo para la disminución del dolor muscular inducido por el ejercicio? SI___ NO___

APTO _____

NO APTO_____

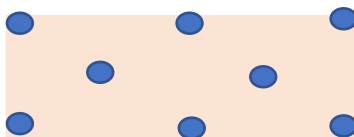
Evaluación de la sensibilidad a la temperatura

Se deberán preparar previamente dos tubos de ensayo estándar con tapa los cuales contendrán agua caliente (45-50°C) y agua fría (5-10°C). El participante deberá ser mantenido en posición sedente lo más relajado y tranquilo posible. La zona para evaluar será la misma que será tratada con el UST (zona distal del vasto medial de la pierna dominante). Para ello, se demarcará previamente la zona.

Se le explicará al participante en que consiste la prueba: “esta prueba determinará la capacidad de discriminar entre estímulos calientes y fríos. Se aplicarán de manera aleatoria estímulos calientes y fríos en la zona a evaluar y el participante deberá identificarlos diciendo “frío” o “caliente” según los perciba”.

Se hará una prueba de demostración previa evaluación de la sensibilidad. Esta prueba orientará al paciente sobre la sensación que percibirá a continuación. Se vendarán los ojos de participante con una venda y se procederá a la evaluación. Tal como se le explicó previamente se pondrán en contacto con la piel del paciente los tubos de ensayo frío y caliente por el área que será

tratada y el participante deberá manifestar verbalmente la sensación percibida después de cada aplicación. La aplicación se realizará de manera aleatoria y con una velocidad moderada de manera que el participante pueda responder tranquilamente una vez perciba el estímulo. En la siguiente figura se esquematizan los sitios de aplicación.



La información referente a la sensación percibida en cada aplicación en el segmento (según corresponda a la dominancia del participante) se registrará en la siguiente tabla. La sensación se calificará según la puntuación encontrada al final.

SENSACIÓN EVALUADA	SEGMENTO EVALUADO	
	Derecho	Izquierdo
Temperatura		
1 punto		
2 punto		
3 punto		
4 punto		
5 punto		
6 punto		
7 punto		
8 punto		

0= ausente, no responde; 1= disminuido, respuesta retrasada; 2= incrementado, respuesta exagerada; 3= respuesta inconsistente;
4= intacta, respuesta normal.

Cuestionario Internacional de actividad Física**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER****FACULTAD DE SALUD****ESCUELA DE FISIOTERAPIA-MAESTRÍA EN FISIOTERAPIA**

TITULO DE LA PROPUESTA: *Efecto del ultrasonido terapéutico continuo y pulsado, sobre la temperatura intramuscular, el dolor y el desempeño del músculo esquelético en proceso de reparación en hombres jóvenes saludables. Estudio preliminar.*

CUESTIONARIO INTERNACIONAL DE ACTIVIDAD FÍSICA**VERSIÓN LARGA FORMATO AUTO ADMINISTRADO ÚLTIMOS 7 DÍAS****PARA USO CON JÓVENES Y ADULTOS DE MEDIANA EDAD (15-69 años)**

Estamos interesados en saber acerca de la clase de actividad física que la gente hace como parte de su vida diaria. Las preguntas se referirán acerca del tiempo que usted utilizó siendo físicamente activo(a) en los **últimos 7 días**. Por favor responda cada pregunta aún si usted no se considera una persona activa. Por favor piense en aquellas actividades que usted hace para ir de un sitio a otro, y en su tiempo libre de descanso, ejercicio o deporte.

Piense acerca de todas aquellas actividades vigorosas y moderadas que usted realizó en los últimos 7 días. Actividades vigorosas son las que requieren un esfuerzo físico fuerte y le hacen respirar mucho más fuerte que lo normal. Actividades moderadas son aquellas que requieren un esfuerzo físico moderado y le hace respirar algo más fuerte que lo normal.

ACTIVIDAD FÍSICA RELACIONADA CON TRANSPORTE

Estas preguntas se refieren a la forma como usted se desplazó de un lugar a otro, incluyendo lugares como el trabajo, las tiendas, el cine, entre otros.

Piense en cómo se transportó usted de un lugar a otro en los **últimos 7 días**

1. Durante los últimos **7 días** ¿viajó en carro, moto, bus/buseta o Metrolínea?

SI	1	Continúe
NO	2	Pase a P4

2. ¿Qué día/días viajó en carro, moto, bus/buseta o Metrolínea? Diligencie en la tabla.

2.1. ¿Y en los días que viajó en carro, moto, bus/buseta o Metrolínea por cuánto tiempo lo hizo? Diligencie en la tabla.

	P 2		P 2.1			
DÍA	SI	NO	HORAS		MINUTOS	
Lunes	1	2				
Martes	1	2				
Miércoles	1	2				
Jueves	1	2				
Viernes	1	2				
Sábado	1	2				
Domingo	1	2				

3. Durante los últimos **7 días**, ¿Montó en bicicleta por lo menos **10 minutos** seguidos para ir de un lugar a otro, con propósitos **distintos** a los de recreación y deporte? Incluya ir a lugares como su trabajo, supermercados, cines, bancos, sitios de estudio, entre otros.

SI	1	Continúe
NO	2	Pase a P5

4. ¿Qué días de la semana montó en bicicleta por lo menos **10 minutos** seguidos para ir de un lugar a otro, con propósitos distintos a los de recreación y deporte? Diligencie en la tabla.

4.1. ¿Y en los días que montó en bicicleta para ir de un lugar a otro, **con propósitos distintos a los de recreación y deporte**, por cuánto tiempo lo hizo? Diligencie en la tabla.

	P 4		P 4.1			
DÍA	SI	NO	HORAS		MINUTOS	
Lunes	1	2				
Martes	1	2				
Miércoles	1	2				
Jueves	1	2				
Viernes	1	2				

	P 4		P 4.1			
DÍA	SI	NO	HORAS		MINUTOS	
Sábado	1	2				
Domingo	1	2				

Ahora vamos a hablar de las caminatas que usted realizó durante los últimos **7 días**

5. Durante los últimos **7 días**, ¿Caminó por lo menos **10 minutos** seguidos para ir de un lugar a otro, para ir a hacer vueltas o diligencias, para ir al colegio o universidad o para ir y venir de su trabajo?

SI	1	Continúe
NO	2	Pase a P7

6. ¿Qué día/días caminó al menos **10 minutos** seguidos para ir de un lugar a otro, para ir a hacer vueltas o diligencias, para ir al colegio o universidad o para ir y venir de su trabajo? Diligencie en la tabla.

6.1 ¿Y en los días que caminó para ir de un lugar a otro, para ir a hacer vueltas o diligencias, para ir al colegio o universidad o para ir y venir de su trabajo, por cuánto tiempo lo hizo? Diligencie en la tabla.

	P 6		P 6.1			
DÍA	SI	NO	HORAS		MINUTOS	
Lunes	1	2				
Martes	1	2				
Miércoles	1	2				
Jueves	1	2				
Viernes	1	2				
Sábado	1	2				
Domingo	1	2				

ACTIVIDAD FÍSICA EN TIEMPO LIBRE

Ahora vamos a hablar de las actividades que se hacen en el tiempo libre o de recreación.

Le recuerdo que tiempo libre es el que tiene para usted mismo, el tiempo que usted decide como utilizar. No incluya actividades que haya mencionado anteriormente.

7. Durante los últimos **7 días**, ¿Caminó por lo menos **10 minutos** seguidos por recreación, deporte, o en su tiempo libre?

SI	1	CONTINÚE
NO	2	PASE A P9

8. ¿Qué día/días caminó al menos **10 minutos** seguidos por recreación/deporte o en su tiempo libre? Diligencie en la tabla.

8.1 ¿Y en los días que caminó al menos 10 minutos seguidos por recreación/deporte o en su tiempo libre, por cuánto tiempo lo hizo?

	P 8		P 8.1			
DÍA	SI	NO	HORAS		MINUTOS	
Lunes	1	2				
Martes	1	2				
Miércoles	1	2				
Jueves	1	2				
Viernes	1	2				
Sábado	1	2				
Domingo	1	2				

Ahora vamos a hablar de actividades físicas moderadas. Estas actividades hacen que usted respire algo más fuerte de lo normal (Ej. montar bicicleta a paso regular, trotar a un ritmo suave, bailar, practicar yoga, etc.). **No incluya** actividades que haya mencionado anteriormente.

9. Durante los últimos **7 días**, ¿Realizó actividades físicas **moderadas** en su tiempo libre por lo menos **10 minutos** seguidos?

SI	1	Continúe
NO	2	Pase a P11

10. ¿Qué día/días realizó actividades físicas moderadas en su tiempo libre por lo menos **10 minutos** seguidos? Diligencie en la tabla.

10.1 ¿Y en los días antes mencionados por cuánto tiempo realizó actividades físicas moderadas en su tiempo libre por lo menos **10 minutos** seguidos? Diligencie en la tabla.

	P 10		P 10.1			
DÍA	SI	NO	HORAS		MINUTOS	
Lunes	1	2				
Martes	1	2				
Miércoles	1	2				
Jueves	1	2				
Viernes	1	2				
Sábado	1	2				
Domingo	1	2				

Ahora piense en actividades vigorosas que son las que requieren un gran esfuerzo físico. Las actividades vigorosas hacen que respire mucho más fuerte de lo normal (Ej. aeróbicos, correr, pedalear rápido bicicleta, nadar rápido, jugar fútbol, jugar basquetbol, voleibol, escalar, deportes de combate, spinning, etc.) **No incluya** actividades que haya mencionado anteriormente.

11. Durante los últimos **7 días**, ¿Realizó actividades físicas vigorosas en su tiempo libre por lo menos **10 minutos** seguidos?

SI	1	Continúe
NO	2	Pase a P13

12. ¿Qué día/días realizó actividades físicas vigorosas en su tiempo libre por lo menos **10 minutos** seguidos?

12.1 ¿Y en los días antes mencionados por cuánto tiempo realizó actividades físicas vigorosas en su tiempo libre por lo menos **10 minutos** seguidos?

	P 12		P 12.1			
DÍA	SI	NO	HORAS		MINUTOS	
Lunes	1	2				
Martes	1	2				

	P 12		P 12.1			
DÍA	SI	NO	HORAS		MINUTOS	
Miércoles	1	2				
Jueves	1	2				
Viernes	1	2				
Sábado	1	2				
Domingo	1	2				

Las últimas preguntas se refieren al tiempo que usted permanece sentado(a) en el trabajo, la casa, estudiando, y en su tiempo libre. Esto incluye tiempo sentado(a) en un escritorio, visitando amigos(as), leyendo o permanecer sentado(a) o acostado(a) mirando televisión. **No incluya** el tiempo que permanece sentado(a) en un vehículo de motor que ya haya mencionado anteriormente.

13. Durante los últimos 7 días, ¿Cuánto tiempo permaneció sentado(a) en un día en la semana? Diligencie en la tabla.

	Horas por día
	Minutos por día
	No sabe/No está seguro

14. Durante los últimos 7 días, ¿Cuánto tiempo permaneció sentado(a) en un día del fin de semana? Diligencie en la tabla.

	Horas por día
	Minutos por día
	No sabe/No está seguro

Este es el final del cuestionario, gracias por su participación.

Formato de verificación del posicionamiento de los participantes**Dominancia del participante:** _____

Nombre:	Apellido:
Posicionamiento del dinamómetro:	
Altura de la silla del cicloergómetro:	
Posicionamiento de la silla dinamómetro:	
Rotación de la silla:	Inclinación del espaldar:
Posición forealt:	Aduitamento:
Monorriel:	
Posicionamiento del dinamómetro:	
Rotación del dinamómetro:	Altura del dinamómetro:
Stops prueba isométrica a 60°:	Stops prueba isocinética a 60°/s-excurción (120°-0°):

Apéndice H. Protocolos propios del laboratorio de investigación en fisioterapia UIS**Protocolo de revisión de la calibración del termómetro**

Se deben seguir los siguientes pasos:

1. Conectar un extremo del cable de extensión de la termocupla a la toma del extremo izquierdo del panel del CT-3. El conector solo empatará cuando se inserte en la posición correcta.
2. Conectar el otro extremo del cable de extensión de la termocupla al termómetro multipropósito que se va a probar. Asegurarse que se está probando la entrada que será utilizada en las mediciones.
3. Presionar el botón “Batt check”. Si el bombillo alumbra de color verde entonces el instrumento está listo para ser usado. Si no alumbra puede necesitar reconexión o reemplazo de las baterías.
4. Todas las mediciones deberían hacerse en un cuarto con temperatura (T°) ambiente constante (dentro de $\pm 2^{\circ}\text{C}$ en el rango de T° ambiente de $15\text{-}35^{\circ}\text{C}$). Si el CT-3 se mueve de un cuarto a otro debe dejarse estabilizar a la nueva T° por lo menos durante 30 minutos.
5. Después de conectar la extensión al termómetro se debe esperar 10 minutos para que se estabilice el voltaje de la termocupla.
6. Encender el termómetro de la termocupla, incluir el factor de corrección adecuado (que se encuentra detallado en el extremo lateral del CT-3) a la lectura del termómetro de mercurio y comparar esta figura con la T° que se observa en la pantalla del termómetro. Si las lecturas coinciden continuar con el proceso de calibración, de lo contrario el termómetro requiere una

nueva calibración. Nota: asegurarse que el mercurio del termómetro se está observando de manera perpendicular a la punta de la columna de mercurio para evitar el efecto de paralaje.

7. Presionar el botón gris “On adjust” en el CT-3; mientras se mantiene pulsado este botón, girar la perilla de ajuste hasta que el termómetro de la termocupla muestre 25°C.

8. Continuar presionando el botón gris. Presionar los botones de 0°C, 15°C, 37°C, 45°C y 50°C. en cada caso, el termómetro de la termocupla debería mostrar la T° con una variación de $\pm 2^\circ\text{C}$. Si la diferencia entre la T° seleccionada y la pantalla del termómetro excede los 2°C el termómetro necesita ser recalibrado.

Protocolo de limpieza y desinfección del Ultrasonido Terapéutico (UST)

Procedimiento para la limpieza de la pantalla del UST

- Tomar un paño seco. No aplicar detergentes ácidos ni alcohol.
- Limpiar la superficie de la pantalla de forma suave.
- De no ser suficiente con un paño seco, utilizar un paño levemente húmedo con agua y después otro paño para secar la pantalla.

Procedimiento para la limpieza externa del UST

- Tomar un paño suave, aplicar sobre ella amonio cuaternario.
- Extender sobre la superficie del equipo uniforme y homogéneo mediante la técnica de arrastre. Evite infiltraciones de líquidos por los orificios de la cubierta del equipo, ya que puede ocasionar daño eléctrico.

• Permitir actuar el desinfectante (se recomienda amonio cuaternario) el tiempo requerido determinado según las características del producto (5-10 min).

• Lavar el paño en agua y escurrirlo, proceder a retirar el producto de la misma forma que fue aplicado.

Procedimiento para la limpieza de los accesorios del UST

- Tomar un paño suave, aplicar sobre ella amonio cuaternario.
- Mediante técnica de arrastre aplicar limpieza en los accesorios, revisando su estado.
- Permitir actuar el desinfectante (se recomienda amonio cuaternario) el tiempo requerido determinado según las características del producto (5-10 min).
- Lavar el paño en agua y escurrirlo, proceder a retirar el agente de limpieza de la misma forma en que fue aplicado.
- Revise cuidadosamente si el equipo y sus accesorios se encuentra totalmente seco, antes de usarlo nuevamente. Revise las conexiones de los accesorios. Si aplica.

Esterilización de los microsensores flexibles de la serie MT (especificaciones de Physitemp Instruments INC)

Protocolo para la esterilización de los microsensores flexibles de la serie MT

- Antes de la esterilización limpie con solución de alcohol o con glutaraldehído al 2%, seque muy bien las piezas después de la limpieza.
- Las agujas de acero inoxidable pueden ser lavadas en limpiador ultrasónico con limpiador enzimático, pero el conector nunca puede ser sumergido en el líquido; está sellado con epoxy para prevenir que la humedad entre durante el uso normal y la limpieza, pero no se ha probado en la inmersión.

Autoclave: Esterilizar a 134°C por 3 minutos a 2.2 bar,

O, 121°C por 15 minutos

O, 115°C por 30 minutos

Apéndice I. Formatos de verificación de la aleatorización de los participantes, programación del equipo de UST y enmascaramiento de los participantes

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER

FACULTAD DE SALUD

ESCUELA DE FISIOTERAPIA-MAESTRÍA EN FISIOTERAPIA

TITULO DE LA PROPUESTA: *Efecto del ultrasonido terapéutico continuo y pulsado, sobre la temperatura intramuscular, el dolor y el desempeño del músculo esquelético en proceso de reparación en hombres jóvenes saludables. Estudio preliminar.*

Aleatorización de la intervención

[illegible]

TITULO DE LA PROPUESTA: *Efecto del ultrasonido terapéutico continuo y pulsado, sobre la temperatura intramuscular, el dolor y el desempeño del músculo esquelético en proceso de reparación en hombres jóvenes saludables. Estudio preliminar.*

[illegible]

TITULO DE LA PROPUESTA: *Efecto del ultrasonido terapéutico continuo y pulsado, sobre la temperatura intramuscular, el dolor y el desempeño del músculo esquelético en proceso de reparación en hombres jóvenes saludables. Estudio preliminar.*

[illegible]

Apéndice J. Resultados de la fase experimental**Tabla 12.***Rango de poder de las variables de dinamometría, dolor y temperatura intramuscular*

Variable	Poder
Torque máximo isométrico (Nm)	0,21-0,61
Torque máximo isocinético concéntrico (Nm)	0,05-0,15
Ángulo en el torque isocinético máximo (°)	0,05-0,33
Trabajo máximo (kJ)	0,07-0,25
Tiempo de aceleración (ms)	0,05
Tiempo de desaceleración (ms)	0,05
Alfa 50% de la aceleración (°/s)	0,10-0,17
Alfa 50% de la desaceleración (°/s)	0,06-0,36
Desviación estándar de la envolvente del torque (Nm)	0,05-0,25
Mínimo y máximo de la envolvente del torque (Nm)	0,05-0,14
Tiempo al torque máximo (ms)	0,06-0,44
Intensidad de dolor (mm)	0,09-0,11
Umbral de presión dolorosa (Kgf)	0,06-0,30
Temperatura intramuscular (°C)	0,15-0,25

Tabla 13.

Tamaño de efecto del Ultrasonido Terapéutico sobre el desempeño muscular y el dolor de aparición tardía a las 48h

Variables	UST continuo vs pulsado		UST continuo vs placebo		UST pulsado vs placebo	
	d Cohen	IC 95%	d Cohen	IC 95%	d Cohen	IC 95%
Torque máximo isométrico (Nm)	1,25*	-0,61;2,99	0,82*	-1,13;2,66	-2,40	-4,88;0,23
Torque máximo isocinético concéntrico (Nm)	0,73*	-0,978;2,37	0,66*	1,25;2,47	0,04	-1,70;1,83
Ángulo en el torque isocinético máximo (°)	-1,24*	-2,98;0,62	-0,25*	-2,03;1,57	0,64	-1,26;2,45
Trabajo máximo (kJ)	1,04*	-0,75;2,74	0,76*	1,17;2,59	-0,42	-2,20;1,43
Tiempo de aceleración (ms)	0,77*	-0,95;2,41	0,58	-1,30;2,38	0	-1,78;1,78
Tiempo de desaceleración (ms)	0	-1,60;1,60	0,49 ^{\$}	-1,38;2,28	0,29 ⁺	-1,53;2,07
Alfa 50% de la aceleración (°/s)	-0,53 ^{\$}	-2,14;1,13	-0,74	-2,57;1,19	-0,42	-2,21;1,42
Alfa 50% de la desaceleración (°/s)	0,26 ⁺	-1,86;1,35	-1,13	-3,05;0,92	-0,71	-2,54;1,20
Desviación estándar de la envolvente del torque (Nm)	0,76*	-0,956;2,40	0,08	-1,71;1,86	-1,42	-3,45;0,74
Mínimo y máximo de la envolvente del torque (Nm)	0,61*	-1,07;2,23	0,06	-1,74;1,84	-0,94	-2,80;1,05
Tiempo al torque máximo (ms)	1,49*	-0,45;3,32	0,32	-1,50;2,11	-0,69	-2,51;1,22
Intensidad de dolor (mm)	-0,81*	-2,46;0,91	0,70	-1,21;2,52	0,70	-1,21;2,52
Umbral de presión dolorosa (Kgf)	0,31 ⁺	-1,32;1,90	1,54*	-0,68;3,61	0,73	1,19;2,55

Puntos de corte: tamaño del efecto pequeño⁺: 0,20; tamaño del efecto mediano^{\$}: 0,50; tamaño del efecto grande*: 0,80(Cohen, 1992)

Gráficos de violín para el desempeño muscular

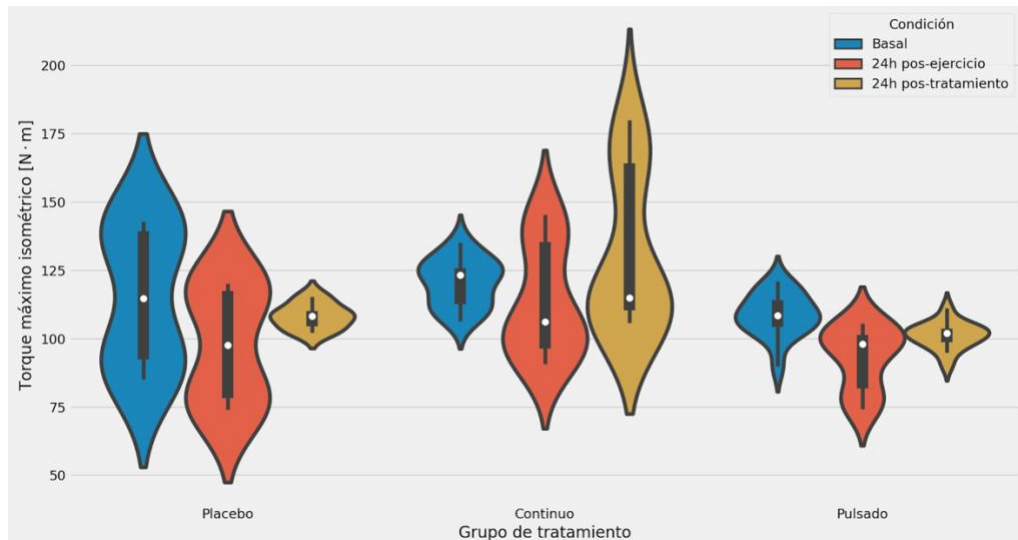
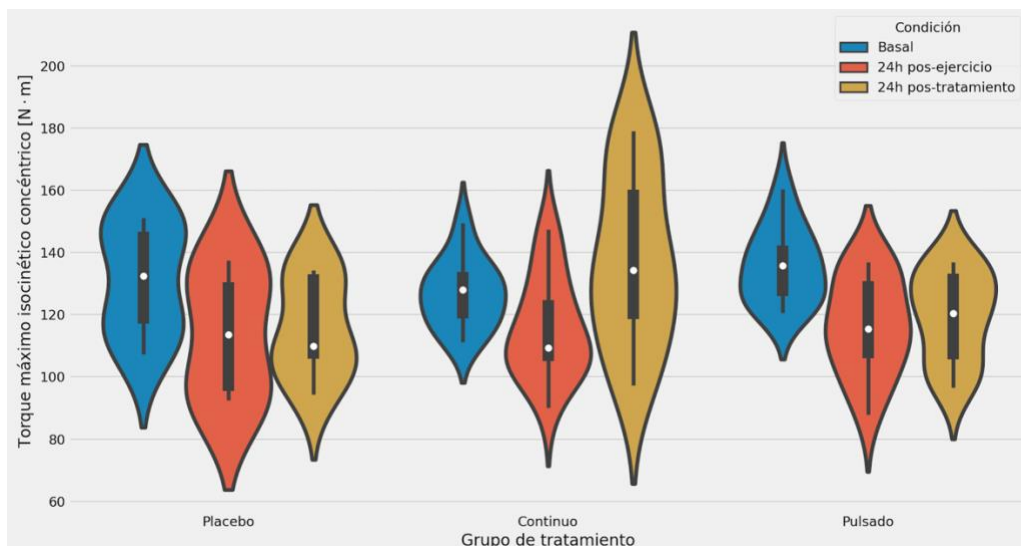
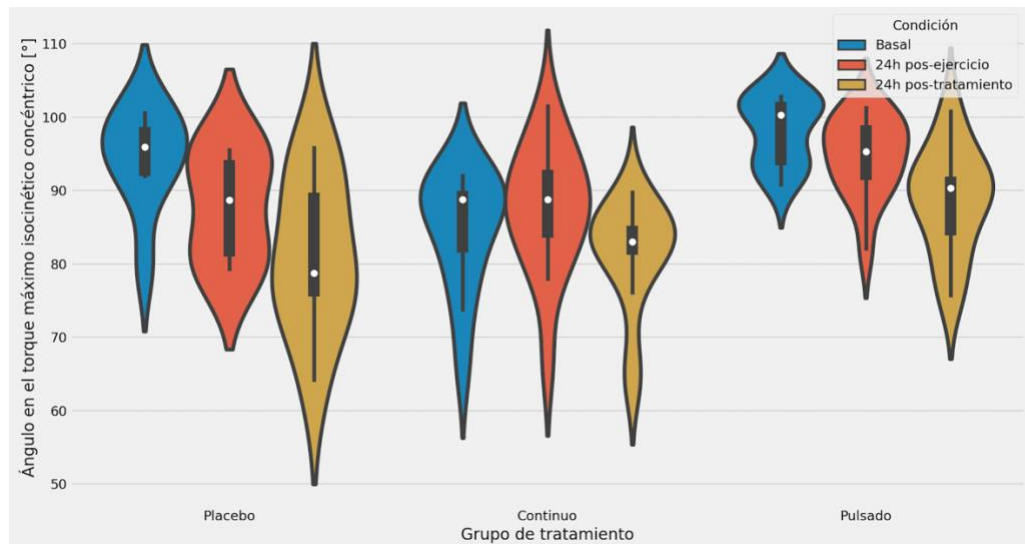
Figura 28.*Torque máximo isométrico por grupo y tiempo de medición***Figura 29.***Torque máximo isocinético concéntrico por grupo y tiempo de medición*

Figura 30.

Ángulo en el torque máximo isocinético concéntrico por grupo y tiempo de medición

**Figura 31.**

Trabajo máximo por grupo y tiempo de medición

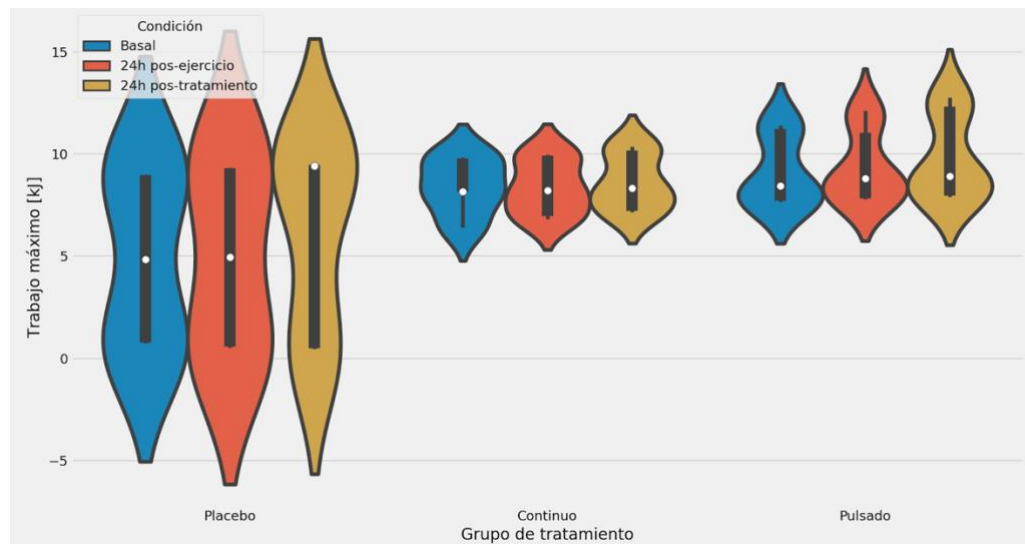
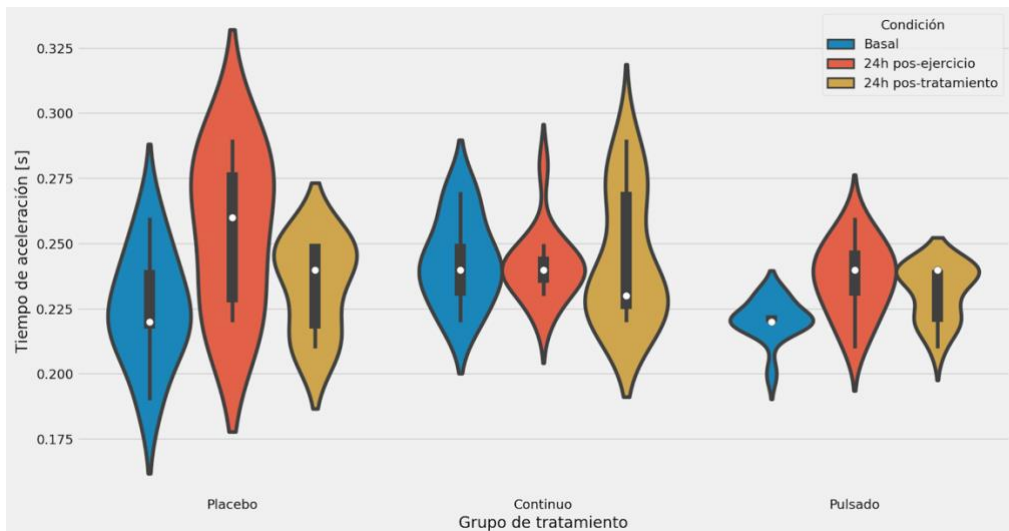


Figura 32.

Tiempo de aceleración por grupo y tiempo de medición

**Figura 33.**

Tiempo de desaceleración por grupo y tiempo de medición

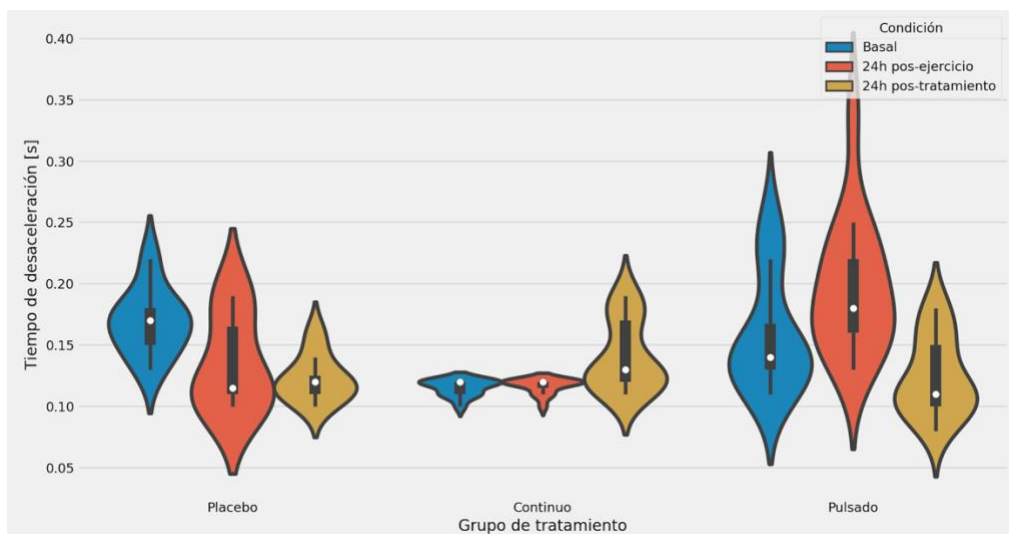
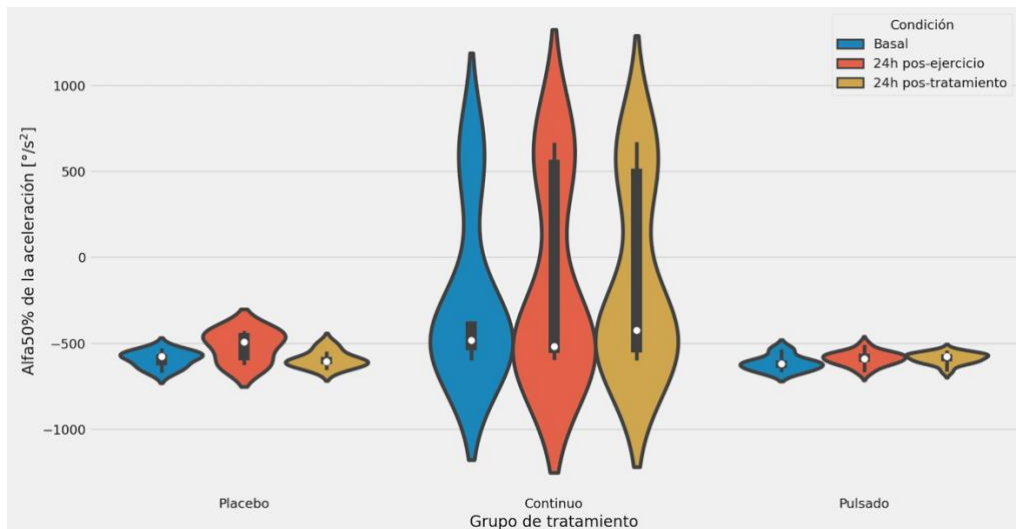


Figura 34.

Alfa 50% de la aceleración por grupo y tiempo de medición

**Figura 35.**

Alfa 50% de la desaceleración por grupo y tiempo de medición

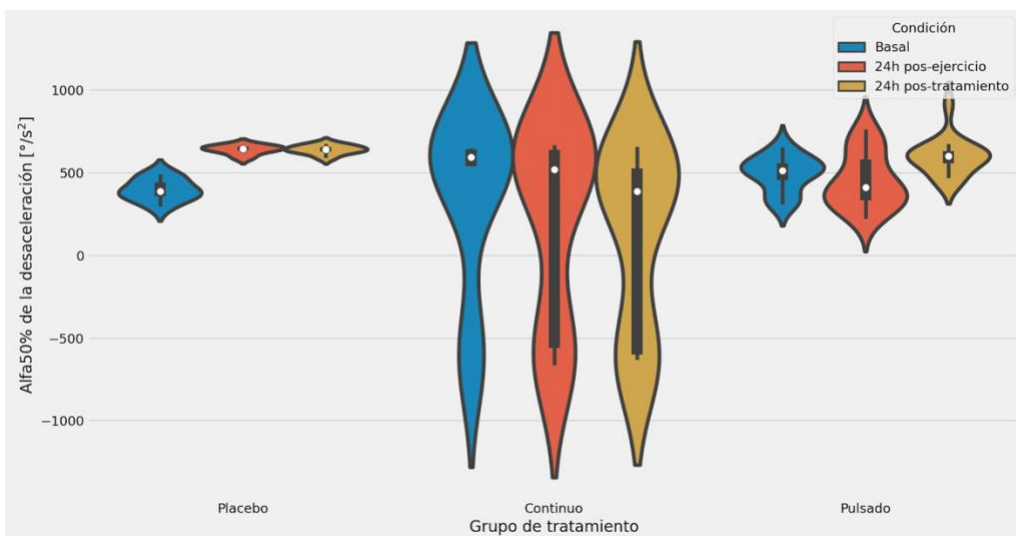
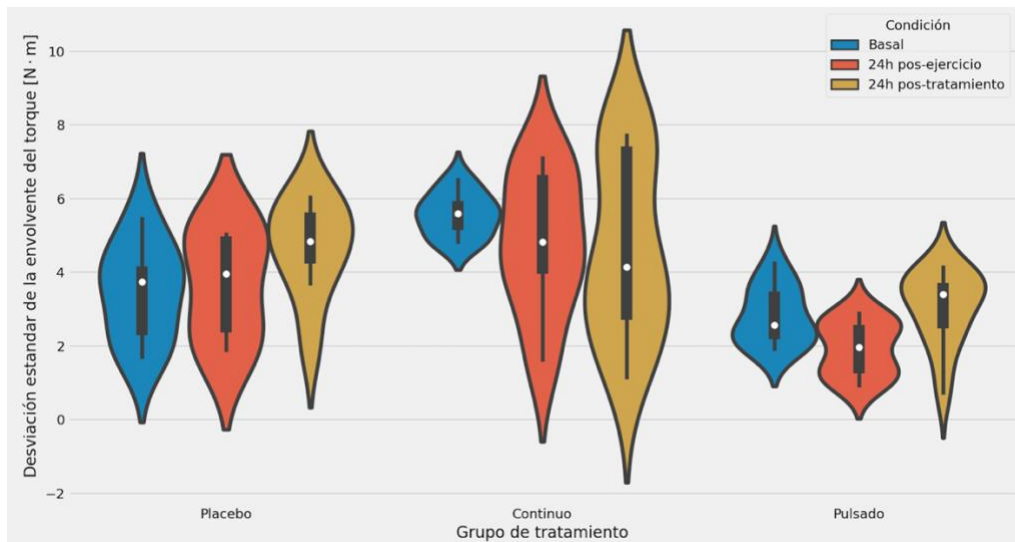


Figura 36.

Desviación estándar de la envolvente del torque por grupo y tiempo de medición

**Figura 37.**

Mínimo y máximo de la desviación estándar de la envolvente del torque por grupo y tiempo de medición

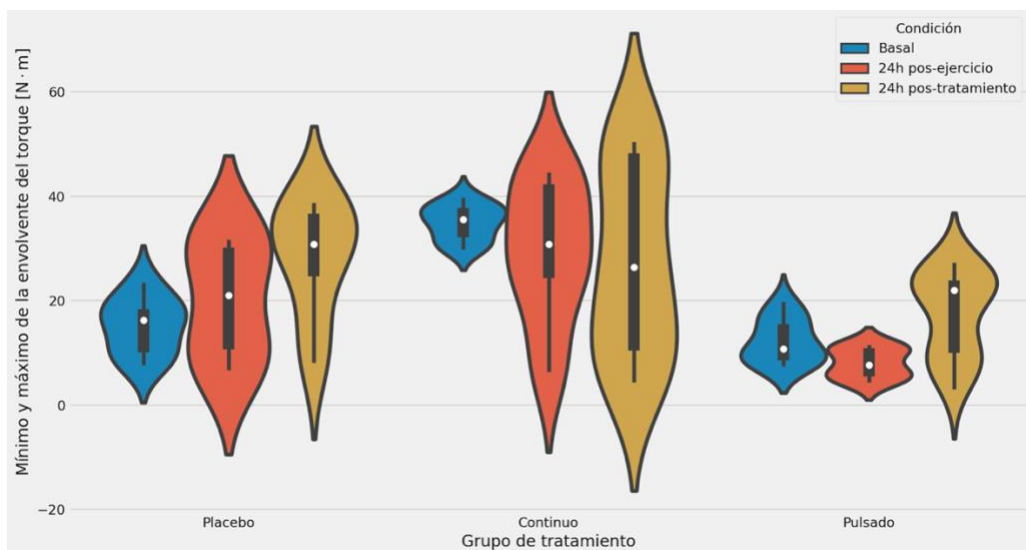
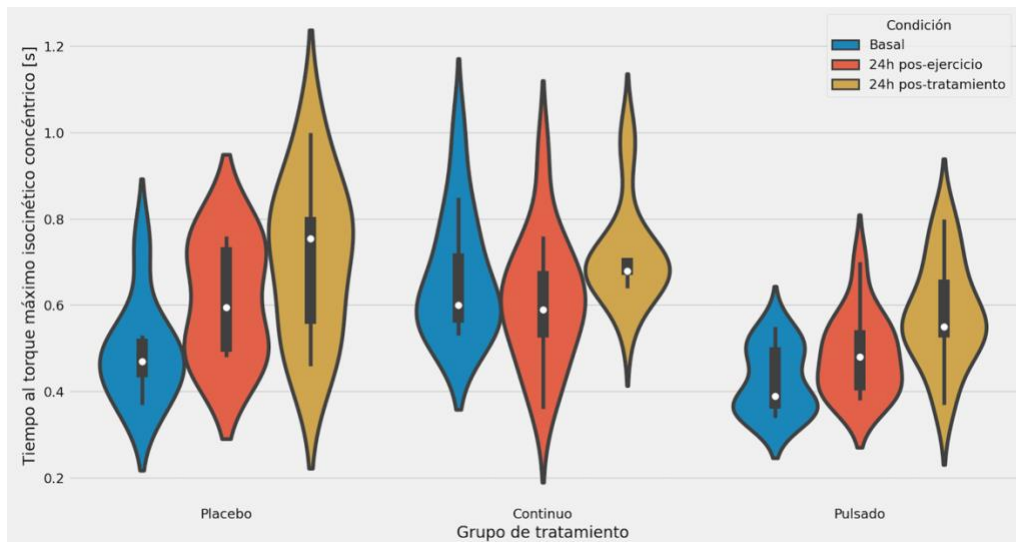


Figura 38.

Tiempo al torque máximo isocinético concéntrico por grupo y tiempo de medición



Apéndice K. Presupuesto de la propuesta de investigación

Presupuesto global de la propuesta por fuentes de financiación: “Efecto del Ultrasonido Terapéutico continuo y pulsado, sobre la temperatura intramuscular, el dolor y el desempeño del músculo esquelético en proceso de reparación en hombres jóvenes saludables”						
Ítem	Rubro	Financiación UIS-VIE		Financiación otra(s) institución(es)		Total
		UIS efectivo	UIS especie	Efectivo	Especie	
1	Personal					
	Directora del proyecto	\$ 0	\$ 24.095.000	\$ 0	\$ 0	\$ 24.095.000
	Profesor departamento cirugía	\$ 0	\$ 3.050.000	\$ 0	\$ 0	\$ 3.050.000
2	Compra de equipos					
	Algómetro (modelo FDK 20, Wagner Instruments)	\$ 0	\$ 0	\$ 0	\$ 1.300.000	\$ 3.108.900
	Skinfold caliper Harpenden	\$ 0	\$ 1.808.900	\$ 0	\$ 0	
3	Equipos					
	Dinamómetro Humac Norm Modelo 770	\$ 0	\$ 147.750.000	\$ 0	\$ 0	\$ 162.271.735
	Ultrasonido terapéutico Chatanooga (intelec movile)	\$ 0	\$ 8.736.450	\$ 0	\$ 0	
	Microsensor de aguja de calibre 23 (modelo MT-23/3, Physitemp Instruments)	\$ 0	\$ 2.658.975	\$ 0	\$ 0	
	Termómetro multipropósito (modelo BAT-10 Physitemp Instruments Inc)	\$ 0	\$ 3.126.310	\$ 0	\$ 0	
4	Servicio técnico					

Presupuesto global de la propuesta por fuentes de financiación: “Efecto del Ultrasonido Terapéutico continuo y pulsado, sobre la temperatura intramuscular, el dolor y el desempeño del músculo esquelético en proceso de reparación en hombres jóvenes saludables”						
Ítem	Rubro	Financiación UIS-VIE		Financiación otra(s) institución(es)		Total
		UIS efectivo	UIS especie	Efectivo	Especie	
	Calibración del ultrasonido terapéutico	\$ 0	\$ 0	\$ 618.800	\$ 0	\$ 618.800
5	Licencia de software					
	Software de análisis estadístico Stata 15.0	\$ 0	\$ 0	\$ 0	\$ 700.000	\$ 700.000
6	Materiales y reactivos químicos					
	110 pruebas de CK	\$ 0	\$ 0	\$ 903.320	\$ 0	\$ 903.320
7	Papelería	\$ 0	\$ 100.000	\$ 0	\$ 0	\$ 100.000
9	Viajes y gastos de viajes					
	Ponencia internacional – Programa de Movilidad VIE	\$ 7.000.000	\$ 0	\$ 0	\$ 0	\$ 7.000.000
10	Insumos limpieza de equipos					
	Lanillas	\$ 0	\$ 0	\$ 0	\$ 5.000	\$ 35.000
	Limpiador de amonio cuaternario	\$ 0	\$ 0	\$ 0	\$ 30.000	
11	Insumos mediciones-intervenciones					
	Agujas hipodérmicas	\$ 0	\$ 0	\$ 0	\$ 26.000	\$ 356.000
	Sábanas desechables	\$ 0	\$ 0	\$ 0	\$ 264.000	
	Lidocaína	\$ 0	\$ 0	\$ 0	\$ 14.000	
	Alcohol	\$ 0	\$ 0	\$ 0	\$ 16.000	
	Gel ultrasonido	\$ 0	\$ 0	\$ 0	\$ 25.000	
	Algodón	\$ 0	\$ 0	\$ 0	\$ 11.000	
12	Alimentación					
	Refrigerios	\$ 0	\$ 0	\$ 500.000	\$ 0	\$ 500.000
Total		\$ 7.000.000	\$191.325.635	\$2.022.120	\$ 2.391.000	\$202.738.755

Presupuesto global de la propuesta por fuentes de financiación: “Efecto del Ultrasonido Terapéutico continuo y pulsado, sobre la temperatura intramuscular, el dolor y el desempeño del músculo esquelético en proceso de reparación en hombres jóvenes saludables”						
Ítem	Rubro	Financiación UIS-VIE		Financiación otra(s) institución(es)		Total
		UIS efectivo	UIS especie	Efectivo	Especie	
FINANCIACIÓN						
UIS-VIE		Efectivo	\$ 7.000.000		\$ 198.325.635	
		Especie	\$ 191.325.635			
OTRA(S) INSTITUCIÓN(ES)		Efectivo	\$ 2.022.120		\$ 4.413.120	
		Especie	\$ 2.391.000			
VALOR TOTAL DEL PROYECTO					\$ 202.738.755	

Apéndice L. Cronograma de actividades de la investigación

CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES															
Actividad	2018				2019				2020				2021		
	Trimestre				Trimestre				Trimestre				Trimestre		
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3
Elaboración y ajuste de la propuesta de investigación															
Defensa de la propuesta ante el jurado evaluador															
Estrenamiento en la realización de los procedimientos															
Obtención de aval del comité de ética															
Prueba piloto															
Fase experimental															
Digitación y validación de la información en las bases de datos															
Análisis de los datos															
Presentación de ponencia internacional															
Elaboración del documento del trabajo de grado															
Entrega y sustentación del trabajo final															
</															