



Universidad  
**Católica de  
Valencia**  
San Vicente Mártir

---

**EFFECTOS DE LA DIATERMIA Y LA  
PUNCIÓN SECA EN LOS PUNTOS  
GATILLO MIOFASCIALES DEL  
GASTROCNEMIO MEDIAL EN  
JUGADORES DE BALONCESTO  
PROFESIONAL**

**VARIACIONES EN EL RANGO DE MOVIMIENTO,  
TEMPERATURA, HIPERALGESIA Y  
BAROPODOMETRÍA**

**MIREIA YESTE FABREGAT**

**TESIS DOCTORAL UCV / 2022**

**DIRECTOR DE LA TESIS  
Dr.D. Carlos Barrios Pitarque**



## DEDICATORIA

A mis padres, hermanos y pareja, gracias por guiarme a través del amor, de transmitirme el valor del esfuerzo, de acompañarme en todo este camino, sin vosotros no lo hubiera conseguido.

El día que le preguntemos a un niño “¿Qué quieres ser de mayor?” y responda “*Quiero ser buena persona*”, seguramente la sociedad que soñemos estará mucho más cerca.

*LLuis Llach*

El día que se li preguntí a un infant què vols ser de gran? I respongui “*vull ser bona persona*”, segurament la societat que somiem serà més a prop

*LLuis Llach*



# AGRADECIMIENTOS

A Dr.D. Carlos Barrios, gracias por dirigirme esta tesis, por guiarme en todo el proceso y transmitirme la vocación por la investigación.

Al Dr.D. Luis Baraja, gracias por tu ayuda. Por ser mi referente desde que me inicié en esta profesión, por ser mi mentor y estar a mi lado desde el inicio de mi trayectoria profesional.

A Dr.D. Juan Vicente Mampel, gracias por rescatarme en mitad de la pandemia, por conseguir que siguiera soñando y por transmitir tu pasión.

Al Dr.D. Iker Bautista, Dr. D. Marcelino Pérez, Dr. D. Pedro Gargallo, gracias, vuestra ayuda en los momentos más duros fue vital.

Al Dr.D. Raúl Rodríguez, gracias por sacar siempre todo adelante, por tu predisposición y sobre todo tu optimismo.

Gracias a la Universidad Católica de Valencia, por apoyarme en este camino y por ayudarme a crecer como persona.

Gracias al equipo Picanya Bàsquet, por su colaboración y por formar parte de esta tesis, en especial a Guillem, por transmitirme la ilusión de creer en este estudio, Descansa en paz.

Gracias a todas las personas que me ayudaron en las largas jornadas tomando datos, y a las que se dejaron el alma, igual o más que yo misma.

Gracias amigos por escucharme, familia, sois la esencia de la vida.

Gracias a todos de corazón, esto también es vuestro.



## RESUMEN

**Introducción.** El síndrome del dolor miofasciales (SDM) es un cuadro clínico caracterizado por el dolor local musculoesquelético provocado por puntos gatillos miofasciales. La Diatermia es una terapia electro térmica no invasiva clasificada como termoterapia profunda, se caracteriza por su rápida velocidad de acción siendo utilizada por deportistas de alto rendimiento. La punción seca (PS) se considera un método seguro y eficaz para disminuir el SDM y mejorar su funcionalidad, al provocar una respuesta de contracción local.

**Material y métodos.** Se evaluó los efectos generados por la PS, diatermia y grupo *CONTROL* a nivel musculoesquelético en 52 participantes, jugadores de Baloncesto profesional en tres grupos de intervención. Los respectivos grupos fueron: *Grupo intervención diatermia; grupo intervención punción seca y grupo control*, tras la aplicación se evaluó los efectos de la técnica *Lunge test (LT)*, *termografía infrarroja (TI)*, *algometría y baropodometría*.

**Resultados.** Tras el procedimiento se identificó un incremento de la temperatura absoluta en el grupo diatermia comparado con el grupo control y punción seca. No se identificaron diferencias entre grupo diatermia y grupo control en el parámetro del LT, pero sí cambios respectivamente semejantes de grupo punción seca y diatermia. Respecto a la EVA a través de la algometría, se produjeron diferencias en el grupo diatermia.

**Conclusiones.** La diatermia induce a cambios en la temperatura absoluta en el GM respecto al grupo PS y *CONTROL*. En el resto de variables no se obtienen diferencias a corto plazo. En futuras investigaciones valorar si esta técnica produce cambios en pacientes a largo plazo.

**Palabras clave:** síndromes del dolor miofascial, punto gatillo miofascial, gastrocnemio interno, punción seca, diatermia.



## **ABSTRACT**

**Introduction.** Myofascial pain syndrome (MPS) is a clinical condition characterized by musculoskeletal pain caused by myofascial trigger points (MTrPs). Diathermy is a form of noninvasive electro-thermal therapy classified as deep thermotherapy, it is characterized by immediate effects, and its being used by high performance athletes. Dry needling (DS) is considered a safe and effective method to reduce MPS and improve its functionality, by eliciting a local contraction response.

**Methods.** To analyze the effects produced by dry needling and diathermy produces on latent trigger points in the Medial Gastrocnemius (MG), observe what alterations occur on ROM, temperature, VAS and on plantar pressures in professional basketball players.

The effects generated by the PS, diathermy and CONTROL group at the musculoskeletal level were evaluated in 52 participants, professional basketball players in three interventions groups. The respective groups were: Diathermy intervention group; dry needling intervention group and CONTROL group, after application the effects of the Lunge test (LT), infrared thermography (IT), pressure threshold and baropodometry were evaluated.

**Results.** After the intervention, an increase in absolute temperature was identified in the Diathermy Group compared to the dry needling and CONTROL group. There were no differences between the Diathermy and CONTROL in the Lunge Test, but respectively similar changes in dry needling and diathermy group. Regarding VAS through the algometry there were differences in the diathermy group.

**Conclusions.** Diathermy can induce changes in the absolute temperature of the MG. In the rest of the variables, no short-term differences are obtained. In future research, assess whether this technique produces long-term changes in patients.

**Keywords:** Myofascial Pain Syndromes, trigger points, gastrocnemius muscle, dry needling, diathermy.

# INDICE

<b>1. INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>3</b>
<b>2. MARCO TEÓRICO CONTEXTUAL .....</b>	<b>7</b>
2.1. ANATOMÍA DEL TRICEPS SURAL.....	7
2.1.1. <i>Articulación tibioperoneoastragalina y dorsiflexión de tobillo)</i> .....	10
2.1.2. <i>Lesiones relacionadas con la flexión dorsal</i> .....	11
2.2. STIFFNESS DE TOBILLO.....	15
2.2.1. <i>Causas del stiffness de tobillo</i> .....	15
2.3. SÍNDROME DEL DOLOR MIOFASCIAL.....	18
2.3.1. <i>Componente fisiológico y mecánico en el dolor miofascial</i> .....	18
2.3.2. <i>Incidencia, características y clínica del sdm</i> .....	20
2.4. TRATAMIENTOS PARA EL SDM .....	31
2.4.1. <i>Tratamientos fisioterapia implicados a la mejora de la flexión dorsal</i> .....	32
2.4.2. <i>PUNCIÓN SECA</i> .....	34
2.4.3. <i>Mecanismo de acción de la punción seca</i> .....	36
2.4.4. <i>Indicaciones de la punción seca</i> .....	37
2.4.5. <i>Contraindicaciones de la punción seca</i> .....	37
2.4.6. <i>Complicaciones de la punción seca</i> .....	38
2.4.7. <i>Diatermia capacitiva y resistiva mediante radiofrecuencia: conceptos y generalidades</i> .....	39
2.4.8. <i>Mecanismo de acción de las corrientes de alta frecuencia en los tejidos biológicos</i> .....	40
2.4.9. <i>Efectos fisiológicos de la diatermia: efectos térmicos o atérmicos</i> .....	42

2.4.10. Formas y tipos de aplicación de la diatermia.....	45
2.5. TÉCNICAS DE EVALUACIÓN DEL EFECTO DEL TRATAMIENTO EN EL SDM .....	47
2.5.1. Técnicas validadas (imagen y clínicas) .....	47
2.5.2. Goniómetros convencionales y digitales.....	48
2.5.3. Aplicaciones digitales mediante smartphones .....	50
2.5.4. The achillometro, instrumento ortopédico .....	50
2.5.5. Lunge test en bipedestación .....	51
2.5.6. Umbral de dolor por presión por algometría .....	52
2.5.7. Imagen por termografía infrarroja .....	53
2.5.8. Análisis mediante baropodometría .....	56
<b>3. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS .....</b>	<b>63</b>
3.1. JUSTIFICACION .....	63
3.2. HIPÓTESIS.....	65
3.3. OBJETIVOS .....	66
3.3.1. Objetivo principal .....	66
3.3.2. Objetivos secundarios .....	66
<b>4. MATERIAL Y MÉTODOS .....</b>	<b>71</b>
4.1. DISEÑO DEL ESTUDIO.....	71
4.2. SUJETOS .....	71
4.3. CÁLCULO DEL TAMAÑO MUESTRAL.....	72
4.4. CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN.....	72
4.5. INSTRUMENTOS.....	74
4.5.1. Punción seca .....	74
4.5.2. Diatermia .....	76

4.6.	GRUPO CONTROL.....	81
4.7.	PROCEDIMIENTO .....	81
4.7.1.	<i>Medición por imagen termográfica</i> .....	82
4.7.2.	<i>Evaluación de algometría</i> .....	88
4.7.3.	<i>Lunge test en bipedestación (ltbt)</i> .....	91
4.7.4.	<i>Baropodometría o plataforma de presiones</i> .....	96
4.8.	ANÁLISIS ESTADÍSTICO .....	97
<b>5.</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>101</b>
5.1.	PARTICIPANTES DEL ESTUDIO.....	101
5.2.	ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE LAS VARIABLES DEPENDIENTES.....	103
5.2.1.	<i>Lunge Test</i> .....	103
5.2.2.	<i>Algometría PPTs</i> .....	105
5.2.3.	<i>Termografía</i> .....	107
5.2.4.	<i>Baropodometría / plataforma de presiones</i> .....	109
5.3.	ANÁLISIS INFERENCIAL DE LAS DE LAS VARIABLES DEPENDIENTES .....	111
5.3.1.	<i>Análisis de la comparación entre el grupo Diatermia y Punción Seca</i> ....	111
5.3.2.	<i>Análisis de la comparación entre el grupo Diatermia y No intervención</i>	114
<b>6.</b>	<b>DISCUSIÓN.....</b>	<b>121</b>
6.1.	EFFECTO DE LA DIATERMIA Y LA PUNCIÓN SECA EL PUNTO GATILLO LATENTE DEL SÍNDROME DEL DOLOR MIOFASCIAL .....	121
6.2.	COMPARACIÓN DE LA DIATERMIA Y EL GRUPO CONTROL .....	128
6.3.	LIMITACIONES DEL ESTUDIO Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN.....	140

<b>7. CONCLUSIONES.....</b>	<b>143</b>
<b>8. BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>147</b>
<b>9. ANEXOS .....</b>	<b>183</b>
9.1. ANEXO 1. INFORMA DEL COMITÉ DE INVESTIGACIÓN Y ÉTICA DE LA UNIVERSIDAD CATÓLICA DE VALENCIA SAN VICENTE MÁRTIR.....	183
9.2. ANEXO 2. CLINICAL TRIAL .....	184
9.3. ANEXO 3. AUTORIZACIÓN PARTICIPACIÓN AL ESTUDIO MENORES DE EDAD.....	185
9.4. ANEXO 4. HOJA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO.....	186
9.5. ANEXO 5. HOJA DE INFORMACIÓN AL PACIENTE.....	187
9.6. ANEXO 6. PUBLICACIONES DERIVADAS DE LA TESIS .....	188

# ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

ILUSTRACIÓN 1. (*) RAMA PARA EL MÚSCULO SÓLEO (**) RAMOS SECUNDARIOS PARA EL MISMO MÚSCULO.....	9
ILUSTRACIÓN 2.(*)RAMA CABEZA MEDIAL DEL MUSCULO GASTRONEMIO, SIENDO (**) TRONCO COMÚN PARA LA CABEZA LATERAL Y (***) DE ESTE MÚSCULO Y SÓLEO (****) .....	9
ILUSTRACIÓN 3. DESCRIPCIÓN GRÁFICA SOBRE LA DIFERENCIA ENTRE TRATAMIENTOS CONVENCIONALES Y ACTUALES DEL SDM PARA LA DORSIFLEXIÓN DE TOBILLO.....	32
ILUSTRACIÓN 4. LA FIGURA MUESTRA DOS TERMOGRAMAS DE DOS MANOS, ES UN ADULTO, EN LA IMAGEN A ESTA EXPUESTO A CONDICIONES FRÍAS (14°C) Y EN LA B EN CÁLIDAS (22°C).....	54
ILUSTRACIÓN 5 LA GEOMETRÍA Y LAS CONDICIONES DE CARGA EN EL COMPLEJO GASTROCNEMIO SOLEO.....	57
ILUSTRACIÓN 6. SUJETO SITUADO ENCIMA DEL POSICIONADOR DURANTE LA MEDICIÓN. .	58
ILUSTRACIÓN 7. IMAGEN REALIZADA DURANTE EL ESTUDIO. PROCEDIMIENTO DE LA TÉCNICA DE PUNCIÓN SECA EN EL GM. ....	75
ILUSTRACIÓN 8. T-CARE TECAR <sup>®</sup> THERAPY DEVICE. IMAGEN REALIZADA POR EL AUTOR PRINCIPAL. ....	77
ILUSTRACIÓN 9.IMAGEN DONDE APARECE EL PARTICIPANTE EN POSICIÓN PRONA CON SOPORTE DEBAJO DE LA ARTICULACIÓN TIBIOASTAGALINA PARA MANTENER UNA POSICIÓN ESTÁNDAR DE DF DEL PIE. IMAGEN REALIZADA POR EL AUTOR. ....	79
ILUSTRACIÓN 10. PACIENTE RECIBIENDO TRATAMIENTO DE DIATERMIA. ELECTRODO ADHESIVO EN LA PARTE ANTERIOR DE LA TIBIA, ÁREA (10X15 CM). IMAGEN REALIZADA POR EL AUTOR. ....	80

ILUSTRACIÓN 11.PACIENTE RECIBIENDO TRATAMIENTO DE DIATERMIA. ELECTRODO ADHESIVO EN LA PARTE ANTERIOR DE LA TIBIA, ÁREA (10X15 CM). IMAGEN REALIZADA POR EL AUTOR. ....	80
ILUSTRACIÓN 12.DIAGRAMA DE FLUJO DEL PROCEDIMIENTO DE INTERVENCIÓN. PROCESO DE INTERVENCIÓN DEL GRUPO DIATERMIA Y EL GRUPO CONTROL. ....	83
ILUSTRACIÓN 13.DISPOSITIVO CÁMARA TERMOGRÁFICA MODELO FLIR E6, FLIR SYSTEMS. IMAGEN REALIZADA POR EL AUTOR PRINCIPAL. ....	85
ILUSTRACIÓN 14.IMAGEN DEL ESTUDIO, DONDE OBSERVAMOS AL PARTICIPANTE SITUADO EN EL STEP SOBRE UN FONDO NEGRO. IMAGEN REALIZADA POR EL AUTOR PRINCIPAL. .....	85
ILUSTRACIÓN 15.IMAGEN CAPTURADA POR FLIR E60 DURANTE EL ESTUDIO. IMAGEN REALIZADA POR EL AUTOR PRINCIPAL. ....	86
ILUSTRACIÓN 16. VALORES DE TEMPERATURA QUE SE MUESTRAN EN UNA IMAGEN TÉRMICA USANDO DIFERENTES PALETAS DE COLORES (A, B). LAS UBICACIONES DE INTERÉS Sp1 Y Sp2 SON MEJORES PARA EL DIFERENCIADO VISUAL.....	87
ILUSTRACIÓN 17. UNA IMAGEN TÉRMICA TÍPICA, DONDE EXISTE UNA VARIACIÓN DE TEMPERATURA DE CASI 1.5°C EN UNA DISTANCIA DE UN SOLO PIXEL. ESTAS UBICACIONES PUEDEN PASARSE POR ALTO EN UNA INSPECCIÓN VISUAL CASUAL Y PUEDEN NECESITAR HERRAMIENTAS DE SOFTWARE.....	88
ILUSTRACIÓN 18.ALGOMETRO POR PRESIÓN DIGITAL, MODELO M3-20. IMAGEN REALIZADA POR EL AUTOR PRINCIPAL. ....	90
ILUSTRACIÓN 19.PROCEDIMIENTO DE MEDICIÓN DE DOLOR POR PUNTO DE PRESIÓN. IMAGEN REALIZADA POR EL AUTOR PRINCIPAL.....	90
ILUSTRACIÓN 20.PARTICIPANTE REALIZANDO EL LUNGE TEST EN BIPEDESACIÓN. EN LA IMAGEN PODEMOS VER UN EJEMPLO DEL CÁLCULO. GK= DISTANCIA SUELO-RODILLA;	

HW= DISTANCIA ENTRE TALÓN Y PARED; TA= ÁNGULO TRIGONOMÉTRICO4. IMAGEN REALIZADA POR EL AUTOR. ....	92
ILUSTRACIÓN 21. FORMA ORIGINAL DE LUNGE TEST EN BIPEDESTACIÓN2. IMAGEN REALIZADA POR EL AUTOR. ....	92
ILUSTRACIÓN 22.PROCEDIMIENTO DE REALIZACIÓN DEL TEST LUNGE EN BIPEDESTACIÓN. IMAGEN REALIZADA POR EL AUTOR PRINCIPAL.....	94
ILUSTRACIÓN 23.CONTACTO DEL PRIMER DEDO ENCIMA DE LA CINTA MÉTRICA. IMAGEN REALIZADA POR EL AUTOR PRINCIPAL. ....	94
ILUSTRACIÓN 24.SITUACIÓN DEL FISIOTERAPEUTA DANDO LAS ORDENES PERTINENTES PARA LA REALIZACIÓN DE LA PRUEBA DE LUNGE TEST EN BIPEDESTACIÓN. IMAGEN REALIZADA POR EL AUTOR PRINCIPAL. ....	95
ILUSTRACIÓN 25. LA IMAGEN REPRESENTA EL PROCESO EXPERIMENTAL DE LA INVESTIGACIÓN LLEVADA A CABO SOBRE JUGADORES DE BALONCESTO PROFESIONALES.....	102



# ÍNDICE DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1. LA SIGUIENTE IMAGEN REPRESENTA LOS VALORES DESCRIPTIVOS OBTENIDOS EN EL LUNGE TEST. CADA DIAGRAMA DE CAJAS REPRESENTA CADA UNA DE LAS TOMAS DE INTERVENCIÓN. ....	104
GRÁFICO 2. LA SIGUIENTE IMAGEN REPRESENTA LOS VALORES DESCRIPTIVOS OBTENIDOS EN LA ALGOMETRÍA. CADA DIAGRAMA DE CAJAS REPRESENTA CADA UNA DE LAS TOMAS DE INTERVENCIÓN. ....	106
GRÁFICO 3. LA SIGUIENTE IMAGEN REPRESENTA LOS VALORES DESCRIPTIVOS OBTENIDOS EN LA TERMOGRAFÍA. CADA DIAGRAMA DE CAJAS REPRESENTA CADA UNA DE LAS TOMAS DE INTERVENCIÓN. ....	108
GRÁFICO 4. LA SIGUIENTE IMAGEN REPRESENTA LOS VALORES DESCRIPTIVOS OBTENIDOS EN LA ESTABILOMETRÍA. CADA DIAGRAMA DE CAJAS REPRESENTA CADA UNA DE LAS TOMAS DE INTERVENCIÓN. ....	110
GRÁFICO 5. REPRESENTA EFECTO PRINCIPAL DE TOMA EN LA DIFERENCIA DEL PORCENTAJE DE CAMBIO ENTRE EL GRUPO PUNCIÓN Y EL GRUPO DIATERMIA .....	112
GRÁFICO 6. REPRESENTA EFECTO PRINCIPAL DE TOMA EN LOS VALORES PPTs ENTRE EL GRUPO PUNCIÓN Y EL GRUPO DIATERMIA .....	112
GRÁFICO 7. REPRESENTA EFECTO PRINCIPAL DE TOMA EN LOS VALORES TERMOGRAFÍA ENTRE EL GRUPO PUNCIÓN Y EL GRUPO DIATERMIA .....	113
GRÁFICO 8. DIFERENCIAS EN LA MOVILIDAD DE TOBILLO (EN CM) EN CADA UNA DE LAS CONDICIONES DE INTERVENCIÓN. ....	115
GRÁFICO 9. TAMAÑO DEL EFECTO (TE) EN CADA UNA DE LAS COMPARACIONES DE LA VARIABLE TOMA (I.E., POST INMEDIATO, POST 15 MINUTOS Y POST 30 MINUTOS)...	117

GRÁFICO 10.. VALOR MEDIO Y MÍNIMOS Y MÁXIMOS DE LA TEMPERATURA MUSCULAR (°C)

EN AMBOS GRUPOS DE INTERVENCIÓN EN RELACIÓN A LAS MEDICIONES REALIZADAS.

..... 117

GRÁFICO 11. VALOR MEDIO Y MÍNIMOS Y MÁXIMOS DE LA HIPERALGESIA (ESCALA EVA)

EN AMBOS GRUPOS DE INTERVENCIÓN EN RELACIÓN A LAS MEDICIONES REALIZADAS.

..... 118

## LISTADO DE ABREVIATURAS

- ATP:** Adenosín Trifosfato
- BP:** Bipedestación
- CR:** Contracción Relajación
- CRAC:** Contracción del Agonista Relajado
- DF:** Dorsiflexión
- DS:** Decúbito Supino
- EB:** Estiramiento Balístico
- FNP:** Facilitación Neuromuscular Propioceptiva
- GM:** Gastrocnemio Medial
- LTBT:** Lunge Test en Bipedestación
- LCA:** Ligamento Cruzado Anterior
- MI:** Miembro Inferior
- MTrPs:** Puntos Gatillo Miofasciales
- MWM:** Movilización con Movimiento
- PPT:** Umbral de dolor por presión
- PS:** Punción seca
- RI:** Radiación Infrarroja
- RD:** Radiofrecuencia
- REL:** Respuesta de espasmo local
- ROM:** Rango de Movimiento
- SDM:** Síndrome de Dolor Miofascial
- TI:** Termografía Infrarroja
- TIR:** Imagen por Termografía Infrarroja
- TPA:** Tibioperoneoastragalina
- EVA:** Escala Visual Analógica



## **CAPITULO 1. INTRODUCCIÓN**

---



# 1. INTRODUCCIÓN

El rango de movimiento (ROM) es una de las claves para detectar y poder diagnosticar los déficits musculoesqueléticos, así como, poder monitorizar la progresión del tratamiento y servir de guía en el plan de tratamiento determinado.<sup>1</sup> Las profesionales de la salud evalúan de forma habitual el ROM en la dorsiflexión (DF) de tobillo, porque son consciente que los niveles inadecuados de movilidad son un factor predisponente para sufrir patologías de tobillo y pie <sup>2</sup>. Por este motivo es importante la evaluación de este factor de riesgo como punto clave en la prevención de lesiones de tobillo. Es importante determinar si existe alguna restricción del ROM en la DF para identificar factores de riesgo o alteraciones en la mecánica de la marcha o aterrizaje<sup>3</sup>. Para la realización de las diferentes disciplinas deportivas, una correcta DF es necesaria para la eficiencia en la disipación de las fuerzas de reacción al contactar con el suelo<sup>4</sup>. Según Howe L, et al, la limitación del ROM de DF afecta en el perfil de fuerza de los atletas durante la práctica deportiva. Como resultado de esto, los atletas pueden generar compensaciones técnicas y errores tanto bilaterales como unilaterales, tanto en el *squat*, la recepción o durante la marcha. Si conseguimos reducir ese déficit, podemos modificar el factor de riesgo para la mayoría de las lesiones descritas del miembro inferior (MI)<sup>4</sup>.

La diatermia por emisión de radiofrecuencia es una técnica popular utilizada por los fisioterapeutas en todo el mundo que consiste en la aplicación de una corriente de alta frecuencia que produce un aumento de la temperatura y cambios en el metabolismo de los tejidos, así como la reducción del dolor<sup>2</sup>. Existe una necesidad de demostrar que efectos produce esta técnica tan comúnmente utilizada en la práctica clínica.

Por lo que se establece como una buena línea de investigación. Estos datos nos abren la puerta a mejorar el conocimiento científico de evaluación sobre los métodos que se utilizan de forma común en la práctica clínica en el ámbito de la fisioterapia. Su uso en la práctica clínica se remonta a casi 20 años atrás, pero existen pocos estudios recientes que investiguen su eficacia clínica<sup>3,4</sup>. La mayoría de ellos informan de resultados en relación a la disminución del dolor y la mejora de la función en diferentes afecciones clínicas.

Por tanto, el hecho de describir una correcta aplicación y un protocolo estandarizado ayudaría a unificar los diferentes criterios de utilización y aplicación por parte de los clínicos.

## **CAPITULO 2. Marco teórico contextual**

---



## **2. MARCO TEÓRICO CONTEXTUAL**

### **2.1. ANATOMÍA DEL TRICEPS SURAL**

El tríceps sural es un complejo muscular que forma parte del compartimento posterior superficial de pierna, compuesto por 3 grupos musculares: el gastrocnemio, el sóleo y el plantar. La unión final de estos grupos musculares en la parte distal forma el tendón calcáneo<sup>5</sup>.

Los músculos gastrocnemios son la musculatura superficial del grupo. Nacen por dos cabezas, que se insertan en los cóndilos femorales mediante tendones de forma aplanada. La cabeza medial es mayor y se fija en el cóndilo medial, desciende desde una depresión en la porción superior y posterior del cóndilo interno por detrás del tubérculo del aductor mayor, y desde un área ligeramente elevada del triángulo poplíteo del fémur justo por encima del cóndilo interno. La longitud media del gastrocnemio interno es de 23.3 cm, anchura de 6.3 cm y grosor de 1.25 cm en el tercio distal<sup>5</sup>. La cabeza lateral se inicia desde el cóndilo externo, en un área visible en la superficie externa y de la porción inferior de la línea supracondílea. Su longitud media es de 20.5 cm, anchura de 4.9 cm y su grosor de 1 cm en el tercio distal<sup>5</sup>. Ambas cabezas lateral y medial se inician de la porción subyacente de la cápsula de la articulación de la rodilla. Cada cabeza se extiende en una expansión tendinosa que cubre la superficie posterior del propio músculo. Desde las superficies anteriores de estas expansiones nacen fibras musculares, las de la cabeza interna se extienden más hacia abajo que las de la externa<sup>8</sup>. Los dos vientres musculares permanecen separados hasta su inserción a través de una amplia aponeurosis situada en la superficie anterior del músculo. Posteriormente y gradualmente se estrecha para unirse con el tendón del sóleo para formar el tendón de Aquiles. Puede aparecer la ausencia de

la cabeza externa, o incluso de todo el músculo. Una variación más frecuente puede ser la existencia de una tercera cabeza procedente del triángulo poplíteo<sup>8</sup>.

El sóleo es un músculo amplio y plano, se encuentra por delante y más profundo al gastrocnemio. Se inicia en la cara posterior de la cabeza y del cuarto posterior del peroné, de la línea oblicua o poplíteo y del tercio medio del borde interno de la tibia, así como de una banda de tipo fibrosa que existe entre la tibia y peroné que se arquea sobre los vasos poplíteos y el nervio tibial<sup>5</sup>. El origen del sóleo es aponeurótico, y la mayoría de las fibras musculares nacen de su superficie posterior y prosiguen hacia el tendón de inserción, que está en la cara superficial. Algunas fibras musculares nacen de la superficie profunda de la aponeurosis, son cortas y de disposición oblicua, convergen en un tendón estrecho que se fusiona distalmente al tendón principal. Este se hace gradualmente más grueso y más estrecho, uniéndose con el tendón del gastrocnemio para formar el tendón de Aquiles<sup>8</sup>. La cara superficial está en contacto con el gastrocnemio y el plantar delgado y la parte profunda con el flexor largo de los dedos, el flexor largo del dedo gordo, el tibial posterior, los vasos tibiales posteriores y el nervio tibial, separados por la fascia transversal profunda<sup>8</sup>.

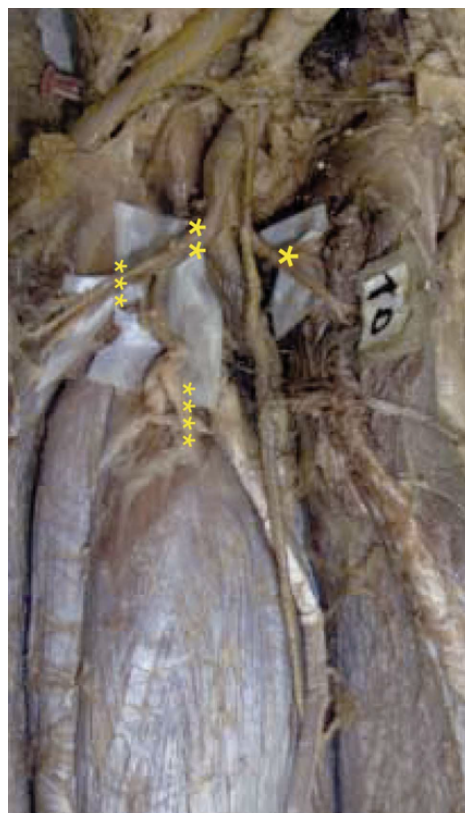
En los últimos años se ha utilizado la nomenclatura compleja gastrocnemio-sóleo para referirse al tríceps sural. Aunque los autores coinciden que esta nomenclatura es un término más clínico y que desde la perspectiva funcional, el gastrocnemio y sóleo actúan como una unidad. La terminología anatómica internacional ha establecido el término tríceps sural para referirse al grupo formado por el gastrocnemio y sóleo<sup>6</sup>.

La cabeza lateral o gastrocnemio lateral esta inervada por el nervio tibial. El tendón del calcáneo esta inervado por ramas procedentes del nervio tibial. La cabeza lateral del gastrocnemio esta inervada por una o dos ramas procedentes del nervio tibial, en cambio

la cabeza medial esta inervada por una sola rama. En referencia al músculo sóleo, recibe doble inervación habitualmente de ramas originadas desde el nervio tibial<sup>5</sup>.



*Ilustración 1. (\*) Rama para el músculo sóleo  
(\*\*) Ramos secundarios para el mismo músculo.*



*Ilustración 2. (\*) Rama cabeza medial del  
musculo gastronemio, siendo (\*\*) tronco común  
para la cabeza lateral y (\*\*\*) de este músculo y  
sóleo (\*\*\*\*)*

### **2.1.1. Articulación tibioperoneoastragalina y dorsiflexión de tobillo**

El complejo de la articulación del tobillo está compuesto por la parte inferior de la pierna y el pie y forma el vínculo cinético que permite que la extremidad inferior interactúe con el suelo, un requisito clave para la marcha y otras actividades de la vida diaria. A pesar de soportar altas fuerzas de compresión y cizallamiento durante la marcha, la estructura ósea y ligamentosa del tobillo le permite funcionar con un alto grado de estabilidad y, en comparación con otras articulaciones como la cadera o la rodilla, parece mucho menos susceptible a procesos degenerativos como la osteoartritis, a menos que esté asociado con un trauma previo<sup>7</sup>.

El complejo articular del tobillo está formado de la articulación talocalcánea (subtalar), tibiotalar (talocrural) y transversatarsiana (taloccanoescafoidea). La articulación tibioastragalina forma la unión entre la tibia distal y el peroné de la parte inferior de la pierna y el astrágalo. El aspecto de soporte de carga de esta articulación es la interfaz tibial-astragalina. El hueso astrágalo incluye la cabeza, el cuello y el cuerpo, y no tiene conexión muscular directa. La tróclea del astrágalo encaja en la mortaja, formado a partir de los extremos distales de los huesos largos de la espinilla<sup>7</sup>.

Los maléolos de la tibia y el peroné actúan para constreñir el astrágalo, de modo que la articulación funciona como una articulación en bisagra y contribuye principalmente al movimiento de flexión plantar y dorsal del pie. de la articulación talocalcánea (subtalar), tibiotalar (talocrural) y transversatarsiana (taloccanoescafoidea).

La articulación tibioastragalina es una diartrosis y está cubierta por una cápsula delgada que se une superiormente a la tibia y los maléolos e inferiormente al astrágalo. La estabilidad se le da a la articulación a través de tres grupos de ligamentos. La sindesmosis tibioperonea limita el movimiento entre la tibia y el peroné durante las

actividades de la vida diaria, manteniendo la estabilidad entre los extremos óseos. La sindesmosis consta de tres partes: el ligamento tibioperoneo anterior, el ligamento tibioperoneo posterior y la articulación tibioperonea interósea. La cara medial de esta articulación del tobillo está sostenida por los ligamentos colaterales mediales (o ligamentos deltoides) y estos son, sin embargo, la geometría de la articulación, como la superficie de la tróclea en forma de cono y el eje de rotación oblicuo, indican que es posible que no funcione simplemente como una bisagra. El astrágalo está en su parte anterior más ancha, lo que significa que la articulación es más estable en dorsiflexión. Se considera que la geometría de conformación de la articulación tibioastragalina contribuye a la estabilidad de la articulación<sup>7</sup>.

### **2.1.2. Lesiones relacionadas con la flexión dorsal**

El baloncesto como deporte, requiere que los jugadores realicen una gran cantidad de repeticiones intermitentes, tales como cambios de dirección, regates, *sprints*, aceleraciones, desaceleraciones, saltos y aterrizajes. Debido a estos tipos de movimientos y las acciones de alta intensidad que se exigen durante los partidos, es recomendable cuantificar las cargas para ver si los jugadores están cumpliendo con las demandas del partido<sup>8</sup>. Gabett et al<sup>11</sup>, describió que las cargas de entrenamiento inadecuadas y las excesivas puede producir un aumento de la tasa de lesiones en los atletas. En baloncesto, revisiones previas han demostrado que existe una tasa media de 7.0 a 19.1 lesiones por 1000 horas de juego<sup>10</sup>. El incremento de la rigidez musculoesquelética de la articulación tibioperoneoastragalina es un problema frecuente, que podemos observar o identificar mediante el lunge test (LT)<sup>12</sup>. La rigidez musculoesquelética puede conducir a la lesión de tobillo, como podría ser el esguince de la articulación tibioperoneoastragalina (TPA). La propia rigidez puede generar una disminución de la DF del ROM<sup>10</sup>. Sin embargo,

como se demostró en los datos obtenidos en un estudio sobre técnicas de manipulación en 2018, una rigidez asimétrica entre ambas extremidades no va ligado a un esguince de tobillo<sup>9</sup>. Por lo tanto, se puede considerar que un ROM de DF restringido como un factor de riesgo para la lesión del tendón rotuliano, lesión de tobillo, rotura de ligamento cruzado anterior (LCA), tendinopatía Aquiles y patología de la musculatura isquiosural<sup>8</sup>.

De la misma forma que según varios estudios realizados una alteración del ROM en DF puede generar un aumento de carga en el tendón del músculo flexor plantar en una posición más alargada y evertida durante el aterrizaje en la fase de apoyo<sup>8,10</sup>. Este tipo de alteraciones pueden conducir a una biomecánica anormal de las extremidades inferiores durante los aterrizajes. Un ejemplo sobre este particular, sería la reducción del ROM que se produce durante una sentadilla, implica un aumento del valgo y del desplazamiento medial de la rodilla, al igual que una disminución de la activación del cuádriceps y aumento de carga en el soleo<sup>10,14</sup>.

Una correcta congruencia de la articulación TPA es un importante y necesario componente para dar una estabilidad normal a la propia articulación, y cabría destacar su participación como elemento preventivo de los movimientos poco funcionales que darían lugar a lesiones en la zona<sup>9</sup>.

La medición de la rigidez musculoesquelética se puede determinar mediante una técnica conocida como oscilación libre, que comprende la medida de la rigidez la unidad musculo tendinosa, la piel, los ligamentos y la capsula articular, junto a otros factores mecánicos y neuromusculares. La medición es importante para evaluar el rendimiento muscular y actuar en prevención de lesiones<sup>9</sup>.

La rigidez musculoesquelética es la relación entre la carga aplicada y la deformación elástica que existe, es un componente neuro mecánico importante relacionado con el

rendimiento muscular y el riesgo de lesiones. La técnica de oscilación libre es un método para evaluar la rigidez<sup>11</sup>.

En términos generales, dada una carga específica, las diferentes estructuras exhiben, mayor o menor alargamiento, por tanto, es respectivamente, más rígido o más flexible. La rigidez de la unidad músculo tendinosa ha recibido la mayor atención durante décadas como parte de la gran cantidad de literatura sobre mecánica muscular<sup>11</sup>.

La rigidez es un componente integral de la contracción muscular, el rendimiento atlético y el riesgo de lesiones. En términos de función y rendimiento, los niveles más altos de rigidez aumentan las propiedades contráctiles mejorando la magnitud y la tasa de producción de fuerza<sup>11</sup>.

La rigidez elevada se ha relacionado con un rendimiento mejorado en una variedad de actividades atléticas. Además, se ha propuesto que la rigidez es un modulador de la lesión muscular, un sistema relativamente más rígido es menos capaz de atenuar fuerzas aplicada y, por la tanto, pueden ser más susceptibles a lesiones de tejidos blandos<sup>11</sup>.

Específicamente una rigidez superior a la óptima puede estar asociada con fuerzas máximas más altas, tasas de carga que pueden provocar lesiones óseas, mientras que la rigidez baja puede estar relacionada con un movimiento e inestabilidad excesivos de articulaciones, conduciendo principalmente a lesiones de tejidos blandos<sup>11</sup>.

La rigidez está relacionada con el concepto de elasticidad, con este último representando la resistencia mecánica de un material a un momento d estiramiento, mientras que se relaciona con una estructura más compleja que incluye el material en sí, junto con su forma y tamaño<sup>11</sup>.

Específicamente el concepto de rigidez, se refiere a la cantidad de tensión que resiste un sistema, mientras que la flexibilidad se refiere al ROM pasivo alrededor de una articulación<sup>11</sup>.

A diferencia de otros métodos de evaluación, la técnica de oscilación libre detecta una medida global de la rigidez del segmento. Esta técnica incluye la medición de la unidad musculo tendinosa, junto a la piel, ligamentos y capsula articular<sup>11</sup>.

Moreno-Pérez et al, en su estudio evalúan como afecta la DF tras un partido de baloncesto, una de sus aclaraciones es que la implementación de estrategias específicas para la recuperación minimiza la disminución de la DF de tobillo después de un partido de baloncesto y puede reducir la probabilidad de lesión<sup>8</sup>.

El incrementar y mejorar el ROM articular con ejercicios para la estabilidad mientras se abordan deficiencias funcionales reduce, el estrés anormal que se ejerce sobre la articulación<sup>12</sup>.

Tratando los MTrPs latentes antes de que se conviertan en movimiento sintomáticamente doloroso y restringen el movimiento, se pueden mejorar los patrones funcionales de las actividades diarias, así como minimizar el riesgo de lesiones causadas por compensaciones inadecuadas del movimiento<sup>12</sup>.

Un indicador valioso de los MTrPs es la restricción del ROM. El dolor referido es causado por una mayor tensión en el punto gatillo. La banda tensa impone una tensión anormal sostenida en las uniones miotendinosas donde las fibras musculares se unen a la parte tendinosa del musculo<sup>13</sup>.

## 2.2. STIFFNESS DE TOBILLO

El ROM articular se ve afectado mecánicamente por la rigidez de la unidad músculo-tendinosa, que está relacionada con el rendimiento del ejercicio y el riesgo de lesiones por distensión de la UMT. Los factores neurales influyen en el ROM articular a través de la tolerancia al estiramiento o el umbral de tolerancia al dolor<sup>14</sup>.

Es importante cuantificar el *stiffness* o rigidez de tobillo como forma de prevención de lesiones y mejora del rendimiento deportivo. Hasta la fecha se conoce que el torque articular isométrico está estrechamente relacionado con el corte transversal del área anatómico<sup>15</sup>.

Es probable que el *stiffness* de tobillo sea importante en las actividades que desarrollan un ciclo de estiramiento-acortamiento, como el salto con caída del tipo drop jump<sup>16</sup>. Una de las consecuencias del *stiffness* de tobillo es una alteración del *stiffness* (torque) vertical en la ejecución de la técnica deportiva. En relación a lo argumentado anteriormente, existen asimetrías en el *stiffness* vertical en estrecha relación con las asimetrías del *stiffness* de tobillo<sup>16</sup>.

### 2.2.1. Causas del *stiffness* de tobillo

#### Patología no traumática

Existen contribuciones neurales y no neurales hacia la espasticidad de tobillo tras la parálisis cerebral. Un aumento en la curva velocidad-dependencia, en los reflejos de estiramiento tónico y espasmos tendinosos exagerados son trastornos motores distintivos, como lo describió Lance en un simposio sobre la espasticidad. Este fenómeno definido como “hipertonía espástica”, está definido como una resistencia excesiva con el aumento de la velocidad del movimiento en la articulación, generado externamente. Existen

muchos paradigmas terapéuticos, para mejorar la función neuromuscular y mediar la espasticidad<sup>17</sup>.

### **Patología traumática**

En esguinces de ligamento grado II y grado III ligamento de tobillo en el ámbito deportivo, el tratamiento sigue manteniendo cierta controversia<sup>18</sup>. Algunos autores recomiendan la reparación quirúrgica vs el tratamiento conservador. Karlsson and Sancone describieron que no se debe utilizar la inmovilización como forma de tratamiento, incluso en los esguinces agudos, porque este tratamiento puede derivar en *stiffness* de tobillo, atrofia muscular y pérdida de la propiocepción<sup>19</sup>.

Previos estudios obtuvieron datos del 74% de los pacientes que habían sufrido esguinces de ligamento en forma de inversión, tuvieron síntomas persistentes entre 1.5-4 años tras la lesión, y de los cuales el 10-30% de los pacientes tuvieron síntomas de *stiffness* de tobillo (16.6%), hinchazón, debilidad y dolor<sup>18</sup>.

En las últimas décadas, la prótesis de tobillo se ha convertido en una opción de tratamiento cada vez más recomendado y aceptada en pacientes con osteoartritis de tobillo en un estadio final. Sin embargo, aún existe controversia con respecto a las indicaciones apropiadas para esta cirugía, específicamente pacientes con malas condiciones preoperatorias y con *stiffness* de tobillo<sup>20</sup>.

A parte de la formación ósea adicional y las osificaciones heterotópicas, una proliferación patológica aumentada de los tejidos blandos periarticulares puede ser otra causa subyacente del *stiffness* de tobillo<sup>20</sup>.

El *stiffness* de tobillo en una estructura osteoartrítica puede originarse por la formación del hueso extra que restringe el rango de movimiento de la articulación

tibioastragalina en el plano sagital, por la restricción de los tejidos blandos como resultado de lesiones previas y posibles tratamientos quirúrgicos, y por la adhesión de las unidades músculo tendinosas, después de la cicatrización de la vaina tendinosa o la parte fibrosa muscular<sup>20</sup>.

Si hacemos referencia al síndrome del dolor miofascial, El *stiffness* muscular y tendinoso está directamente relacionado con el rendimiento deportivo, con las tendinopatías y la degeneración tendinosa. El complejo gastrocnemio-tendón de Aquiles, que consiste en el gastrocnemio medial (GM), el gastrocnemio lateral (GL) y el TA, es el complejo más grande y fuerte del cuerpo. El AT juega un papel importante en el almacenamiento y liberación de energía de tensión elástica, lo que permite el funcionamiento eficiente del complejo gastrocnemio-tendón de Aquiles al caminar, correr y saltar<sup>21</sup>.

La clasificación más elemental de los puntos gatillo miofasciales, los divide en activos y latentes. La diferencia entre ellos básica a nivel de clínica reside en que los PGM activos provocan dolor espontáneo en el tejido o en zonas distantes al aplicar una presión (sensibilidad referida). Pero ambos presentan características clínicas comunes entre las que destaca el acortamiento muscular y como consecuencia inmediata da como resultado una disminución del movimiento (ROM) y a consecuencia el *stiffness* muscular. Esta situación anteriormente descrita genera la disfunción articular tibioperoneaastragalina<sup>22</sup>.

Se ha demostrado que los músculos que contienen un punto gatillo miofascial muestran un mayor *stiffness* en comparación con el músculo normal, lo que puede tener consecuencias clínicas como la inhibición de la fuerza muscular (inhibición artrogénica muscular y la inhibición artrogénica articular)<sup>22</sup>. El *stiffness* es uno de los parámetros de propiedades mecánicas del músculo y tendón, que representa la resistencia de los tejidos

blandos a la deformación<sup>23</sup>. El *stiffness* muscular y tendinoso podría indicar objetivamente condiciones de los tejidos como dolor y fatiga. Teniendo en cuenta la importancia de esta situación y ante la posibilidad de considerar la medición del *stiffness* como un posible método diagnóstico podría ser utilizada para evaluar diferentes patologías como la tendinopatía de Aquiles y AT<sup>24</sup>, y procesos degenerativos relacionados con la dorsiflexión de tobillo.

El *stiffness* se ha utilizado ampliamente para representar cambios en las propiedades mecánicas de los tendones después del entrenamiento. Las propiedades mecánicas del músculo y el tendón pueden afectar la locomoción diaria humana y el rendimiento de la estabilidad<sup>21</sup>. Por todo lo desarrollado anteriormente, evidenciamos la necesidad de prevenir el *stiffness* de tobillo en patologías tanto traumáticas como no traumáticas de tal forma que la rigidez no impida a nivel biomecánico la práctica deportiva, por ende, su disminución en el rendimiento.

## **2.3. SÍNDROME DEL DOLOR MIOFASCIAL**

### **2.3.1. Componente fisiológico y mecánico en el dolor miofascial**

La fisiopatología del síndrome del dolor miofascial (SDM) producidos por los MTrPs cuyas características clínicas generan un *stiffness* muscular, sensibilidad y dolor irradiado a otras aéreas del cuerpo. A pesar de que la etiopatología más plausible aún no está aceptada, científicamente existen varias teorías de cómo se desarrollan los MTrPs<sup>25</sup>.

Actualmente, la fisiopatología del SDM sigue siendo un paradigma en su comprensión<sup>26</sup>. Una de la hipótesis más aceptada (Hipótesis Integrada) describe que la generación MTrPS se deben a una disfunción de la unión neuromuscular y del tejido conjuntivo circundante<sup>27</sup>. Simons es “*Integrated Trigger Hypothesis*”, que describió una

posible secuencia que conduce al desarrollo de los MTrPS. El autor, propuso que la secuencia de eventos se inició por una lesión local debido a microtraumatismos repetitivos. Este fenómeno conduce a una crisis energética, que requiere de una contractura de las fibras musculares próxima a la placa motora terminal anormal<sup>26</sup>. Esto daría lugar a una liberación excesiva de ACT y un acortamiento del sarcómero, lo que conduciría a un aumento de las demandas metabólicas y la compresión capilar, fenómeno que perjudica la circulación. El flujo sanguíneo reducido y el ATP impedirían la relajación muscular, dando lugar a la formación de MTrPS. La contracción continua provoca la liberación de histaminas y bradiquinina que conducen a una cascada inflamatoria de citoquinas, leucotrienos y sustancia P. La liberación de la sustancia P en la asta dorsal conduce a cambios en el sistema nervioso central (incrementando la excitabilidad) y produciendo la sensibilización central.

A favor de la hipótesis integrada, en el estudio Shah et al, utilizaron una técnica microanalítica en vivo para medir el medio bioquímico local del músculo esquelético humano. Este estudio se basó en realizar esos marcadores en MTrPs, como causa común del dolor musculoesquelético no articular. Establece que existe una relación del dolor miofascial con la asociación de la activación de los nociceptores musculares por una variedad de sustancias endógenas y algógenas, que incluyen neuropéptidos, derivados del ácido araquidónico y mediadores inflamatorios, entre otros. Además, la bradicinina sensibiliza los nociceptores, es decir, más bajo que su umbral de estimulación normalmente alto. El músculo sensibilizado produce que los nociceptores se activen más fácilmente y puedan responder a estímulos normalmente inocuos y débiles, como una presión ligera y movimiento muscular. La presencia continua de bioquímicos, puede ser una condición necesaria para el dolor persistente<sup>28</sup>.

Otros estudios de electromiografía demostraron evidencia de una actividad eléctrica inusual en las placas motoras terminales de las fibras musculares con presencia de MTrPS. La alta actividad eléctrica fue identificada como el exceso de liberación de acetilcolina. La disfunción eléctrica y el exceso de liberación de ACT, se proponen como posibles mecanismos para la formación de MTrPS y del desarrollo del SDM<sup>27</sup>.

Hubbard et al, demostraron mediante electromiografía, la actividad producida por la el electromiograma con aguja monopolar que registró simultáneamente desde los puntos gatillo miofasciales del trapecio y las fibras no dolorosas adyacentes del mismo músculo en sujetos normales y en dos grupos de pacientes, uno con cefalea tensional y el otro con fibromialgia. Se encontró actividad de electromiograma espontánea sostenida de todos los puntos gatillo, y estuvo ausente en las localizaciones anatómicas que no presentaban MTrPS <sup>29</sup>. Las placas motoras terminales que contienen una disfunción, podrían explicar la formación de bandas en los MTrPs y el exceso de ACT podría responder al aumento de las demandas metabólicas de las fibras musculares, a las que no puede responder<sup>26</sup>.

Otros estudios recientes han sugerido otros mecanismos que involucra la inflamación neurogénica seguido de la sensibilización central. Si esto sucediera, podría causar bandas hiperirritables MTrPS, aun con sin lesión muscular.

### **2.3.2. Incidencia, características y clínica del sdm**

El síndrome del dolor miofascial (SDM) es un trastorno musculoesquelético común, no articular y de característica no inflamatorias, caracterizado por la presencia de puntos gatillo miofasciales. Los MTrPs se han definido por varios autores como nódulos localizados, palpables, discretos y ubicados dentro de bandas musculoesqueléticas que suelen reproducir dolor a la compresión<sup>30-32</sup>.

Este síndrome, se caracteriza principalmente por la presencia de MTrPs, y estos han sido asociadas a algunas afecciones como la cefalea tensional, trastornos asociados al latigazo cervical o fibromialgia. El síndrome es clínico y se basa en la identificación de los MTrPs a través de la palpación<sup>30</sup>. Existen razones por las que los MTrPs pueden ser inaccesibles a la palpación para fines diagnósticos, haciendo necesario el juicio clínico para confiar. Algunas de las causas pueden ser: capas de grasa subcutánea, músculos y aponeurosis que estén interviniendo, tejido subcutáneo grueso y con mayor tensión o bien, habilidad de palpación inadecuada por parte del interventor<sup>13</sup>.

El tratamiento eficaz para el dolor neuromusculoesquelético a menudo depende de la identificación precisa de las fuentes del dolor. Los MTrPs son un síntoma común, pero muchas de las veces se pasan por alto o se trata de una forma ineficaz, por la falta de formación en este ámbito de muchos profesionales sanitarios ante las carencias en la identificación y tratamiento de los MTrPs<sup>13</sup>.

Los síntomas o clínica musculoesquelética del SDM representan del 30% de las visitas de atención primaria, además, algunos autores sugieren que hasta un 85% de la población general puede verse afectado por este síndrome<sup>12</sup>. La ubicación de estos puede variar en todo el cuerpo. Cabe destacar la ubicación en el tríceps sural teniendo en cuenta su moderada prevalencia en esta región corporal<sup>33</sup>. Los síntomas de dolor musculoesquelético de tejidos blandos se manifiestan de forma aislada o secundaria a trastornos mecánicos o enfermedades inflamatorias sistémicas<sup>34</sup>. Algunos autores, definieron el SDM como un dolor local o en una región con puntos con mayor sensibilidad que a la palpación, recrean los síntomas y tienen una prevalencia estimada del 32% y con una prevalencia crónica del 85%<sup>34</sup>.

### **Punto gatillo activo**

Los criterios para la identificación de los MTrPs fueron descritos según Travell y Simons como palpación de una banda tensa con reproducción de sensibilidad local, reconocimiento del dolor, dolor referido y respuesta de espasmo o contracción<sup>30</sup>.

Según el estudio de Dephi, el SDM es un dolor común que está caracterizado por la presencia de MTrPs. El consenso logrado en este estudio propuso, que para poder ser diagnosticado como MTrPs deben presentar dos de los siguientes criterios: i) Una banda tensa; ii) un punto hipersensible y iii) dolor referido. El dolor referido de un MTrPs puede incluir diferentes sensaciones sensoriales del dolor como: dolor irradiado, dolor profundo, dolor sordo, hormigueo o dolor tipo quemazón<sup>35</sup>.

Tough et al<sup>36</sup>, en su revisión sistemática describió que el criterio más común aplicado para la identificación de un MTrPs activo, incluía un punto sensible dentro de una banda tensa de un músculo, provocando un dolor reconocido por el paciente, un patrón de referencia del dolor referido y una respuesta local. Esta lista de criterios fue incluida en el estudio Delphi<sup>35</sup> por los expertos, a excepción de un signo clínico característico, la respuesta de espasmo local. En el momento de la detección del MTrP latente del presente estudio y según el estudio de Delphi<sup>35</sup>, la mayoría de los expertos, el 84% respondieron consistentemente que la principal diferencia clínica entre los MTrPs activos y latentes es la reproducción de cualquiera de los síntomas experimentados por el paciente, y, por lo tanto, el reconocimiento del dolor.

Anteriormente en esta misma dirección Simons et al,<sup>32</sup> definió el dolor referido como un dolor que surge de un punto gatillo que se percibe a distancia, habitualmente alejado de la fuente. El patrón de dolor referido se relaciona de una manera reproducible desde el sitio de origen. El manual de puntos gatillo también definió los fenómenos referidos como

“fenómenos sensoriales y motores como el dolor, sensibilidad e incremento de la actividad de la unidad motora, conocido como espasmo. Este dolor provoca vasoconstricción, vasodilatación e hipersecreción causada por un MTrP, que suele ocurrir a una distancia del MTrP<sup>31</sup>.

Así mismo, existen características sobre los MTrPs que clarifican, como distinguirlos de otras condiciones. Los MTrP producen dolor en regiones específicas y no dolor generalizado y sensibilidad en todo el cuerpo. El dolor referido es una característica de los MTrPs y todos tienen una banda tensa, aunque no todas son palpables. Para que el diagnóstico pueda reforzarse, será importante confirmarlo con otras pruebas clínicas, como por ejemplo la sonoelastografía que son también son valiosos para la investigación<sup>13</sup>.

### **Punto gaitillo latente**

El MTrP latente fue definido por Travell y Simons como un MTrP inactivo clínicamente que reproduce dolor solo a la palpación. Un MTrP latente puede tener todas las demás características que un MTrP activo y tiene una banda tensa que incrementa la tensión del músculo diana y produce restricción del ROM<sup>35</sup>. Durante las últimas décadas, estas definiciones se han utilizado y adoptado alrededor del mundo, no solo clínicamente sino también en opiniones de expertos<sup>35</sup>. Actualmente la distinción clínica entre MTrPs activos y latentes es aceptado por la literatura, esta sostenido por los hallazgos histoquímicos<sup>37</sup> y estudios de imagen<sup>38</sup>. Una revisión de Lluch et al<sup>39</sup>, reporto que los MTrPs latentes son un hallazgo clínico prevalente, especialmente en pacientes con dolor cervical, que al parecer ocurren en hasta el 60% de los sujetos<sup>12</sup>.

Algunos músculos como el trapecio, elevador de la escapula y musculatura suboccipital son las estructuras más prevalentes de localización de MTrPs latentes. Lluch et al<sup>39</sup>, observó que no solo estaban presentes en pacientes con dolor de cuello. Sino que se observaron diferencias significativas en la tasa de prevalencia de MTrPs latentes entre pacientes sintomáticos y no sintomáticos en varios grupos musculares de la espalda<sup>12</sup>. Simons et al<sup>32</sup>, determino que la principal diferencia entre los MTrPs activos y latentes es que los MTrPs activos están relacionados con el dolor espontáneo y continuo a lo largo del tiempo, mientras que los que los MTrPs latentes no generar dolor, únicamente cuando se estimulan.

La distinción entre los MTrPs activos y latentes debe basarse principalmente en la reproducción de los síntomas del paciente y no solo en la presencia de dolor espontáneo, ya que algunos pacientes pueden carecer de dolor en el momento de la exploración<sup>35</sup>. La mayoría de personas presentan MTrPs latentes debido al uso excesivo y al aumento de activación muscular debido a malas posiciones anatómicas de las articulaciones o movimientos repetitivos<sup>12</sup>. La identificación y el tratamiento de los MTrPs latentes son particularmente importantes para adecuada función del tejido muscular<sup>12,40</sup>.

### **Identificación de los puntos gatillo miofasciales**

Los puntos gatillo miofasciales (PGM) tienen unas características determinadas, en relación a la sintomatología que desencadenan. El PGM se caracteriza por generar dolor a la compresión, o al ser estimulado, puede dar lugar a un dolor referido con fenómenos autonómico y una disfunción motora.

Debemos distinguir un punto gatillo miofascial de un punto gatillo situado en otros tejidos, como puede ser la piel, ligamento o periostio. La disfunción que se genera por los

MTrPs está relacionada con el acortamiento del ROM, debilidad o fatiga muscular, descoordinación, inhibición del músculo o bien dolor referido y dificultad para relajar ese grupo muscular. Estas características acostumbran a presentarse de mayor forma en los PGM activos. Esto no debe restar importancia a los PGM latentes, que, hasta hoy en día, se le concede mayor importancia<sup>41</sup>.

En el estudio de Delphi, el propósito fue conseguir un consenso internacional sobre los requisitos de consenso en el diagnóstico de los MTrPs y poder así definir y diferenciar los MTrPs activos y latentes para aclarar las diferentes consideraciones clínicas en estos<sup>35</sup>. El 85% de los expertos en el estudio consideraron las diferencias que existían entre los MTrPs activos y latentes. La mayor diferencia entre ambos fue que el MTrP activo reproducía los síntomas del paciente<sup>35</sup>.

Existen varios criterios para poder definir un MTrP y poder identificarlo en los respectivos tejidos:

- **Banda tensa:** La presencia de una banda tensa que resulte palpable. Aquel músculo con un MTrP se percibe con cierta tensión a la palpación, y esto se evidencia más, cuando se compara con el lado contralateral. Esto evidencia o se le atribuye la existencia de bandas tensas dentro del músculo<sup>42</sup>.
- **Dolor preciso a la palpación:** La palpación dolorosa que concuerda en un punto con frecuencia con aspecto nodular, es un MTrP. La presión moderada sobre ese punto puede generar mucho dolor, reconocido como el “signo de salto”. Asociada a la sensibilización de los nociceptores de esa zona<sup>43</sup>.
- **Respuesta de espasmo local:** La respuesta de espasmo local (REL), también nombrada como REL, es una contracción rápida o fugaz de las fibras que

componen la banda tensa y que se produce en la medula espinal. Es una de las características más específicas e importantes de los MTrPs, nos ayuda a confirmar la presencia de un MTrP<sup>44</sup>.

- **Dolor referido:** El mantener presión sobre un MTrP irritable, provoca dolor en una zona distinta del cuerpo, lo que nombramos como dolor referido. El dolor se produce en diferentes patrones con unas características específicas para cada PGM<sup>31,44,45</sup>.
- **Rigidez y reducción de movilidad articular:** Los MTrPs generan rigidez en reposo de los músculos que los contienen<sup>32</sup>. La tensión de las bandas tensas provoca que el músculo disminuya en su recorrido, generando una restricción del ROM y provocando dolor al estiramiento. La rigidez muscular provoca una restricción del ROM de las articulaciones donde participan en origen e inserción los grupos musculares<sup>46</sup>.
- **Debilidad y dolor en la contracción muscular:** Se produce una inhibición central al intentar evitar una contracción muscular que resulta dolorosa, esto se puede traducir en una debilidad sin atrofia muscular. Respecto a esto, en estudios con electromiografía en músculos con MTrPs se encuentran en fatiga en las tomas basales, y al ejercicio, responden con un aumento de la fatiga y retardo a la recuperación<sup>42</sup>.

El mecanismo que consigue activar un PGM puede resultar de ayuda para el diagnóstico y ver que musculatura se afecta más. Entre otros los mecanismos activadores pueden ser directos, como traumatismos directos, sobrecargas agudas o crónicas y enfriamiento de la zona. E indirectos como a través de otros MTrPs, enfermedades viscerales, radiculopatías, inflamación articular o estrés psico-emocional<sup>42</sup>.

### **Diagnóstico de los puntos gatillo miofasciales**

La exploración o diagnóstico de los MTrP se inicia con la anamnesis, con el tipo de dolor, intensidad y duración, frecuencia y localización del dolor. En la exploración clínica identificaremos la localización de los nódulos que generan dolor a la palpación manual<sup>38</sup>. La anamnesis es una parte de vital importancia en pacientes con dolor crónico musculoesquelético. El paciente nos describirá la cronología de los acontecimientos y de los antecedentes médicos que pueda sufrir<sup>47</sup>.

Los MTrPs pueden activarse de forma directa o indirecta, por eso es importante ser conocedores de la historia clínica del paciente. Estos pueden activarse por sobrecarga aguda, fatiga por sobreesfuerzo, por traumatismo directo y radiculopatías, también de forma indirecta por enfermedades del tipo visceral, artrosis articular, distintas disfunciones articulares y estrés emocional<sup>48</sup>. Tras una correcta anamnesis, le sigue la parte de la exploración física, una parte fundamental en el correcto diagnóstico de los MTrPs. Esta nos ayudara a determinar o confirmar la información extraída en la anamnesis y comprobar si la musculatura implicada es la responsable del dolor miofascial.

La exploración física es una de las mejores herramientas diagnósticas que dispone la parte clínica para determinar si es un PGM. Se realiza a través de la palpación manual y lo combina con las diferentes características de los PGM, el clínico debe ser capaz de reconocer su presencia o existencia<sup>48</sup>. Las técnicas de palpación actualmente más utilizadas para valorar el estado de la musculatura de los MTrPs son:

- La palpación manual: que la podemos realizar plana, en pinza o profunda.

- a) *La palpación plana*: El propio pulpejo del dedo se desliza sobre las fibras musculares.
- b) *La palpación en pinza*: Se trata de sujetar el vientre muscular entre el pulgar y el resto de los dedos, dejando el vientre muscular entre ellos.
- c) *La palpación profunda*: Se utiliza en músculos que no son accesibles con los otros métodos de palpación y por tanto colocaremos la parte distal del dedo sobre el punto motor o inserción del vientre muscular que pueda contener un MTrP<sup>43</sup>.

Aunque para el diagnóstico de los MTrPs, existe una variabilidad de los criterios utilizados para su identificación. No hay ninguna lista validada sobre los criterios diagnósticos para los MTrPs<sup>42</sup>. Esto puede suponer un obstáculo para reconocer dichos puntos en muchas ocasiones<sup>49</sup>.

### **Tratamiento de los MTrPs**

Actualmente, existen numerosas técnicas para el tratamiento de los MTrPs. Cada profesional de la parte médica o sanitaria que se dedica al tratamiento de esta patología, utiliza una terminología y métodos diferentes.

El objetivo del tratamiento del SDM es la liberación o bien inactivación de los MTrPs, para poder conseguir lo siguiente: restaurar la longitud del vientre muscular, devolver la función o movimiento con normalidad, eliminar el dolor producido por esos MTrPs y mejorar la relajación del mismo<sup>50</sup>. Para poder clasificar los diversos tipos de tratamiento de los MTrPs o nódulos miofasciales, hemos establecido dos grandes grupos: las técnicas no invasivas o fisioterapia conservadora y las técnicas invasivas.

La fisioterapia conservadora es el uso de los agentes terapéuticos físicos, empleados de forma no percutánea. Este grupo a su vez se puede dividir en técnicas locales, técnicas de spray and *stretch* y técnicas de hidroterapia<sup>32</sup>.

La fisioterapia invasiva, fue definida como ese conjunto de técnicas en las que los agentes físicos empleados para el tratamiento de diversas patologías se aplican invasivamente, es decir, atravesando la capa de la piel del paciente<sup>51</sup>. El tratamiento de las patologías neuro-músculo-esqueléticas donde el agente físico que se emplea, es el estímulo mecánico de distintos tipos de agujas. Durante esta técnica no se introducirá ningún tipo de fármaco internamente y se denomina punción seca. Es una de las técnicas actualmente empleada para el tratamiento del síndrome del dolor miofascial.

Dentro del grupo de fisioterapia invasiva, se incluye la técnica conocida como punción húmeda o infiltración, que consiste en la introducción de un anestésico local sin corticoesteroide y sin adrenalina en el PGM del vientre muscular afectado<sup>32</sup>. Para realizar el tratamiento del SDM, se propusieron una serie de procesos en los que se nombra la inactivación de los MTrPs, conseguir una longitud normal del vientre muscular y eliminar los factores que conllevaron a la creación de los MTrPs o bien, que los perpetuaron<sup>52</sup>.

Algunos autores<sup>51</sup>, establecieron un plan de tratamiento para el SDM determinado en dos fases diferenciadas. La primera de ellas implicaba el control del dolor, que contempla la inactivación de los MTrPs activos y secundariamente el tratamiento de los MTrPs latentes. La segunda de las fases es de reacondicionamiento muscular, donde se persigue corregir la disfunción provocada por los nódulos miofasciales patológicos, como los factores que se asocian a la activación y consiguen que se perpetúen. Estos son algunos como factores posturales, ergonómicos, neurodinámicos, ortopédicos entre otros. Esta

actuación es en base a la prevención de que se vuelvan a activar y que el resultado sea duradero en el espacio-tiempo, y comporte una mejoría clínica del paciente<sup>51,52</sup>.

La estrategia más importante, acerca del tratamiento de los MTrPs es conseguir cambios en la lesión subyacente en el origen, de manera que podamos modificar directamente en la lesión que causa la activación de los MTrPs<sup>53</sup>. Si el origen no se trata de forma correcta, solo se podrían inactivar de forma temporal y nunca completamente. Existen diversos estudios que demuestran que realizar un tratamiento a nivel educativo, además del problema en sí, genera mayores beneficios<sup>54</sup>. Existen tratamientos conservadores, como los AINES (antiinflamatorios no esteroideos), gel o parche local de AINES, uso de la termoterapia, tratamiento de terapia manual y otras medidas físicas para hacer uso en lesiones agudas o leves. Si, por el contrario, la lesión es crónica, se debe emplear técnicas como la inyección de esteroides, la infiltración con anestésico en los MTrPs, un ejemplo de ello es la lidocaína, la punción seca o acupuntura<sup>55</sup>.

La estrategia que aborda beneficios a largo plazo para el paciente, precisa de un tratamiento multidisciplinar para abordar los MTrPs<sup>50,56-58</sup>. Este enfoque comprende medidas no invasivas, centrándose mayoritariamente en técnicas de terapia manual<sup>59</sup>. Así como, otras técnicas no invasivas que generan resultados similares, en relación a dolor post tratamiento y ROM a las técnicas invasivas<sup>59,60</sup>. Según Simons et al, debemos considerar lo que resulta beneficioso para el paciente, y esto consiste en tratar el musculo con posibilidades de mejorar ante el tratamiento e iniciar este con técnicas de terapia manual, que se adapten para el auto tratamiento por parte del propio paciente<sup>61</sup>.

## 2.4. TRATAMIENTOS PARA EL SDM

Hoy en día, la terapia manual se ha convertido en una práctica utilizada para el tratamiento de algunas patologías musculoesqueléticas, como lesiones musculares<sup>12,62</sup>. La acción preventiva de MTrPs latentes con inhibición por presión, puede ser un tratamiento viable como objetivo de mantener la salud de los tejidos y las articulaciones<sup>12</sup>. La terapia por inhibición compresiva disminuye el dolor producido por los MTrPs latentes, en la región del trapecio superior y parte posterior del cuello<sup>12</sup>.

Existen tratamientos tradicionales y otros que se aplican a día de hoy para la mejora de la dorsiflexión de tobillo.

La articulación del tobillo es el lugar más común de lesión en individuos activos. El riesgo de lesiones de MI se puede ver reducido mediante el uso de ejercicios de calentamiento. El rendimiento individual puede incrementarse con programas de calentamiento determinados, como el ROM o la fuerza muscular<sup>63</sup>. Se pueden realizar diversas técnicas de calentamiento o puesta a punto, como el estiramiento estático, estiramiento dinámico, facilitación neuromuscular propioceptiva, *foam roller* y vibroterapia. Sin embargo, aún no se ha determinado cual es el método de calentamiento óptimo<sup>63</sup>.

Dentro de los tratamientos de fisioterapia convencionales basados en la mejora de la flexión dorsal encontramos los estiramientos. La musculatura del tríceps sural necesita de una adecuada flexibilidad ya que está relacionada con su función normal. Cuando el objetivo es aumentar la flexibilidad, la técnica más adecuada es el estiramiento. Sin embargo, se desconoce que técnica y parámetros de estiramiento son los más efectivos para aumentar la flexibilidad<sup>11</sup>.

### 2.4.1. Tratamientos fisioterapia implicados a la mejora de la flexión dorsal

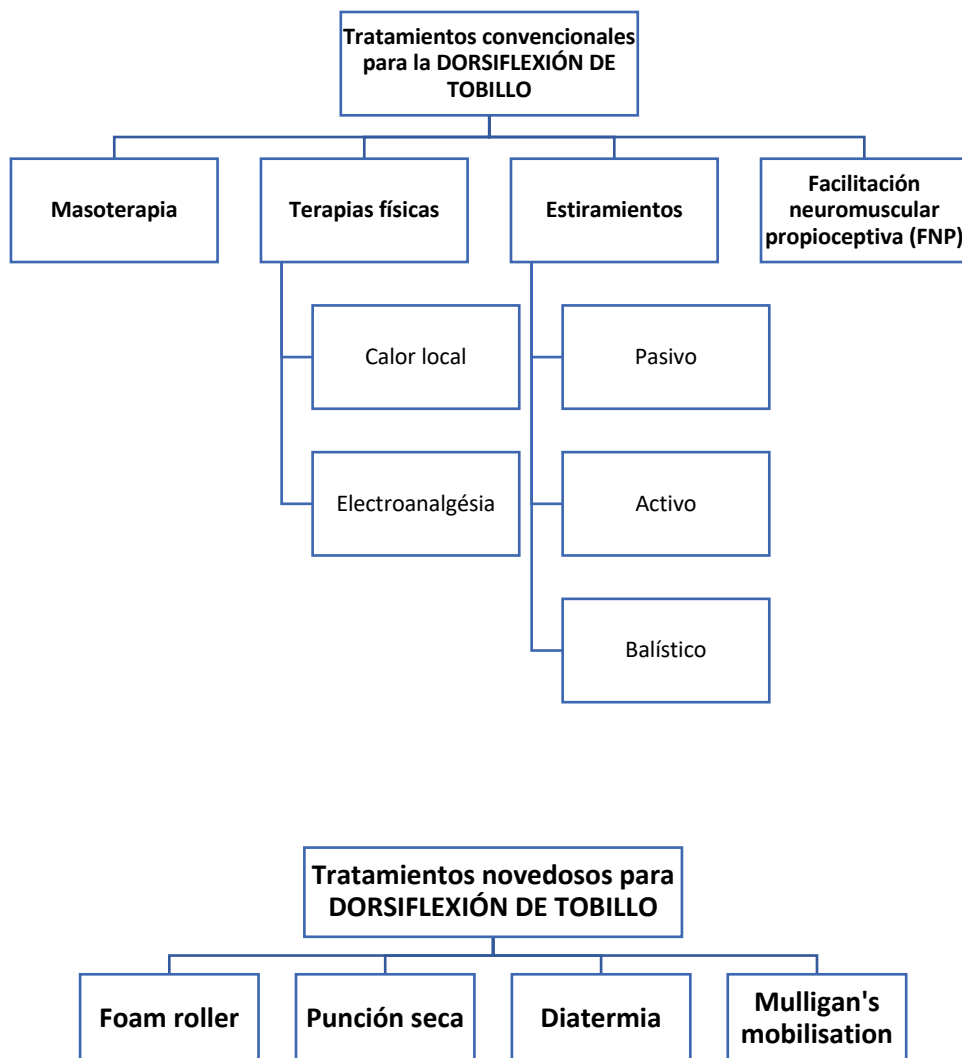


Ilustración 3. Descripción gráfica sobre la diferencia entre tratamientos convencionales y actuales del SDM para la dorsiflexión de tobillo.

Los flexores de tobillo son uno de los grupos musculares que necesitan una movilidad más óptima<sup>64</sup>. El ROM en DF de tobillo es crucial para permitir una función adecuada en las actividades de la vida diaria<sup>65</sup>. Además, el ROM adecuado es fundamental, ya que puede ser un factor de riesgo para varias disfunciones musculoesqueléticas como la

fascitis plantar, tendinopatía aquilea o lesiones de rodilla<sup>11</sup>. El enfoque más común utilizado para mejorar el ROM de DF es el estiramiento, que es una pieza fundamental en los protocolos de rehabilitación como de entrenamiento. Estirar tienen la capacidad de aumentar la flexibilidad, que a su vez puede incrementar el rendimiento muscular, y atenuar los síntomas de dolor muscular post ejercicio<sup>11</sup>.

Generalmente, hay tres tipos principales de estiramiento: estiramiento estático, facilitación neuromuscular propioceptiva y estiramiento balístico<sup>11</sup>. Aunque existe una gran cantidad considerable de evidencia sobre este aspecto, no existe un consenso de que técnica de estiramiento es la más eficaz para el ROM en DF<sup>66</sup>. Además, existen varios protocolos de entrenamiento de la flexibilidad en la literatura, lo que dificulta con precisión el establecer un protocolo seguro para aumentar la flexibilidad<sup>11</sup>.

Se ha demostrado que la facilitación neuromuscular propioceptiva (FNP), es eficaz para aumentar la flexibilidad. El principal argumento en contra es la necesidad de otro individuo para realizarlo, por lo que genera difícil su aplicación de forma regular<sup>11</sup>. A pesar de que, existen otros estudios<sup>67,68</sup> que emplearon estudios que los participantes pudieron realizar el estiramiento por sí mismos. Por tanto, el estiramiento de FNP puede ser una buena opción para agregar al protocolo de estiramientos<sup>11</sup>.

Esta técnica de estiramiento utiliza el estiramiento pasivo y contracciones isométricas del grupo muscular que es objetivo en un patrón cíclico<sup>11</sup>. El estiramiento balístico es un tipo de estiramiento dinámico que implica la ejecución de movimientos de rebote utilizados para lograr un mayor ROM<sup>69</sup>. Cualquiera de estos tres tipos de estiramiento ayuda a mejorar el ROM de DF de tobillo. El estiramiento estático fue el enfoque más usado en los estudios, probablemente porque se puede realizar con facilidad, dando

resultados satisfactorios. Sin embargo, el estiramiento FNP y el EB también mostraron resultados positivos<sup>11</sup>.

Si nos basamos en la actualidad existen métodos que se basan en tratamientos para la mejora de la dorsiflexión:

El *foam roller* con vibración se ha convertido en una de las herramientas de liberación miofascial más populares. Esta técnica podría mejorar el ROM, a la vez que aumenta el flujo sanguíneo y la circulación en los tejidos blandos (9 de 90 + 92). Además, este optimiza la recuperación del entrenamiento, reduciendo dolor muscular y aparición tardía<sup>63,70</sup>. Particularmente, el uso de este aparato junto al movimiento articular activo parece tener un efecto mayor en el ROM y en el dolor por presión que de realizarlo de forma pasiva<sup>63,71</sup>.

Varios autores, reconocidos por sus técnicas a nivel de terapia manual como Geoffrey Maitland, Freddy Kaltenborn y Brian Mulligan desarrollaron y describieron varios procedimientos de movilización de la articulación de tobillo, y en la actualidad se utilizan en clínica. Estos procedimientos descritos se aplican a la articulación, ya sea en forma de movilización articular pasiva, manipulación tipo *thrust* de alta velocidad, o movilización con movimiento (MWM)<sup>72</sup>. MWM se define como la aplicación de un movimiento accesorio pasivo sostenido a una articulación mientras el paciente realiza activamente un movimiento que previamente fue identificado como doloroso o limitado<sup>72</sup>.

#### **2.4.2. PUNCIÓN SECA**

La punción seca (PS) se considera un método seguro y eficaz para disminuir el dolor y mejorar la funcionalidad, al provocar una respuesta de contracción local (REL) en los MTrPs<sup>73,74</sup>. Las intervenciones de punción consisten en el uso de agujas filiformes para

el manejo de diferentes afecciones del sistema neuromusuloesquelético<sup>75</sup>. Las terapias de punción más utilizadas son la PS en el MTrPs, una intervención que muestra un interés creciente tanto en el ámbito clínico como en el de la investigación<sup>76</sup>.

En la técnica de PS se utiliza una aguja de grosor fino para penetrar en la piel, tejidos subcutáneos, y músculo, con la intención de mecánicamente romper el tejido sin el uso anestésico<sup>77,78</sup>.

La PS es un tratamiento invasivo que para que su procedimiento sea adecuado requiere una comprensión profunda de la anatomía humana para poder realizarlo correctamente<sup>74,79</sup>. Contiene un riesgo de asepsis en la piel ya que se produce una solución de continuidad con esta técnica. Por eso se sugiere un conocimiento profundo de la anatomía para tratar de evitar complicaciones y ser minucioso con las medidas de higiene<sup>74</sup>. La PS es utilizada en la actualidad por acupunturistas, médicos, quiroprácticos, y, más recientemente, por un número creciente de fisioterapeutas para abordar una variedad de afecciones musculoesqueléticas<sup>75,80</sup>.

Entre los enfoques terapéuticos como es la terapia manual, la electroterapia, para el tratamiento de los MTrPs ha ganado popularidad la PS<sup>81</sup>. La asociación americana de fisioterapia definió la PS como “una intervención especializada utilizando una aguja filiforme para penetrar la piel y estimular los puntos gatillos miofasciales, la musculatura y el tejido conectivo para el manejo de trastornos neuromusuloesqueléticos”<sup>82</sup>. Esta definición difiere de la acupuntura que se aplica a estructuras musculoesqueléticas específicas con un enfoque de medicina occidental y no utiliza las teorías o terminologías tradicionales de la acupuntura con tratamientos holísticos de un enfoque de medicina oriental<sup>75,83</sup>.

### **2.4.3. Mecanismo de acción de la punción seca**

El modo de acción de la PS está asociado con mecanismos tanto mecánicos como neurofisiológicos, pero aún no se conoce exactamente el mecanismo de acción específico de la PS<sup>84,85</sup>. Con esta técnica se pretende que los efectos mecánicos de la aguja interrumpen la integridad de la placa motora terminal en disfunción<sup>31</sup> y las alteraciones en la longitud y tensión de las fibras musculares<sup>86</sup> aumenten el flujo sanguíneo en el musculo y por tanto la oxigenación en el mismo<sup>74,86,87</sup>. El tratamiento de la afectación musculoesquelética, incluyendo la desactivación de MTrPS, se puede realizar a través de tratamientos como puede ser la punción seca profunda<sup>74</sup>. Los MTrPs activos se asocian con un mayor ruido de la placa terminal motora que los MTrPs latentes, lo que significa que estos segundos pueden mostrar menos irritabilidad de que los activos y que los REL podrían provocarse con más dificultad. El provocar un REL durante el tratamiento con PS modularía la actividad anormal de la planta terminal motora<sup>74,88</sup>.

Probablemente, el enfoque o método más utilizado en PS es el método descrito por Hong de “entrada y salida rápida”<sup>73</sup>. Esta técnica de Hong se basa en obtener una respuesta local de contracción (contracciones breves y repentinas de los MTrPs de las bandas tensas), durante la intervención. Hong, aseguró que cuando la penetración de la aguja produce un REL, era mucho más probable que produjera un alivio del dolor, que, de lo contrario, si la aguja no conseguía producir REL<sup>73,81</sup>. Sin embargo, este tema abre debates sobre que no existe un consenso unificado sobre el número de REL que deben obtenerse durante la técnica para ser más efectivo. Así como si es necesario el producir REL para que el tratamiento sea efectivo<sup>89</sup>.

El mecanismo fisiológico que sustenta los efectos de la PS queda por aclarar, sin embargo, se ha sugerido que la PS puede producir respuestas nerviosas tanto locales como

centrales para restaurar la homeostasis en el sitio de los MTrPs, lo que da como resultado una reducción de la sensibilización al dolor tanto periférica como central<sup>90,91</sup>. Tsai et al, demostraron que la PS en MTrPs a nivel distal, producían una reducción de la sensibilidad a nivel de los MTrPs proximales<sup>91,92</sup>. A nivel central, la PS puede activar mecanismos de control descendente en el cerebro o médula espinal<sup>91</sup>.

#### **2.4.4. Indicaciones de la punción seca**

Existe una investigación limitada sobre los patrones de práctica de la utilización de la PS por parte de los fisioterapeutas. Un estudio de Delphi proporcionó recomendaciones de expertos sobre la PS para el dolor en el talón (fascitis plantar)<sup>75,93</sup>. Dos estudios informaron que los fisioterapeutas utilizan la PS en el tratamiento del 19.8% de los pacientes con dolor pélvico<sup>94</sup> y el 18% con dolor cervical<sup>75,95</sup>. La PS se usa comúnmente para tratar muchas otras afecciones musculoesqueléticas, a diferencia de otras técnicas manuales<sup>75,95</sup>.

Pocos estudios informan de los entornos en los que los fisioterapeutas utilizan la PS, como la aplican y si se producen efectos adversos<sup>75</sup>. Todas aquellas afecciones que incluyan la indicación al tratamiento de los MTrPs formaran parte de las indicaciones de la PS. Destacando entre ellas, las disfunciones del sistema musculoesquelético<sup>96</sup>.

#### **2.4.5. Contraindicaciones de la punción seca**

La PS tiene contraindicaciones absolutas y relativas<sup>97-99</sup> que debemos valorar antes de realizar la técnica en un paciente, se detallan a continuación:

- El tener fobia a las agujas o belanofobia<sup>100</sup>.
- Realizar PS en una zona que contenga algún tipo de infección.

- Pacientes que sufran alergia a los metales, especialmente al níquel y al cromo<sup>101</sup>.
- Sufrir algún tipo de patología psíquica o psicológica<sup>102</sup>.
- Realizar PS a niños o bien aportar autorización paterna en menores de 18 años<sup>97</sup>.
- Realizar PS a pacientes con problemas coagulantes<sup>96</sup>.
- Sufrir alguna enfermedad con inmunodepresión<sup>103</sup>.
- Pacientes con linfadenectomías<sup>97</sup>.
- Pacientes que sufran epilepsia<sup>103</sup>.
- Pacientes que sufran patología diabética<sup>102</sup>.
- Mujeres embarazadas, especialmente en el primer trimestre<sup>103</sup>.
- Pacientes que no hayan rellenado y firmado el consentimiento informado<sup>96</sup>.
- Pacientes que el fisioterapeuta sugiera o considere que el uso de esta técnica es inapropiado para el sujeto.

#### **2.4.6. Complicaciones de la punción seca**

Las preocupaciones de muchos fisioterapeutas que se oponen a utilizar la PS, son los riesgos adversos y la utilización de esta técnica con una inadecuada experiencia. Esto es a pesar de que la Asociación Estadounidense de fisioterapia publicó una declaración de posición que describe que la PS está dentro del alcance de la práctica de los fisioterapeutas<sup>75</sup>.

Dos estudios<sup>80,103</sup>, examinaron los efectos adversos de la PS realizada por fisioterapeutas e informaron de efectos adversos menores, definidos como a corto plazo

y no graves, sin cambios en la función. Estos efectos ocurrieron de forma común en el 19-36% de los casos después de la PS<sup>75</sup>. Se informó que sucedan efectos adversos importantes (definidos como efectos a medio o largo plazo de gravedad, pueden requerir tratamiento adicional), estos fueron 0 en 7629 tratamientos<sup>103</sup> o en otro informe fueron 20 casos en 20464 tratamientos<sup>75,80</sup>. Solo existen estudios de casos como el de Patel et al<sup>104</sup>, que informo de efectos adversos más graves, como un neumotórax, o hematomas subdurales/epidural<sup>75,105</sup>.

#### ***2.4.7. Diatermia capacitiva y resistiva mediante radiofrecuencia: conceptos y generalidades***

La diatermia es una termoterapia endógena que utiliza corriente eléctrica, inducida por una radiofrecuencia monopolar capacitiva / resistiva de 448Hz, para generar calentamiento de tejidos<sup>3,106,107</sup>. Esta técnica consiste en un generador de corrientes de onda larga y electrodos con sistemas de emisión secuenciales multifrecuencia que transfieren energía a los tejidos en dos tipos de modalidades: capacitiva y resistiva<sup>108</sup>.

Su uso en la práctica clínica proviene de casi 20 años, pero hay pocos estudios recientes que investiguen su eficacia clínica. La mayoría de ellos informan de resultados en relación a la disminución del dolor y la mejora de la función en diferentes afecciones clínicas musculoesqueléticas como la lumbagia<sup>3,4</sup>, tendinopatías de Aquiles, rotuliano y extensor de la mano<sup>109</sup>. Su capacidad para generar cambios en el flujo sanguíneo como consecuencias de su efecto termoterapéutico, se considera comúnmente de forma que la diatermia apoya los procesos de curación de lesión o disfunción de tejidos<sup>109</sup>.

Esta técnica se utiliza para generar un calentamiento tanto superficial como profundo de los tejidos. La capacidad de la diatermia para afectar al flujo sanguíneo se considera

comúnmente como el mecanismo principal para promover los procesos de cicatrización de los tejidos<sup>109</sup>. A pesar de algunas evidencias preliminares sobre su eficacia clínica, se carece de conocimiento sobre las respuestas fisiológicas inducidas por la técnica.

A continuación, abordaremos aspectos de la diatermia como su mecanismo de acción, y de las corrientes de alta frecuencia, como actúan fisiológicamente sobre los tejidos biológicos y sus efectos. Así como que características y particularidades presenta la diatermia y la aplicación de esta misma sobre los tejidos.

Los agentes electrofísicos se utilizan hoy en día por una gran variedad de fisioterapeutas para tratar variedad de patologías en diferentes condiciones. Algunos de estos agentes inducen a la hipertermia de los tejidos sin resultar invasivos. Mientras que algunos de estos consiguen aumentar la temperatura de los tejidos más superficiales de la zona donde se les aplica (como, por ejemplo, la terapia infrarroja), en cambio otros como la radiofrecuencia (RD) son capaces de generar hipertermia en la piel y además en las estructuras más profundas (como puede ser la parte muscular o articular)<sup>106</sup>. Según Kumaran & Watson, la terapia basada en la RD a 448KHz puede incrementar significativamente y substancialmente la temperatura de la piel<sup>106</sup>.

#### ***2.4.8. Mecanismo de acción de las corrientes de alta frecuencia en los tejidos biológicos***

En primer lugar y antes de profundizar en el mecanismo de acción del agente físico que ocupa este estudio, nos gustaría hacer una aclaración sobre este.

Aunque nos encontramos que la radiación electromagnética ocupa un lugar dentro del espectro electromagnético como de baja frecuencia, es importante contextualizar, que esta creado por una corriente alterna de alta frecuencia. Esto sugiere, que la producción

de calor que produce en el organismo, sucede gracias a la aplicación de una corriente eléctrica alterna de alta frecuencia<sup>110</sup>. En el circuito de aplicación de la corriente, formara parte el sujeto, y el campo eléctrico alterno que intervendrán los tejidos<sup>111</sup>.

El contacto de los tejidos al campo eléctrico alterno, produce efecto sobre estos:

- Partículas con carga eléctrica y sus efectos a través del contacto con el campo eléctrico alterno: Algunas proteínas y moléculas con carga eléctrica presentes en el organismo<sup>112</sup>, al contacto con el campo eléctrico alterno sufren simultáneamente aceleraciones y desaceleraciones en la línea de este y según la frecuencia. Esta oscilación sucede alrededor de una posición central debido a la velocidad de las aceleraciones y desaceleraciones y del número de partículas<sup>110-112</sup>. La energía cinética que poseen las partículas y tras las colisiones con otras moléculas, se transforman en energía calorífica o térmica. Por tanto, la energía eléctrica inicial se modifica en energía cinética y está en térmica y finalmente en calor<sup>111</sup>.
- Proceso de interacción del campo eléctrico alternos sobre los dipolos: Los dipolos los encontramos inmersos en el organismo, entre ellos la molécula de agua, que, por su interacción con los campos eléctricos alternos y sus interacciones entre cargas, generan rotaciones en función de la alternancia de los campos eléctricos alternos y su frecuencia. Fruto de estas rotaciones, contactan unos con otros, generando fricciones entre moléculas y de esa energía rotacional se produce energía térmica y provocando calor en el tejido<sup>110-112</sup>.

Efectos sobre las partículas sin carga por los campos eléctrico-alternos: Las. Moléculas o partículas estables no poseen carga eléctrica, pero también generan o responden ante los efectos del campo eléctrico alterno. Estas moléculas sufren

modificaciones y deformaciones, de tal manera, que dentro de ese campo se convierten en moléculas polarizadas<sup>111</sup>.

Este si diferencia a los anteriores ya que la producción de calor no se debe a la interacción con otras moléculas por el movimiento, sino por la interacción de las moléculas vecinas, generando así, producción de calor<sup>110,111</sup>. De los mecanismos nombrados anteriormente, los responsables de la producción del calor en el interior de los tejidos como consecuencia del contacto al campo eléctrico alterno son aquellas moléculas que tienen una carga eléctrica<sup>110</sup>.

Entre los agentes electrofísicos basados en la radiofrecuencia se han empleado para diversos niveles de tratamiento térmico en la práctica desde primeras décadas del siglo pasado. La energía electromagnética que se produce a través de estos dispositivos genera calor en los tejidos, como resultado de la oscilación y fricción de las moléculas cargadas<sup>106</sup>. Entre los agentes electrofísicos que se utilizan para inducir hipertermia leve, la diatermia de onda larga, que se empleaba en rangos de 0.5-1MHz, se volvió obsoleta en la década de 1950 debido a sus limitaciones prácticas y graves perturbaciones que causo a nivel de comunicación. La terapia de onda corta, también conocida como la diatermia de onda corta y microondas, ambas operan en 27.12 MHz y 2.45 GHz respectivamente, se establecieron más en la práctica habitual. Sin embargo, actualmente se utiliza la terapia de microondas con poca frecuencia en muchos países<sup>106</sup>.

#### **2.4.9. Efectos fisiológicos de la diatermia: efectos térmicos o atérmicos**

Los efectos fisiológicos de la diatermia los podemos diferenciar en dos tipos: los efectos térmicos y los no térmicos o atérmicos. Los efectos térmicos son los que se producen a través del aumento de temperatura en el organismo. Estos efectos son los

comunes que se producen por la aplicación de agentes físicos que generan una hipertermia superficial<sup>110-114</sup>. La diferencia en cuanto a producción de calor según el agente físico, es la localización y profundidad de aumento de temperatura que se produce.

No existen diversas formas de generar calor, pero si los efectos de ese calentamiento del tejido, como son el volumen y composición del tejido que absorbe esa energía, la capacidad de disipar el calor en relación al aporte sanguíneo y la temperatura que puede alcanzar. Los efectos fisiológicos derivados de ese aumento de temperatura son<sup>110,112</sup>:

- a) Genera efectos sobre la actividad metabólica y celular.
- b) Produce efectos hemodinámicos como son la activación directa del musculo liso o indirecta de los reflejos medulares.
- c) Libera sustancias vasodilatadoras y mediadores químicos de la inflamación a nivel local.
- d) Produce efectos sobre la extensibilidad de los tejidos.
- e) Efectos sobre la viscosidad de los tejidos.
- f) Incremento en la tasa metabólica y de la disminución de la viscosidad de los fluidos como consecuencia de la vasodilatación arteriolar y capilar.
- g) Genera efectos neuromusculares

Por otro lado, genera efectos atérmicos, que en un primer conocimiento se atribuía a las modalidades pulsadas, existe controversia que este efecto también se produce en las modalidades continuas, partiendo de que el mecanismo de acción es idéntico en ambas modalidades. Destacamos la acción del campo electromagnético sobre los iones como modificación de la unión de estos en la membrana plasmática y el flujo que se genera a través de ella. Esto provoca la activación de numerosos procesos biológicos como puede ser la activación del crecimiento en los fibroblastos, la aceleración de la división celular

en las que se ha disminuido la velocidad. También se acelera la síntesis de ATP y de proteína<sup>113</sup>.

A través de la aplicación de la diatermia conseguimos estimular la proliferación de células madre para reparar tejidos lesionados<sup>115</sup>. Dentro de los efectos fisiológicos que genera la hipertermia destaca lo siguiente; la hipertermia puede producir cambios a nivel superficial y en tejidos profundos, tanto a nivel celular como sistémico. Un modesto aumento de la temperatura (leve medial) es suficiente para acelerar y/o incrementar la mayoría de la actividad celular, induce a la vasodilatación y puede mejorar la circulación sanguínea local en los tejidos<sup>106</sup>.

Además, el aumento de temperatura puede generar cambios en la naturaleza del tejido conectivo. Puede alterar las propiedades de los tendones, ligamentos y hasta cierto punto de la parte muscular, mediante el aumento de la extensibilidad y la reducción del tono y el espasmo. La extensión de los efectos fisiológicos va a depender del grado de exposición<sup>106</sup>. Terapéuticamente hablando, un aumento de la temperatura del tejido en más de 1°C, ayudaría a aliviar la inflamación leve, y un aumento entre 2-3°C ayudaría a reducir el dolor y espasmo muscular. Mientras que el aumento de 3-4°C pueden producir cambios en la extensibilidad del tejido<sup>116</sup>.

Un aumento de temperatura de este rango empleado en clínica se relación con “hipertermia leve”, mientras que, con otros procedimientos mucho más invasivos y citotóxicos en medicina, el aumento es sustancialmente más alto<sup>106</sup>. En el estudio de García-Marin et al, estudiaron la eficacia de la diatermia como herramienta no invasiva tras el post operatorio de prótesis de rodilla, comparándolo con otro tipo de tratamiento, obteniendo mejores resultados cuando esta técnica fue aplicada, sobre todo en EVA y en calidad de vida<sup>2</sup>. En un estudio de dos Reis de Nascimento, evaluaron los efectos

analgésicos de los tipos de modo dentro de la diatermia en dolor crónico lumbar y obtuvieron una disminución del dolor.

#### **2.4.10. Formas y tipos de aplicación de la diatermia**

El dispositivo ofrece dos modos de tratamiento diferentes: capacitiva y resistiva. Estos modos son normalmente diferenciados con dos tipos de electrodos, de acero inoxidable quirúrgico. Según los desarrolladores de la aparatología, los dos modos de tratamiento inducen diferentes respuestas tisulares dependiendo de la resistencia del tejido a tratar<sup>109</sup>.

Por lo general se utiliza un electrodo aislado con una placa de metal para la transferencia capacitiva: las cargas eléctricas producidas por el generador de radiofrecuencia se concentran cerca del electrodo aislado que actúa como una superficie dieléctrica<sup>108</sup>. Por esta razón, si el electroactivo está provisto de una capa de cerámica aislante, actuando como medio dieléctrico, hablamos del electrodo capacitivo (CAP); la transmisión energética genera calor solo en las capas superficiales del tejido, con una acción selectiva en baja impedancia, rica en agua. Generado efecto en tejidos como el adiposo, músculo, cartílago y sistema linfático<sup>109</sup>.

En cambio, si el electrodo activo no tiene capa aislante, hacemos referencia al resistivo (RES), donde la energía de radiofrecuencia pasa directamente a través del cuerpo en dirección al electrodo inactivo, generando calor en las capas más profundas y más resistentes<sup>109</sup>. Este modo actúa en capas con un contenido más bajo en agua, por ejemplo, hueso, fascia muscular, cápsulas y tendones<sup>108,109</sup>. Ambas aplicaciones capacitivo y resistivo, tienen una capacidad documentada para reducir el dolor y mejorar la calidad de vida en pacientes con problemas ortopédicos degenerativos e inflamatorios<sup>4,108,117,118</sup>. Un

estudio reciente sobre voluntarios sanos concluyo que la aplicación de diatermia en modo mixto descrito como CAP y RES, mejora el flujo sanguíneo y el volumen en el tejido muscular<sup>106</sup>.

La capacidad de inducir un efecto termoterapéutico en el tejido profundo a tratar (capas musculares profundas, articulaciones y tendones) sin generar un aumento excesivo de la temperatura superficial de la piel, hace que la diatermia sea altamente tolerable para los pacientes y adecuado para el tratamiento de una variedad de trastornos musculoesqueléticos<sup>106</sup>. La diatermia es una opción de tratamiento, especialmente en condiciones en las que una disfunción en el flujo sanguíneo juega un papel importante en la generación y persistencia del dolor y la disfunción, del tipo osteoartrosis, tendinopatías y SDM<sup>109</sup>. Aunque los tendones están mal vascularizados y la nutrición del tendón depende más de la difusión del líquido sinovial, que, de la perfusión vascular, el papel de la vascularización durante la cicatrización del tendón aún no está clarificado<sup>119</sup>. Hoy en día, sigue siendo cuestionable si la diatermia puede afectar el flujo sanguíneo en otras estructuras anatómicas como tendones y cápsulas articulares<sup>109</sup>.

Entre los diversos métodos utilizados en la diatermia, la combinación de la capacitiva y resistiva se considera el más conveniente y seguro, ya que no tiene límites en relación con el área de tratamiento, a diferencia de los ultrasonidos, y no causa una generación de calor excesiva entre piel y electrodo<sup>108,120</sup>.

En el tratamiento, la aplicación de calor es utilizada a menudo como forma de mejora del dolor, inflamación y mejora potencial de la cicatrización del tejido<sup>106</sup>. Se considera que varios mecanismos fisiológicos sustentan los efectos del calor sobre el dolor y la reparación de tejidos, incluidos, entre otros, los cambios derivados de un aumento en el flujo sanguíneo, la absorción de oxígeno y las velocidades de reacción química<sup>106</sup>.

## 2.5. TÉCNICAS DE EVALUACIÓN DEL EFECTO DEL TRATAMIENTO EN EL SDM

### 2.5.1. Técnicas validadas (imagen y clínicas)

Existen muchas técnicas para determinar la movilidad de tobillo, goniómetros universales (GUs), estimulación visual, inclinómetros, mediciones con cinta métrica, goniómetros de gravedad digital o bien, análisis a través de la medición en visualización de imagen radiográfica, en momentos de máxima flexión o extensión<sup>1</sup>. La medición de la rigidez musculoesquelética de la articulación TPA se puede medir objetivamente utilizando un dispositivo electromecánico que genera movimiento de DF oscilatoria pasiva, pero también mediante otras pruebas clínicas, como el Lunge test o con el uso de goiometría<sup>9</sup>.

La DF de tobillo ocurre naturalmente durante muchas tareas externas. La reducción de la DF de tobillo es un hallazgo clínico muy común al que se enfrentan los fisioterapeutas<sup>121,122</sup>, incluido en fracturas y esguinces de tobillo. Los médicos prestan atención al movimiento artro y osteocinémico de tobillo en carga<sup>123</sup>. Normalmente, durante la DF, la tibia se mueve hacia delante sobre el pie a medida que el plafón tibial se desliza anteriormente sobre la cúpula del astrágalo. Cuando este deslizamiento accesorio es limitado, por ejemplo, debido a un deslizamiento anterior del astrágalo en personas con una inestabilidad crónica de tobillo<sup>124</sup>.

Esta disminución del ROM de DF produce que la articulación de tobillo no pueda lograr una posición compacta de estabilidad ósea, haciéndolo más vulnerable a la inversión y la rotación interna<sup>123,124</sup>. Se sospecha, que la disminución del ROM en DF aumenta el riesgo de lesiones repetidas<sup>122,124</sup>, ya que personas con inestabilidad funcional de tobillo han demostrado aumentos en el componente vertical de la fuerza de reacción

del suelo en presencia de una posición subóptima de la articulación al aterrizar después de actividades de salto<sup>124,125</sup>.

Existen varios métodos para objetivar el ROM de tobillo<sup>122</sup>, las técnicas para medir el ROM de la DF se pueden agrupar en tres categorías, basadas en el método de medición y posición del cuerpo: estimación visual, medida goniométrica en posiciones sin carga de peso, y mediciones en posiciones con carga de peso<sup>122</sup>. Cada agrupación demuestra diferentes niveles de fiabilidad. La estimación visual tiene mala calidad de medición y no se recomienda para uso en entorno clínico<sup>122</sup>. La mayoría de la tecnología de medición del ROM en DF incluyen el uso del goniómetro estándar, un inclinómetro o una cinta métrica, y tienen diversos niveles de dificultad para el individuo que obtiene las medidas<sup>126</sup>.

Las mediciones sin carga de peso de ROM en DF tienen informes variables de fiabilidad intra-evaluador, con valores de coeficiente de correlación intra-calse (ICC) que varían de 0.649 a 0.9713 y ICC entre evaluadores hasta 0.87<sup>62,124,127</sup>. Para las mediciones con carga de peso, los informes de ambos tipos de fiabilidad han sido uniformemente altos con ICC intra.-evaluador de 0.9314 a 0.992,15 y ICC entre evaluadores de 0.9814 y 0.99,16<sup>124,128</sup>.

### **2.5.2. Goniómetros convencionales y digitales**

El goniómetro es económico y se usa comúnmente en entornos clínicos, pero también requiere el mayor grado de competencia técnica, debido a la necesidad de alinear el eje con el fulcro articular y posicionar los dos brazos de este mismo con puntos de referencia establecidos<sup>126</sup>. La competencia técnica requerida para obtener medidas de ROM con un

goniómetro puede contribuir a valores de fiabilidad reportados más bajos (ICC = 0.65-0.89) en comparación a otros métodos de medición (ICC= 0.84-0.95)<sup>126</sup>.

Tal y como hemos comentado anteriormente, una de las ventajas de los goniómetros es su bajo coste, es ampliamente utilizado, pero como desventaja este precisa de una técnica buena para ser utilizado correctamente<sup>1</sup>. Alternativamente, se puede usar un inclinómetro para medir el ROM de DF y solo requiere que el evaluador identifique la tuberosidad tibial para una colocación consistente del inclinómetro en una posición de soporte de peso, o para identificar la base del quinto metatarsiano en una posición sin carga<sup>126</sup>.

El inclinómetro puede utilizar un dial, burbuja o pantalla digital para proporcionar el ángulo de la pendiente relativa al suelo. La pantalla digital potencialmente puede reducir los errores de grabación, ya que la visualización proporciona un valor numérico frente a requerir por parte del evaluador el determinar la ubicación del dial o burbuja de forma aproximada a la marca de graduación más cercana<sup>126</sup>. El uso del inclinómetro puede mejorar las medias de fiabilidad (ICC= 0.84 a 0.95) para evaluadores sin experiencia, en comparación al goniómetro tradicional (ICC = 0.65 a 0.77), en posición de LT sin carga<sup>126</sup>.

Aunque está demostrado que el inclinómetro es más fácil de usar, el coste es más elevado que el goniómetro estándar<sup>126</sup>. Tal como define Abdalla M, et al<sup>1</sup>, en previos estudios encontraron que la fiabilidad de los goniómetros era menor que la del inclinómetro digital y que el aparato de placa acrílica, en las valoraciones de DF de tobillo en una posición de BP. Demuestran con su estudio, que tanto goniómetros convencionales como apps de Smartphones basadas en goniómetros pueden usarse de forma eficaz para evaluar de forma activa la DF, con una alta fiabilidad<sup>1</sup>.

### **2.5.3. Aplicaciones digitales mediante smartphones**

Las aplicaciones mediante Smartphone para medir la DF es una de las alternativas que está experimentando un incremento en su uso. Esto sucede, ya que no requiere el conocimiento avanzado de técnicas de palpación, experiencia, ni conocimiento de la superficie anatómica<sup>1</sup>. El uso de la evaluación visual o los goniómetros convencionales para medir el ROM es de bajo coste y son técnicas rápidas, pero contienen una inexactitud significativa<sup>47</sup>. La exposición a la imagen mediante rayos X, impide que su uso sea generalizado, pero fue aceptada como técnica de referencia<sup>1</sup>.

La medición del ROM mediante otras técnicas, como los goniómetros digitales, análisis de la marcha, imagen digital a través de un ordenador, son consideradas como de elevado coste, de larga duración para usarlas habitualmente<sup>1</sup>. Por otro lado, las apps de los Smartphones tienen ventajas, como el uso de personas sin práctica, estudiantes e incluso los propios pacientes para monitorizar sus avances en la rehabilitación<sup>1</sup>.

### **2.5.4. The achillometero, instrumento ortopédico**

El Achillometer® es un aparato construido de metal, estable, y se puede utilizar con el paciente en posición de carga de peso y con la rodilla extendida. Está diseñado para observar cambios relativamente pequeños y eficacia del tratamiento. En el estudio de Keelblad et al evaluaron la fiabilidad intra e inter-observador comparado con el uso del goniómetro<sup>129</sup>. Esta herramienta fue diseñada para mejorar la precisión de medición de la DF de tobillo. El dispositivo consta de dos placas de metal conectadas por una bisagra, que es un punto de pivote del sistema. En relación a este punto, el ángulo que lo determina un inclinómetro digital está formado por la placa trasera (vertical) placa relativa a la (horizontal) placa base<sup>129</sup>.

El inclinómetro digital se coloca en el aparato. EL ángulo de DF se define como la diferencia entre el ángulo vertical ( $90^\circ$ ) y el ángulo medido<sup>129</sup>. Este dispositivo reveló altos coeficientes de fiabilidad intra-observador con un coeficiente de correlación intraclase de 0.88 y 0.85. La fiabilidad inter-observador de ambas técnicas (goniómetro y achillometer) osciló entre 0.63 y 0.67<sup>129</sup>. El Achillometer® mostró una fuerte correlación con el goniómetro. Se determinó que por tanto esta herramienta es válida para evaluar el ROM de la DF de tobillo<sup>129</sup>.

### **2.5.5. Lunge test en bipedestación**

Benell et al introdujo la prueba de Lunge test en bipedestación (LTBT) con carga de peso para el ROM de DF utilizando una simple cinta de tape asegurada en el suelo<sup>127</sup>. Este tipo de técnica de medición ha cogido más popularidad, porque es más representativa la función de los miembros inferiores durante la actividad<sup>122</sup>. Además, este tipo de pruebas reflejan con más precisión el ROM al caminar, correr, subir escaleras o demabulación<sup>126</sup>.

La variedad de cuantificar la distancia del segundo dedo del pie a la pared fue introducida por Hoch et al<sup>130</sup>. Para la medición de DF de tobillo en ambos lados seguimos el método LT. El LTBP es probablemente, el método de medición más ampliamente utilizado para evaluar el ROM de la DF de tobillo<sup>131</sup>. Existe un nuevo método del LTBP, donde el sujeto se sitúa en bipedestación detrás de un cajón. El paciente o atleta coloca el talón y el primer dedo de la pierna testada encima del cajón con la rodilla flexionada. Debemos impedir movimientos compensatorios, como la pronación subastragalina, por ello talón y primer dedo deben permanecer en una posición neutra. El otro pie se situará a 30-40 cm del cajón en una posición cómoda. Con un inclinómetro medimos desde la vertical hacia la línea máxima de flexión de rodilla el ROM en la DF<sup>132</sup>. Las manos del

paciente pueden situarse en la cintura o bien apoyarse en una pared. La altura del cajón no tiene una influencia importante, aunque se recomienda que mida entre 30 y 45 cm de altura para facilitar el proceso<sup>132</sup>.

La nueva versión del LTBP permite evaluar en grados directamente el ROM de DF y acortar tiempos de valoración, este test ocupa aproximadamente 30 segundos por paciente o atleta, mientras adopta una posición más cómoda durante la prueba. Además, esta modificación obtuvo unos datos excelentes en porcentajes de confianza<sup>131,132</sup>. Tanto, el inclinómetro como el LTBP son técnicas validadas para obtener datos<sup>131</sup>. No existen estudios validados que afirmen de la correlación de evaluación clínica con captura de análisis a través del video en el LTBP<sup>131</sup>. Usar técnicas clínicas validadas es un aspecto importante para la práctica clínica basada en la evidencia. Según Hall E, et al, tanto el LTBP como el uso del inclinómetro son test válidos para medir el ROM en la DF<sup>131</sup>.

### ***2.5.6. Umbral de dolor por presión por algometría***

La evaluación del dolor subjetivo debe realizarse a través de escalas de dolor, sensaciones por parte de los pacientes y pruebas sensoriales cuantitativas<sup>133</sup>. El umbral de dolor por presión (PPTs) por algometría se utiliza como un método validado y como herramienta confiable de medición para la evaluación de la sensibilidad al dolor<sup>133</sup>. Esta herramienta, representa un indicador cuantitativo del grado de hiperalgesia y tiene utilidad en la evaluación clínica.<sup>134</sup>

### **2.5.7. Imagen por termografía infrarroja**

#### **Introducción, origen y aplicación**

La medición de la temperatura del cuerpo humano es una de las evaluaciones clínicas más ampliamente realizadas en la asistencia sanitaria contemporánea. Como existen muchos entornos clínicos donde se realizan tomas de temperaturas, el propósito de obtener unas medidas puede hacer variar el examen común de atención primaria o cribado para facilitar información a pacientes o bien en la toma de decisiones en el ámbito de cuidados intensivos y anestesia<sup>135,136</sup>.

Los valores de temperaturas altos o bajos se han asociado con un peor estado del paciente, morbilidad y mortalidad, especialmente después de un traumatismo grave o daño cerebral<sup>135,136</sup>. Considerando las variaciones que existen a nivel interno, también sucede en las diferencias de temperatura en la superficie de la piel, por tanto, cuando hablamos de temperatura corporal, es preciso hablar sobre el sitio con exactitud del cuerpo, donde vamos a realizar la medición<sup>136,137</sup>.

Sin embargo, no todos los aumentos de temperatura corporal que se producen en el cuerpo están regulados. Si realizamos un trabajo de alta intensidad, esfuerzo extremo y a altas temperaturas, la energía térmica producida durante el esfuerzo puede no coincidir adecuadamente con la pérdida de calor corporal. Puede producirse una sobre intensidad de calor. Los adultos, por lo general, llevan ropa que se ajusta al cuerpo y esta produce la termorregulación, para permitir la pérdida de calor a través de la sudoración<sup>136</sup>.

#### **Termografía clínica: medición y monitoreo de temperatura**

La termografía es un método que puede resultar útil como objeto auxiliar y/o para detectar cambios en la piel o bien próximo a la superficie del cuerpo. A pesar de que su

utilidad aún no ha sido completamente verificada en algunas áreas, fue utilizado por primera vez en uso diagnóstico en 1957 por un cirujano de Montreal, el Dr. Ray Newton Lawson. Desde entonces, muchos países europeos han intentado normalizar internacionalmente esta técnica<sup>138</sup>.

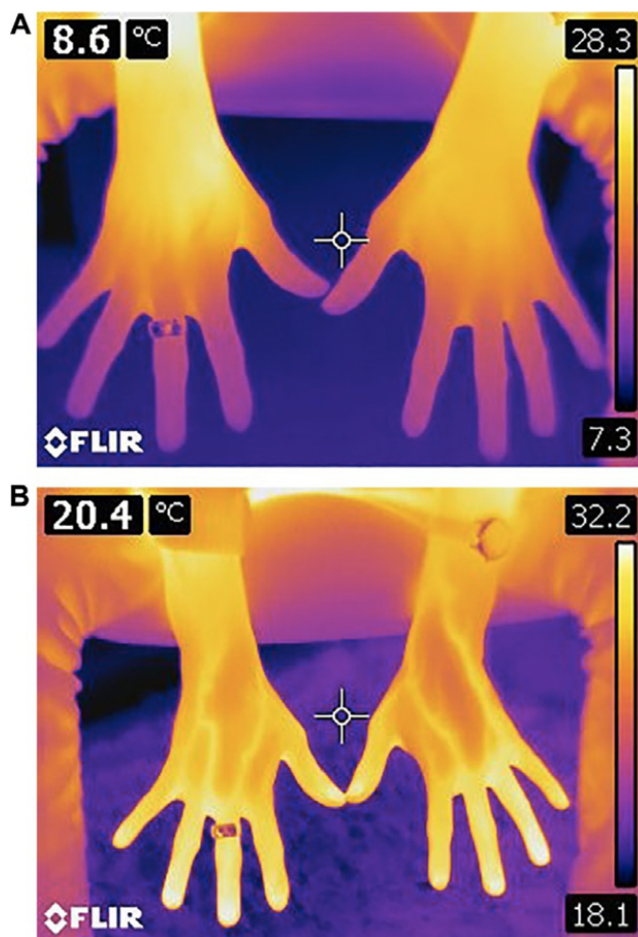


Ilustración 4. La figura muestra dos termogramas de dos manos, es un adulto, en la imagen A esta expuesto a condiciones frías (14°C) y en la B en cálidas (22°C).

La temperatura corporal es una propiedad física fundamental, y el factor temperatura por encima de la temperatura media es un signo clásico de inflamación o infección<sup>138-140</sup>. Estas diferencias de temperatura se pueden utilizar para identificar áreas que se producen procesos anormales<sup>138,141</sup>. Los termómetros que se utilizan en la tecnología son ampliamente disponibles en medicina. El principio científico básico comprende el poder detectar la radiación emitida de dentro del cuerpo de la región infrarroja del espectro

electromagnético<sup>142</sup>. La radiación infrarroja (RI) se encuentra aproximadamente a la mitad del camino eléctrico del espectro electromagnético entre lo visible y las porciones de onda corta. La radiación infrarroja no es visible; los ojos humanos están diseñados para detectar la radiación electromagnética solo en el espectro de la luz visible<sup>142</sup>.

El ojo percibe luz en longitudes de onda de aproximadamente 0.4 a 0.7 $\mu\text{m}$ . Normalmente, los termómetros infrarrojos de uso en hospitales, son capaces de detectar longitudes de onda entre 8 y 14 $\mu\text{m}$ <sup>142</sup>. La termografía infrarroja (TI) proporciona información adicional en forma de imagen, esto proporciona a los usuarios un mapa de temperaturas de la superficie de la piel, generalmente en una paleta de colores (ver ilustración 4)<sup>136</sup>. Las cámaras térmicas no emiten ningún tipo de ionización (rayos gamma, rayos X o microondas) radiación conocida por ser dañina a nivel celular. Los sistemas de TI son completamente pasivos, detectando energía radiante solamente. Tienen la capacidad de monitorizar anomalías térmicas que acompañan a enfermedades y lesiones donde el flujo sanguíneo consigue alteraciones de la temperatura en la superficie<sup>143</sup>.

Los estados corporales anormales y normales tienen diferentes imágenes térmicas infrarrojas. Por este motivo, en los últimos años, la imagen termográfica se ha utilizado en neurología médica, oncología, análisis musculoesquelético, estudios vasculares y dermatología<sup>136,138</sup>. Esta técnica se puede utilizar estáticamente como registro pasivo, pero existen otros métodos que aparentemente proporcionan más información en profundidad fisiológica, por ejemplo, el uso térmico (calor o frío), mecánico (ejercicio o exposición a la vibración) o químico a través de estímulos (drogas), creando un desequilibrio térmico que puede ser monitorizado hasta el equilibrio térmico<sup>138</sup>.

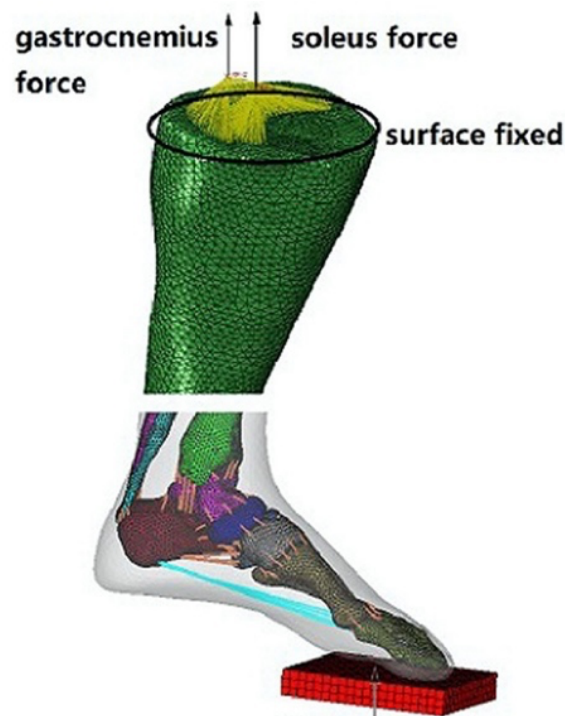
### **2.5.8. *Análisis mediante baropodometría***

La marcha o locomoción humana normal, se realiza a través de la acción de forma alterna de las extremidades inferiores junto al tronco, estas determinan un desplazamiento del centro de gravedad hacia delante. El examen de la marcha y del reparto de fuerzas del pie tiene hoy en día una vital importancia y se debe realizar de una forma sistemática y precisa<sup>144</sup>. A través de la exploración biomecánica podemos estudiar la huella plantar y la distribución de cargas del pie. La huella plantar se define como la superficie total que está en contacto con el suelo.

A través de algunas disciplinas como son la medicina, biomecánica, ingeniería, electrónica entre otras, nos han ayudado desde finales de la década de los 80 a determinar sistemas para el estudio biomecánico y pruebas complementarias para el diagnóstico, como son los sistemas de fotopodobarometría. Estos sistemas permiten a través del registro y análisis de las fuerzas de apoyo del pie a determinar diagnósticos y análisis<sup>144</sup>.

Se considera que un pie con no contiene alteraciones morfológicas, cuyas presiones plantares y estabilidad están dentro de los rangos de normalidad, la pisada y locomoción tiene una mayor seguridad para la salud. Esto es debido a que en el lenguaje biomecánico presenta un mejor diseño que le va a permitir una mejor absorción de impactos, evitando lesiones de miembro inferior<sup>145</sup>. La baropodometria es la ciencia que analiza las presiones que se ejercen en cada punto del pie con su contacto sobre el suelo a través de una plataforma<sup>144</sup>. Es el estudio de la distribución de las presiones plantares a través de una plataforma de registro electrónico. Este estudio también es conocido como el análisis de plataforma de presiones, podometría o bien fotopodometría, pero en la actualidad el termino más utilizado, así como técnica es la baropodometría<sup>146</sup>. Se ha podido demostrar que la recesión del Gastrocnemio-soleo alivia la presión plantar y por tanto, mejora el

síndrome de sobrecarga del mediopié-antepié, mientras que la efectividad del procedimiento para aliviar la tensión de la fascia plantar requiere más investigación<sup>147</sup> (ver ilustración 5).



*Ilustración 5 La geometría y las condiciones de carga en el complejo gastrocnemio soleo.*

### **Recursos materiales y tecnológico para el analisis**

Una plataforma baropodometrica, es un aparato constituido por una parte superficial donde se yuxtaponen captores de fuerza con una intensidad eléctrica proporcional a la fuerza que se genera o aplica. La señal eléctrica se consigue transmitirá a través de un cable o a través de señal inalámbrica a un dispositivo informático, que normalmente acostumbra a ser un ordenador. El dispositivo informático realiza la síntesis de las medidas del conjunto de captores en un determinado tiempo y a continuación lo registra en un soporte magnético<sup>148</sup>. Hay determinantes como las condiciones técnicas entre otros

factores que son de gran complejidad y esto puede dar cambios o respuestas a la variabilidad de la toma de datos y su dificultad en la interpretación<sup>149</sup>.

El posicionador para determinar el ángulo de Fick durante la medición tiene una forma piramidal, en este caso está realizado de madera, aunque lo podemos encontrar de otros tipos de materiales. Los talones se colocan en la zona del vértice y así obliga a posicionar los pies manteniendo el ángulo de Fick fisiológico y estandarizado para la población<sup>150</sup> (ver ilustración 6).



*Ilustración 6. Sujeto situado encima del posicionador durante la medición.*

Dentro de otras variables, las que se estudian en baropodometría son:

- Presión media, este valor determina o informa de la media de todas las presiones obtenidas en todos los sensores de la plataforma de la zona

seleccionada para su análisis, la unidad del valor viene expresada en Pascal (Pa)<sup>151</sup>.

- Presión máxima, este valor determina la presión obtenida máxima en el sensor de la zona seleccionada o analizada, la unidad del valor está en Pascal (Pa)<sup>146</sup>.

El análisis de los parámetros, en el caso de nuestra investigación fue en estático, este tipo de estudio permite observar las zonas donde hay mayor presión plantar, así como ver la distribución de las cargas en ambos pies y en los diferentes cuadrantes, todo ello manteniendo al paciente en bipedestación de forma estática.



## **CAPITULO 3. Justificación, hipótesis y objetivos**

---



### **3. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS**

#### **3.1. JUSTIFICACION**

A continuación, algunos aspectos relevantes que, bajo nuestra consideración, justificarían el haber realizado el presente estudio.

La elección de estos y no de otros agentes terapéuticos se, ha fundamentado en los presentes aspectos:

- a) Utilizar estos agentes físicos como medida terapéutica para que puedan formar parte de los tratamientos de la fisioterapia actual. Facilitar a los fisioterapeutas estar familiarizados en la práctica clínica habitual.
- b) La poca o escasa existencia de estudios en relación al uso de la diatermia y la punción seca, en la región del gastrocnemio medial y su aplicación síndrome de dolor miofascial, esto pone de manifiesto el incrementar la investigación sobre este campo.
- c) No existe estudios que relacionen el uso de las dos técnicas, comparando sus ventajas y desventajas. Comparar una técnica invasiva como es la punción seca y otra no invasiva, como es la diatermia.
- d) El poder utilizar estos elementos con una base científica que sustente el procedimiento, con el objetivo de clarificar las pautas y dosis que mejoren el procedimiento de la aplicación de ambas técnicas.

El propósito de esta investigación fue determinar los efectos de la aplicación de la diatermia y la punción seca sobre los puntos gatillo miofasciales latentes y evaluar en pacientes de élite cuales eran los cambios, principalmente a nivel de temperatura corporal superficial como a nivel del rango articular de dorsiflexión y sobre cambios de presiones en una plataforma.

Esta investigación fue diseñada para evaluar y mejorar la brecha en la literatura científica y determinar si los MTrPs varían en condiciones fisiológicas estableciendo cambios mecánicos.

Además, este estudio, examinó los efectos del dolor a través de la escala visual analógica (EVA) del dolor tras la aplicación del tratamiento.

Los resultados de esta investigación podrían ayudar a desarrollar las técnicas y protocolos de tratamiento en el ámbito de la fisioterapia.

Existen otros estudios donde se evalúa el efecto de la diatermia de forma mixta<sup>106,152</sup>, utilizando electrodos capacitivos y resistivos, sobre la perfusión de la microcirculación cutánea y flujo intramuscular, pero en cambio no existen estudios donde se evalúe el uso de la diatermia mixta en puntos gatillo latentes, su eficacia a nivel de microcirculación superficial y alteración de la hiperalgesia.

A pesar de su popularidad de este tipo de tratamiento, desafortunadamente no existen apenas estudios aleatorizados para evaluar sus efectos terapéuticos.

Así como existen otros estudios donde se evalúan los efectos de la punción seca en el punto gatillo latente<sup>81</sup>. Pero no hay estudios actuales donde se comparen el uso de esta técnica con la diatermia y evalúen los resultados

### **3.2. HIPÓTESIS**

El uso de la diatermia que tiene propiedades termoterapéuticas de los tejidos a través del contacto y la generación de un efecto neurofisiológico debería producir un aumento de la dorsiflexión de tobillo junto a una disminución de la hiperalgesia en los puntos gatillo miofasciales en el gastrocnemio medial. También debería generar por su acción termoterapéutica un incremento de la temperatura superficial en el tejido del GM.

La aplicación de la punción seca es considerada una técnica segura y efectiva para disminuir dolor y mejorar la funcionalidad tras su aplicación. Tras su uso se genera un efecto mecánico, que podría mejorar la dorsiflexión de tobillo, reducir la hiperalgesia en los puntos gatillo miofasciales del GM, pero no producir un incremento de la temperatura superficial en el tejido del GM por su inexistente acción termoterapéutica.

### **3.3. OBJETIVOS**

#### **3.3.1. Objetivo principal**

Comparar los efectos producidos por la diatermia, la punción seca y la técnica simulada sobre los puntos gatillo latentes en el gastrocnemio medial en jugadores de baloncesto profesional.

#### **3.3.2. Objetivos secundarios**

- Valorar los cambios producidos en la dorsiflexión de tobillo mediante el Lunge Test tras la intervención con diatermia y punción seca.
- Observar las variaciones en la temperatura superficial en el gastrocnemio medial medido a través de la termografía tras la aplicación de diatermia y punción seca.
- Evaluar las modificaciones producidas por la diatermia y la punción seca en los umbrales dolorosos a la presión (hiperalgesia) tras la aplicación del tratamiento.
- Analizar los cambios producidos por la aplicación de la diatermia y punción en las presiones plantares.
- Valorar los cambios producidos en la dorsiflexión de tobillo mediante el Lunge Test tras la intervención con diatermia y tratamiento “control”.
- Observar las variaciones en la temperatura superficial en el gastrocnemio medial medido a través de la termografía tras la aplicación de diatermia y tratamiento “control”.
- Evaluar las modificaciones producidas por la diatermia y tratamiento “control” en los umbrales dolorosos a la presión (hiperalgesia) tras la aplicación del tratamiento.

- Analizar los cambios producidos por la aplicación de la diatermia y tratamiento “*control*” en las presiones plantares.



## **CAPITULO 4. Material y métodos**

---



## **4. MATERIAL Y MÉTODOS**

### **4.1. DISEÑO DEL ESTUDIO**

Se ha diseñado un ensayo clínico aleatorizado (ECA) con doble ciego, comparativo, longitudinal y prospectivo. Se realizarán cuatro tomas de medición: pre-intervención y post inmediato, post 15 y post 30 minutos tras la aplicación del tratamiento. El estudio se basa en los principios de la Declaración de Helsinki de 2017, todos los participantes serán informados en todo momento y previo a la participación del estudio deberán firmar el consentimiento informado. El diseño de la intervención ha sido diseñado a partir de la guía CONSORT para los ensayos clínicos aleatorizados (ECAS).

### **4.2. SUJETOS**

Los pacientes fueron reclutados en un equipo de Baloncesto profesional, a través de un cartel informativo que se les invitaba a participar de manera voluntaria. Una vez los participantes terminaron las etapas iniciales, se organizaron aleatoriamente utilizando una hoja simple de Excel en dos grupos: El grupo Diatermia y el grupo Control (*SHAM*) y el grupo Punción Seca. El proceso de distribución en los grupos fue administrado por un miembro del personal que no participó posteriormente en el estudio. Durante todo el proceso el personal estaba cegado en este proceso de asignación que fue realizado a través del software (<https://www.sergas.es/>). A parte de la aleatorización una técnica de enmascaramiento (simple ciego) fue utilizada. Los participantes no fueron informados del tratamiento que estaban recibiendo, así como en el post tratamiento y sucesivas mediciones.

### **4.3. CÁLCULO DEL TAMAÑO MUESTRAL**

Para el cálculo del tamaño muestral se utilizó como variable dependiente principal el dolor (evaluado por el EVA). Se utilizó un nivel alfa de 0.05 y una potencia deseada (beta) de 80% con un valor mínimo de la diferencia en EVA de 2,00 que es el mínimo cambio considerado como clínicamente relevante<sup>153</sup>. El cálculo generó un tamaño de muestra de al menos 15 participantes por grupo, eliminadas las pérdidas del 15% de la muestra (8 pacientes). El tamaño de la muestra estuvo en conformidad con estudios previos donde se utilizó la diatermia<sup>154</sup>. Para obtener el tamaño muestral necesario N, se ha utilizado el software G\*Power en su versión 3.0.

Todos los participantes fueron previamente informados sobre el procedimiento que se iba a realizar y firmaron el consentimiento informado (ANEXO 4), la hoja de información al participante (ANEXO 5). En el caso de los participantes menores de edad, se les adjunto una autorización y consentimiento paternal o del tutor a cargo.

Este estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Investigación en sujetos humanos de la Universidad Católica de Valencia con número UCV2017-2018-40. Está en concordancia con los principios de la declaración de Helsinki (Octubre 2013, Fortaleza). El estudio se registró previamente en ClinicalTrials.gov con la (ID: NCT04325750 <https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT04325750> (23 March 2020) (ANEXO 2)

### **4.4. CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN**

Los criterios de inclusión fijados para la elaboración del estudio fueron:

- ser jugador de baloncesto en activo y jugar en liga nacional;
- ser hombre;

- edad comprendida entre 16 y 30 años;
- no haber sufrido lesiones en miembro inferior en los últimos 6 meses;
- no haber sufrido una rotura del tríceps sural en los dos últimos años;
- obtener una diferencia de 1.5cm entre las extremidades en la restricción de la dorsiflexión, resultado obtenido a través del Lunge test en bipedestación;
- presentar puntos gatillos latentes en el gastrocnemio medial en cualquiera de las dos piernas, según los criterios diagnósticos del estudio de Dephi 2018<sup>35</sup>,
- ser capaz de entender el castellano.

Por otro lado, se establecieron los criterios que impedían participar en el estudio.

Estos criterios de exclusión fueron:

- haber sufrido o sufrir patología del tejido conectivo en la zona;
- sufrir trastornos del sistema linfático (linfadenopatía);
- sufrir lesiones cutáneas (heridas abiertas, infecciones, psoriasis, tatuajes, hematomas);
- padecer cualquier neuropatía periférica;
- haber sufrido fracturas previas en la región de la investigación;
- Padecer cirugías previas en miembro inferior en los últimos 12 meses;
- Personas diagnosticadas de cualquier enfermedad de índole circulatorio que suscite clínica de dolor o alteración a la percepción de esta.
- Cualquier otra condición que podría causar dolor miofascial o neuropático en la extremidad inferior, como radiculopatía lumbosacra, o meralgia parestésica; que presenten cualquier condición generalmente considerada un factor de perpetuación de los MTrPs, como la fibromialgia, las deficiencias de hierro y

pacientes que presentaran miedo a las agujas (belanofobia)<sup>103</sup>, o cualquier de las contraindicaciones de la técnica de punción seca.

Hubo tres efectos adversos durante el proceso de investigación (reacciones cutáneas posteriores al tratamiento), que dieron como resultado un total de tres abandonos y fueron excluidos de la muestra inicial.

### **4.5. INSTRUMENTOS**

#### **4.5.1. Punción seca**

La punción seca se aplicó en la misma región del gastrocnemio interno. El fisioterapeuta encargado de realizar la técnica y experimentado en el área, determinó si existían MTrPs latentes en el sujeto mediante el procedimiento definido por Travell y Simons para la exploración de los MTrPs<sup>32</sup>.

Para la identificación de los MTrps se utilizaron los siguientes parámetros<sup>35</sup>:

- debía contener una banda tensa palpable dentro del músculo seleccionado;
- presencia de un punto hipersensible o reactivo dentro de la banda tensa;
- generar una respuesta de contracción local dentro de la banda tensa a través de la palpación.

Se utilizó el sistema de referencia para estandarizar la posición de todos los dispositivos de medición, en decúbito prono y con un soporte debajo al tibioastagalina para mantener una posición estándar de DF del pie, para mejorar la posición funcional de la extremidad. Los sujetos permanecieron con las piernas estiradas y ambos brazos al lado del cuerpo (ver ilustración 9). Se realizó una presión manual en pinza sobre el GM para detectar las características clínicas de los MTrPs, así como dolor a la palpación, nódulo o

banda tensa palpable y dolor referido en la parte interna del tríceps sural. Una vez y siempre que cumpliera con las características, se procedió a iniciar la intervención.

La intervención de punción seca se realizó según la técnica de entrada y salida rápida de Hong. Este procedimiento consiste en coger la toma en forma de pinza del GM, según determina el abordaje de Mayoral y Lacomba<sup>155</sup>. Antes de realizar la técnica procedimos a desinfecta la zona con clorhexidina. Lo que procedió a continuación fue la introducción de una aguja de la marca APS® (Agu-Punt S.L, Barcelona, España) aguja punción seca regular con guía agupunt de 0.30mm diámetro x 0.40mm de longitud, en el GM hasta encontrar una respuesta de espasmo local (REL) entre aproximadamente 1 y 2 cm. Una vez encontrada se realizó un movimiento de la aguja de entrada y salida parcial del GM, hasta el tejido celular subcutáneo. Este procedimiento se realizó hasta que el REL cesara, o bien, que el sujeto no tolerara el dolor. Se produjeron una media de 6 repeticiones por sujeto.



*Ilustración 7. Imagen realizada durante el estudio. Procedimiento de la técnica de punción seca en el GM.*

A continuación, y durante las mediciones posteriores al procedimiento experimental, la posición de aclimatación fue en sedestación en una silla con una posición cómoda, manteniendo flexión de rodilla de 90° y con los brazos en una posición neutra.

Para comparar el efecto de la punción seca, pre y post mediciones, fueron realizadas las pruebas inmediatamente después del procedimiento de la diatermia. La primera de las mediciones fue justo inmediatamente (POSTINM) al terminar el proceso, la segunda de las mediciones a los 15 minutos (POST15) y la última a los 30 minutos (POST30), utilizando el mismo proceso de medición en cada una de ellas. Un ejemplo del procedimiento lo podemos observar en la ilustración 7 donde aparece el sujeto sometido a la aplicación de la punción seca. Se repitió el mismo procedimiento descrito anteriormente en el intervalo de tiempo POST15 y POST30 post-aplicación de la diatermia.

### **4.5.2. Diatermia**

La intervención del grupo diatermia se realizó en el GM con un dispositivo de diatermia T-CARE TECAR® (Florencia, Italia) (ver ilustración 8). El tratamiento o aplicación se aplicó con un generador que emite radiofrecuencia a 0.5 MHz a una potencia variable con un máximo de 300W. La frecuencia utilizada fue de 450 MHz con una intensidad del 40%.

La técnica fue aplicada por contacto directo con la piel del cuerpo, según el protocolo descrito en 2015, ya que no produce radiación directa<sup>156,157</sup>. El protocolo realizado, se implementó en base a estudios previos<sup>158</sup>. La intervención fue realizada por un fisioterapeuta con una experiencia de 5 años en esta técnica.



Ilustración 8. T-Care TECAR® therapy device. Imagen realizada por el autor principal.

Se planificó una sesión experimental para cada participante, según el grupo aleatorizado, en el caso del grupo experimental (diatermia), se le administró diatermia: modos RESISTIVO (RES) y CAPACITIVO (CAP); El grupo CONTROL (*sham*) recibió placebo por separado. El orden de la modalidad de tratamiento se asignó al azar.

Todas las aplicaciones de diatermia fueron realizadas por el mismo fisioterapeuta, experimentado en la materia. La diatermia se administró en la modalidad RES utilizando un electrodo de baja impedancia hecho de acero inoxidable quirúrgico, mientras que para la modalidad CAP se utilizó un electrodo de alta impedancia con revestimiento cerámico. La diatermia se aplicó en la misma región del gastrocnemio interno. Durante la sesión el área fue estandarizada utilizando el punto de referencia de la anatomía palpatoria y visual, mediante puntos de referencia anatómicos.

Se utilizó el sistema de referencia para estandarizar la posición de todos los dispositivos de medición, en decúbito prono y con un soporte debajo al tibioastagalina para mantener una posición estándar de DF del pie, para mejorar la posición funcional de

la extremidad. Los sujetos permanecieron con las piernas estiradas y ambos brazos al lado del cuerpo (ver ilustración 9). Se realizó una explicación estándar a los participantes antes del procedimiento. Les indicamos como debían comunicarnos la intensidad de calor durante la aplicación de la diatermia. Les pedimos a los sujetos de no mover la extremidad a la que sometimos con diatermia, para evitar interferencias con el efecto de la aplicación.

El electrodo de placa, conocido como electrodo inactivo, fue recubierto con crema conductora. Se colocó debajo de la región tibial de la misma pierna, y el sujeto en posición prona. Después de completar todas las mediciones previas, se aplicó una cantidad suficiente de crema conductora, tanto en el electrodo inactivo para mejorar la conductibilidad, como en la piel del GM, para facilitar el deslizamiento óptimo de la diatermia. Se administró una aplicación de 15 minutos con el electrodo CAP y 10 minutos de tiempo para el modo RES, un total de 25 minutos de tratamiento. La sonda de forma redonda de cada uno de los dos tipos de electrodos se manipulo siguiendo una forma circular. Cada ciclo de movimiento duro un segundo (ver ilustración 9).

La intensidad de cada modo se estableció de acuerdo con una prueba piloto previa para garantizar la mayor intensidad de tratamiento tolerable posible. En detalle: RES (40%), CAP (40%) y CONTROL (0%). Se mantuvo el mismo nivel de intensidad durante todo el proceso. El electrodo activo se aplicó por todo el GM y no únicamente sobre el MTrP latente, para mejorar la velocidad de flujo sanguíneo<sup>159</sup>. Las frecuencias entre 400 y 900 KHz son las más utilizadas en práctica de fisioterapia por sus efectos térmicos<sup>2</sup>, en el caso del nuestro estudio trabajamos a 450KHz.

En el caso de que el calor generado por la diatermia ya no fuera tolerable, la intensidad se redijo a medida de forma descíndete. Después de la aplicación la crema conductora se retiró suavemente de la piel con una toalla de algodón.

Según estudios anteriores similares<sup>106</sup>, antes de la aplicación sometimos a los sujetos a respetar una aclimatación de veinte minutos, así como entre mediciones. Periodo antes de que se iniciara el procedimiento experimental. Durante este tiempo los sujetos descansaron durante 20 minutos en posición prona en una habitación tranquila y con una luz adecuada para garantizar los valores y dar estabilidad a estos durante las mediciones. Durante las mediciones posteriores al procedimiento experimental, la posición de aclimatación fue en sedestación en una silla con una posición cómoda, manteniendo flexión de rodilla de 90° y con los brazos en una posición neutra.



*Ilustración 9. Imagen donde aparece el participante en posición prona con soporte debajo de la articulación tibioastagalina para mantener una posición estándar de DF del pie. Imagen realizada por el autor.*

Para comparar el efecto de la diatermia, pre y post mediciones, fueron realizadas las pruebas inmediatamente después del procedimiento de la diatermia. La primera de las mediciones fue justo inmediatamente (POSTINM) al terminar el proceso, la segunda de las mediciones a los 15 minutos (POST15) y la última a los 30 minutos (POST30), utilizando el mismo proceso de medición en cada una de ellas. Un ejemplo del

procedimiento lo podemos observar en la ilustración 10 donde aparece el sujeto sometido a la aplicación de la diatermia. Se repitió el mismo procedimiento descrito anteriormente en el intervalo de tiempo POST15 y POST30 post-aplicación de la diatermia.



*Ilustración 10. Paciente recibiendo tratamiento de diatermia. Electrodo adhesivo en la parte anterior de la tibia, área (10x15 cm). Imagen realizada por el autor.*



*Ilustración 11. Paciente recibiendo tratamiento de diatermia. Electrodo adhesivo en la parte anterior de la tibia, área (10x15 cm). Imagen realizada por el autor.*

#### **4.6. GRUPO CONTROL**

El procedimiento antes de la intervención y después fue exactamente el mismo que en el grupo de la intervención. Como describirnos anteriormente el grupo *control* (SHAM), se aplicó el tratamiento a una intensidad del 0% por tanto no había un traspaso de la energía en este grupo.

En la modalidad PLAC la diatermia fue aplicada alternando los dos electrodos de alta y baja impedancia con el dispositivo a una intensidad del 0%. La aplicación del modo PLAC fue incluido para probar la variación potencial relacionado al efecto mecánico de la manipulación de la sonda y no al efecto fisiológico de la diatermia en sí. Consideramos por tanto que al utilizar el dispositivo apagado es una muestra tipo control.

#### **4.7. PROCEDIMIENTO**

Se trata de un ensayo clínico aleatorizado en el que participaron 52 sujetos separados en tres grupos. Una vez los participantes cumplían los estadios anteriores fueron aleatorizados mediante un procedimiento simple de Excel en dos grupos: Grupo Diatermia (GD), grupo CONTROL y Punción Seca (PS). El proceso anteriormente descrito fue gestionado por un miembro del personal que no participó en el estudio. Este proceso de asignación fue ocultado a todo el personal de investigación.

Se llevará a cabo un enmascaramiento a doble ciego para reducir los sesgos en la interpretación de los resultados. Tanto los pacientes como los investigadores responsables de la obtención de todas las variables no fueron informados del tratamiento realizado en la medición post-tratamiento inmediato y mediciones sucesivas. La primera estación del procedimiento consistió en la recolección de datos sociodemográficos y antropométricos de los participantes.

Tras realizar la recolección de datos necesarios para poder realizar el análisis descriptivo se procedió a la distribución aleatoria a través de una hoja de cálculo de Excel para identificar en que grupo de intervención pertenecía. El muestreo fue aleatorio simple. Antes del inicio del proceso de tratamiento, se evaluó antes de la intervención mediante termografía (temperatura), algometría (analgesia), LT en bipedestación (ROM de tobillo) y baropodometría (plataforma de presiones). Todos estos datos se obtuvieron antes de la intervención (PRE), inmediatamente a la intervención (POST INM), a los 15 minutos de la intervención (POST15) y a los 30 minutos (POST 30) (ver ilustración 12).

Para eliminar cualquier efecto cruzado que pudiera interferir con los resultados, inmediatamente después de las mediciones posteriores a la intervención, el personal de investigación pidió a los participantes de mantenerse sentados en una silla con flexión de cadera y rodilla de 90° y una temperatura preestablecida.

### ***4.7.1. Medición por imagen termográfica***

En esta estación fue de vital importancia el mantener la sala aclimatada, por tal de evitar sesgos en la toma de imágenes, según estudios previos<sup>160,161</sup>. La toma de las imágenes fue tomada a las 9.00h de la mañana para evitar la influencia de los ritmos circadianos sobre la fluctuación de la temperatura global del cuerpo<sup>162</sup>, no habiendo realizado ningún tipo de actividad física vigorosa al menos 6 horas antes de la medición<sup>160,161</sup>.

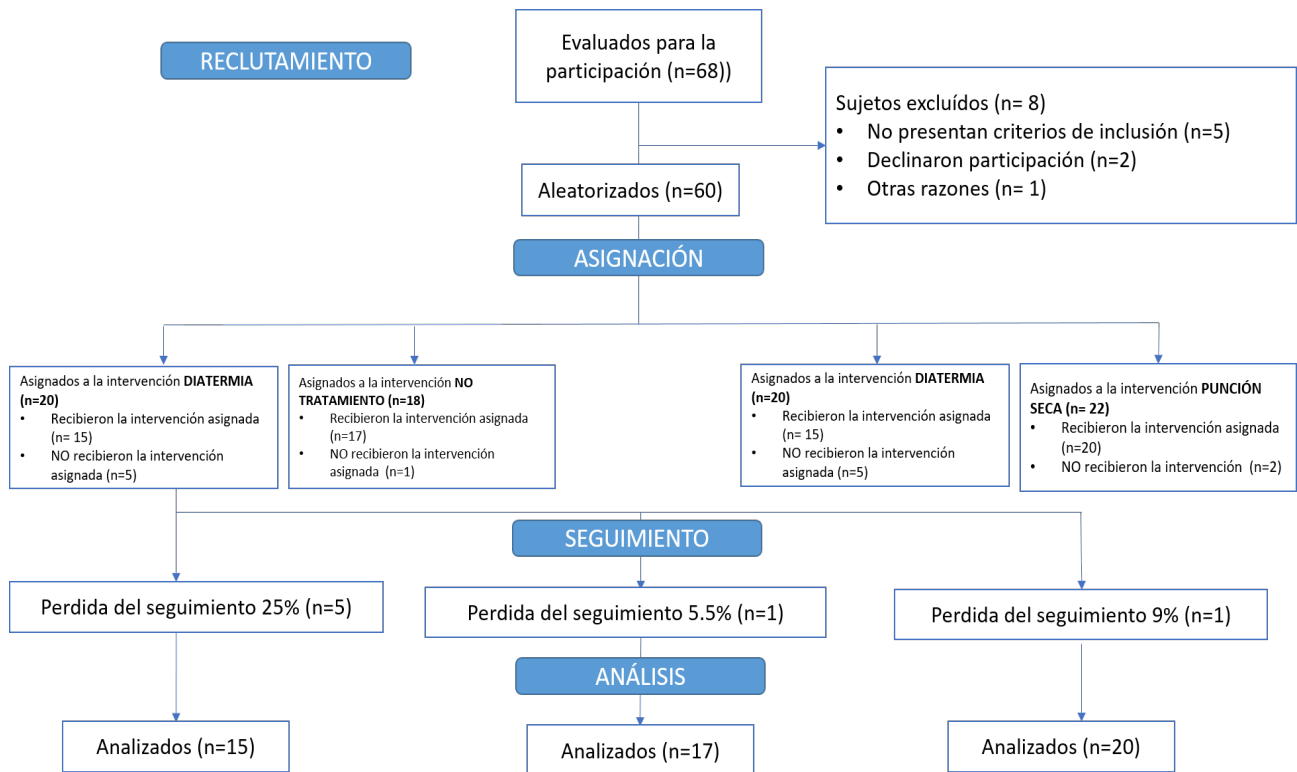


Ilustración 12. Diagrama de flujo del procedimiento de intervención. Proceso de intervención del grupo diatermia y el grupo control.

La sala donde se tomaron las imágenes permaneció aclimatada a una temperatura media (18-25°), una humedad relativa de (39.8%) y presión atmosférica (968 hPa). Los datos se mantuvieron estables, debido al control a través de una estación meteorológica (modelo Ymiko Wifi digital weather station). Según Ring & Ammer, estos valores son los ideales, para así poder reducir y evitar la influencia de la temperatura ambiente sobre la temperatura corporal y cutánea<sup>157,163,164</sup>. La estación meteorológica registro la temperatura ambiente, la presión atmosférica y la humedad relativa, datos que pueden alterar la temperatura corporal y la toma de datos<sup>165</sup>.

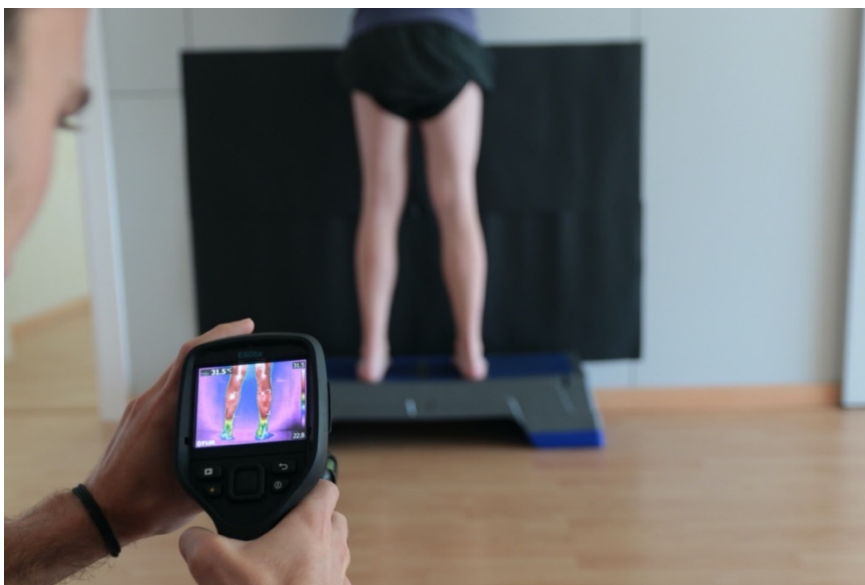
El dispositivo que se utilizó, fue una cámara termográfica de acuerdo con la International Academy of Clinical Thermology<sup>157</sup>, modelo (Flir E6, FLIR Systems, Inc, Wilsonville, OR, USA). Además, se precisó de una plataforma para mantener el sujeto en

una posición óptima y un fondo negro para aislar la temperatura corporal (ver ilustración 13 y 14). Habitualmente, la TI utiliza un tipo especial de cámara que contiene sensores que detectan la energía térmica radiante. La energía se muestra como una imagen compuesta de píxeles. La resolución de píxeles puede variar. Las cámaras más baratas tienen una resolución de 60 x 120 píxeles. Las de gama alta y más costosas tienen 1280 x 1024 píxeles por imagen. Cuanto más cálida es la imagen, más brillante es el color mostrado en pantalla y a temperaturas más bajas, más oscuros se muestran los colores<sup>143</sup>.

Los participantes se situaron descalzos sobre la plataforma (STEP) de 35 cm de altura, de espaldas, con las manos en la cintura y las piernas descubiertas a 40cm de separación una de la otra. Los participantes se situaron en frente del fondo negro para no interferir con la temperatura corporal<sup>166</sup>. Las piernas se situaron con una ligera rotación interna (ver ilustración 14). La función de la cámara termográfica se dio en la distancia óptima entre el área de la piel y el sistema de la cámara. Se tomaron dos imágenes en cada una de las mediciones, desde el plano posterior, de manera que obtuviéramos un plano desde el tercio distal del muslo hasta el borde inferior del tendón de Aquiles.



*Ilustración 13. Dispositivo cámara termográfica modelo Flir E6, FLIR Systems. Imagen realizada por el autor principal.*



*Ilustración 14. Imagen del estudio, donde observamos al participante situado en el step sobre un fondo negro. Imagen realizada por el autor principal.*

La TI se ve inevitablemente influenciada por la elección del sitio de destino. En vista de que la evidencia de que la piel no es constante ni uniforme y está muy influenciada por condiciones ambientales, la elección de la ubicación de la piel será un factor importante para la región de destino de interés que refleja mejor la temperatura corporal<sup>163,167</sup>. La cámara se situó a 2 metros de distancia del STEP con un trípode a una altura de 61 cm, en línea perpendicular con el hueco poplíteo desde la cámara.

Se tomaron imágenes de ambos tríceps surales, para luego posteriormente poderlo analizar e interpretar con el FLIR Tools software. A través del análisis pudimos obtener las temperaturas absolutas máximas (TMAX), las temperaturas absolutas mínimas (TMIN) y las temperaturas absolutas medias (TMED) del GM en el momento seleccionado y región determinada (ver ilustración 15). Los sujetos fueron instruidos para no moverse durante la toma de imágenes y las siguientes pruebas.



*Ilustración 15. Imagen capturada por FLIR E60 durante el estudio. Imagen realizada por el autor principal.*

Normalmente, las imágenes térmicas se inspeccionan o interpretan utilizando los siguientes métodos:

- Informe cualitativo o narrativo determinado mediante la inspección visual de la imagen para identificar las diferencias en el mapa de colores correspondiente a la temperatura ( $^{\circ}\text{C}$  /  $^{\circ}\text{F}$ ).
- Análisis cuantitativo de una región de interés (ROI) o medidas “puntuales” (píxeles) con opciones para incluir valores promedio, máximo y mínimo dentro de un ROI.
- El análisis de imágenes, en su forma más simple, se basa únicamente en la variación de color del termograma que corresponde a un rango de temperatura<sup>168,169</sup>.

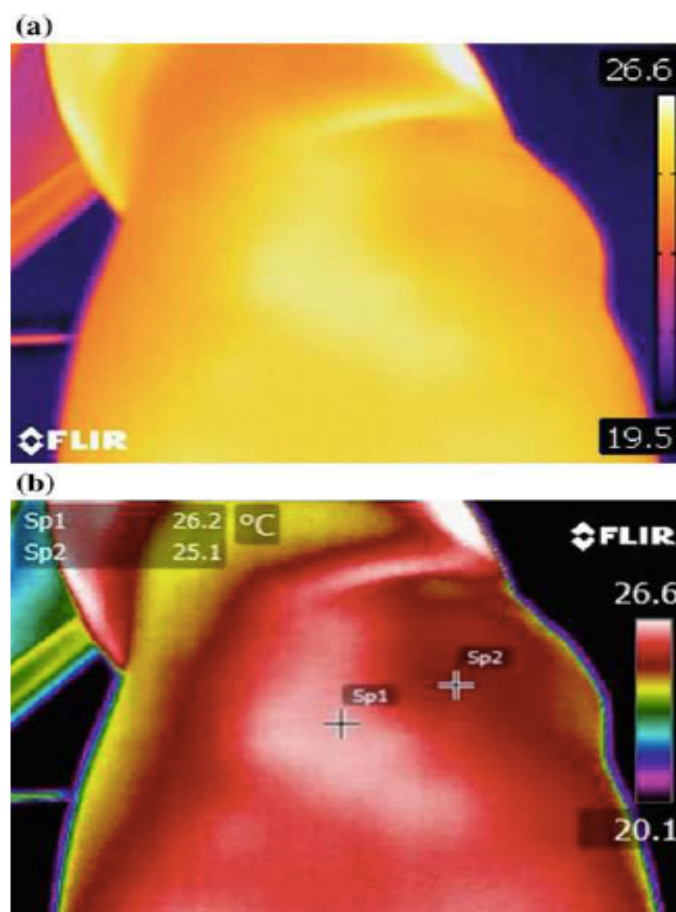
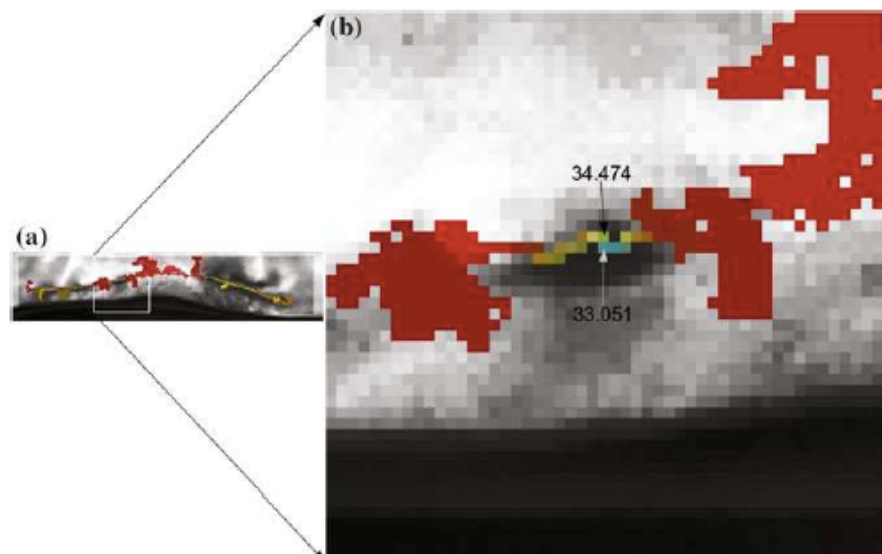


Ilustración 16. Valores de temperatura que se muestran en una imagen térmica usando diferentes paletas de colores (a, b). Las ubicaciones de interés Sp1 y Sp2 son mejores para el diferenciado visual.

A pesar de que la resolución de las cámaras ha mejorado, el procesamiento visual humano no es capaz de percibir toda la información sutil presente en las imágenes de tan alta resolución. Por lo tanto, se requieren software informático para extraer información de valores ocultos dentro de los datos proporcionados por los fabricantes de las cámaras térmicas<sup>168</sup>. Como podemos observar en la ilustración 2, la temperatura de la superficie de la piel en esta región anatómica aparece con un color relativamente homogéneo<sup>168</sup>. Sin embargo, el procesamiento con el software de la cámara identifica dos regiones distintas que se diferencian por aproximadamente 1°C cuando se utilizan puntos de medición para proporcionar valores de temperatura en cada ubicación de pixel seleccionada (SP1 y SP2) y referenciada con la temperatura clave (ver ilustración 16)<sup>168</sup>.



*Ilustración 17. Una imagen térmica típica, donde existe una variación de temperatura de casi 1.5°C en una distancia de un solo pixel. Estas ubicaciones pueden pasarse por alto en una inspección visual casual y pueden necesitar herramientas de software.*

### **4.7.2. Evaluación de algometría**

La algometría por presión se utilizan con frecuencia como una medida indirecta de la rigidez del tejido, que, si permite que progrese, puede resultar en limitaciones

significativas del ROM articular y volverse doloroso sin estímulos de presión externos<sup>12</sup>. El aumento de los umbrales de dolor por presión a través de la terapia manual puede tener efecto beneficioso sobre el tejido musculoesquelético que pueden conducir a posibles aumentos en la flexibilidad articular, facilitación contráctil y activación durante la rehabilitación<sup>12</sup>. El algómetro por presión es un instrumento que contiene un disco circular o bien una pantalla digital en las que aparecen las medidas de presión, variables en un rango de 5kg y divididas en diez partes de medio kilogramo. Este aparato contiene una punta de goma circular en la superficie de 1 cm<sup>41</sup>, esta, permite transferir la fuerza de presión a los tejidos profundos<sup>172</sup>.

Para el proceso de medición del EVA por presión, fue utilizado un dinamómetro de algómetro por presión digital (modelo M3-20, 20 lfb, 10 KGF, 100 N) (Mark-10 Corporation, Nueva York, NY, EE. UU). Se aplicó una presión de 45 a 55 Newtons en el gastrocnemio medial determinamos el dolor percibido por el paciente mediante una escala visual analógica (EVA)<sup>173,174</sup>. El algómetro se fijó en 0.009 kg/ cm<sup>2</sup><sup>175</sup> (ver ilustración 18). Se utilizó una escala EVA de 10 puntos. Se solicitó a los participantes que cuantificaran su dolor eligiendo un valor (calificación) en la escala EVA sobre 10. El valor mínimo en EVA fue (0; no hay dolor), mientras que el valor máximo fue (10; dolor máximo). Se tomaron un total de 3 mediciones y el valor que fue elegido fue la media de las tres mediciones<sup>176</sup>.

El algómetro consiste en un aparato con una punta de metal dura de 1 cm de diámetro unida al embolo del medidor. El medidor de fuerza del algómetro tuvo incrementos de 0.25kg con un rango de operación hasta un máximo de 30kg. El punto de incremento de presión fue localizado por el especialista localizando el MTrP latente, punto hipertónico palpable con el dedo dominante en la banda tensa del vientre muscular del GM. Ese punto

sirvió como referencia del MTrP latente en las mediciones de presión (ver ilustración 18 y 19).



*Ilustración 18. Algotmetro por presión digital, modelo M3-20. Imagen realizada por el autor principal.*



*Ilustración 19. Procedimiento de medición de dolor por punto de presión. Imagen realizada por el autor principal.*

Para la aplicación de este método debemos tener en cuenta una serie de premisas<sup>177</sup>:

- Localizar de manera adecuada y precisa el MTrP dentro de la banda tensa o región determinada.
- Aplicar la presión a través de la punta de goma del algómetro de forma perpendicular al plano muscular y sobre el MTrP a evaluar.
- Incrementar la presión progresivamente y de manera constante aproximadamente a un ritmo de 1kg por segundo.
- Debemos instruir y explicar a los pacientes que nos señalicen cuando la presión del aparato se convierta en un estímulo doloroso, que determina el umbral del dolor.

#### **4.7.3. Lunge test en bipedestación (ltbt)**

Es una prueba que consiste en contactar la rodilla con la pared que tienen enfrente. El paciente o atleta debe realizar una flexión de rodilla para conseguir el contacto con la pared con un desplazamiento anterior de la pelvis y el tronco. El objetivo de este test es determinar la máxima distancia en centímetros desde el primer dedo hasta la pared, manteniendo el contacto del talón en el suelo durante la prueba<sup>132</sup> (ver ilustración 20 y 21). Aunque este sistema sea fácil de realizar, habitualmente se repite unas 5-6 veces, para determinar hasta donde es capaz de alejar el pie de la pared, y así, poder observar el rango final<sup>132</sup>.

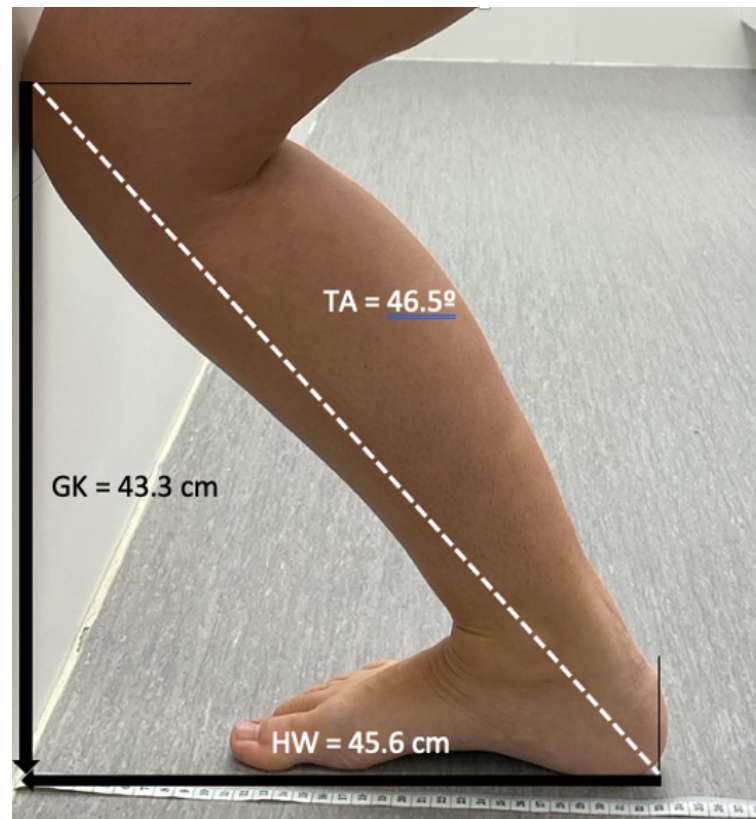


Ilustración 20. Participante realizando el Lunge test en bipedestación. En la imagen podemos ver un ejemplo del cálculo. GK= distancia suelo-rodilla; HW= distancia entre talón y pared; TA= ángulo trigonométrico<sup>4</sup>. Imagen realizada por el autor.



Ilustración 21. Forma original de Lunge test en bipedestación<sup>2</sup>. Imagen realizada por el autor.

En primer lugar, se realizó la evaluación del ROM de tobillo utilizando un Leg Motion (Check Your Motion®, Albacete, España) basado en la prueba de dorsiflexión de tobillo. Esta prueba evaluó la dorsiflexión activa de tobillo en bipedestación. La forma de valorar y generar una puntuación del test se realizó a través de la distancia entre el primer metatarso y la pared. Los participantes debían doblar la rodilla desde la posición vertical hasta contactar la pared, pero sin levantar el talón. El rango final se determinó en cm<sup>124</sup> (ver ilustración 22).

La prueba del LT en bipedestación ha demostrado tener una buena fiabilidad (CCI= 0.93-0.99) para el ROM de tobillo en adultos<sup>132</sup>. Se ha establecido que los valores de referencia de la restricción del ROM de tobillo con Leg Motion® son <11.5 cm y/o con una diferencia de 1.5cm entre el ROM de tobillo entre ambas extremidades<sup>132</sup>. Tras la primera medición antes del procedimiento de tratamiento, lo que nos indicó la línea de base, fue detectar una diferencia de 1.5 cm de restricción en el LT en bipedestación, entre ambas extremidades en ROM de tobillo<sup>132</sup>. Esta medición nos sirvió como punto de partida para la integración del sujeto en la participación. La extremidad en la que obtuvimos la diferencia, es la que nos sirvió como objeto de estudio de la intervención.



*Ilustración 22. Procedimiento de realización del test Lunge en bipedestación. Imagen realizada por el autor principal.*

En esta estación es donde se procedió a realizar el LT en bipedestación a los participantes susceptibles tras la primera medición. Para la elaboración del test colocamos una cinta adhesiva en la superficie, en contacto con la pared. El sujeto debía colocarse de pie, con la pierna a medir por delante. El primer dedo del pie debía quedar encima de la cinta métrica. El mensaje o instrucción al sujeto debe ser el intentar contactar con la rodilla la pared sin levantar el calcáneo del suelo (ver ilustración 23).



*Ilustración 23. Contacto del primer dedo encima de la cinta métrica. Imagen realizada por el autor principal.*



*Ilustración 24. Situación del fisioterapeuta dando las ordenes pertinentes para la realización de la prueba de Lunge test en bipedestación. Imagen realizada por el autor principal.*

Para familiarizarse con la prueba, los participantes realizaron entre 3 y 4 intentos siguiendo las instrucciones del fisioterapeuta (ver ilustración 24):

- intente llevar la rodilla lo más lejos posible hacia la línea media;
- el talón debe mantener el contacto con la superficie en todo momento;
- no debe compensar el movimiento con los brazos.

Tras realizar los diversos intentos y para el análisis de los datos, seleccionamos el valor más alto obtenido de los 3-4 intentos<sup>132</sup>. Debido a los diferentes niveles de competencia técnica requerido para cada método de medición, algunas técnicas pueden ser mejor ejecutados por evaluadores con más experiencia, produciendo una mayor fiabilidad de medición<sup>126</sup>. Por tanto, es fundamental determinar que técnicas de evaluación podría realizar una persona con menos experiencia de forma confiable, y que técnicas requieren prácticas adicionales y mayor experiencia. Obtener una mejor

comprensión de la técnica y el error asociado con cada técnica proporcionaría información valiosa para las personas que realizan la técnica con poca experiencia<sup>126</sup>.

#### **4.7.4. Baropodometría o plataforma de presiones**

Para el análisis baropodométrico utilizamos la plataforma de presiones o braopodometro T-Plate de Mediacpteurs®, de 610 mm x 580 mm y 4 mm de espesor, con un peso de 6.5kg y con 1600 sensores piezoeléctricos. El fisioterapeuta encargado de realizar esta parte del procedimiento le pidió al sujeto que se situará encima de la plataforma sin calzado. Los pies debían adecuarse al posicionador de madera, que condiciona la angulación según el ángulo de fick de 30°, 15° por cada pie respecto al eje longitudinal del cuerpo<sup>178</sup>. El posicionador y los pies se colocaron centrados en la plataforma, siempre del mismo modo para que no diera error en la determinación de la posición del centro de gravedad<sup>179</sup>.

Los sujetos mantuvieron la posición en bipedestación, con los brazos relajados, mirada hacia delante, con los ojos abiertos<sup>180</sup>, como referencia, colocamos una marca en la pared que sirviera de guía para que los sujetos mantuvieran la atención al punto, un punto de color negro a unos 3 metros de distancia<sup>179</sup>. El individuo debía fijar la vista al punto, evitando distracciones a su alrededor, y como consecuencia el lugar de medición debía ser un box tranquilo, aislado del ruido. Si el sujeto utilizaba gafas, lentillas, audífonos o algún otro aparato que usara diariamente, le solicitamos que se lo pusiera<sup>179</sup>.

El fisioterapeuta se situó por detrás del sujeto con el ordenador, para no alterar el proceso. Utilizando el software del mismo aparato y según las instrucciones que marca el programa se realizaron capturas de la imagen en estática para poder valorar la distribución de las presiones en el pie.

La obtención de datos se realizó en 20 segundos, tiempo necesario para poder obtener la media de presiones plantares y tiempo necesario para que el sujeto no se fatigue o bien, intente modificar su postura<sup>181</sup>.

#### 4.8. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Todas las variables fueron expresadas como media (M) y desviación estándar (SD). Todas las variables cumplieron con el supuesto de normalidad (i.e., Shapiro-Wilk). Para comparar el efecto de la diatermia y la punción seca en las diferentes variables estudiadas (ROM, Temperatura, PPTs y Estabilometría). El porcentaje ( $\Delta\%$ ) se calculó con la fórmula estándar:  $\text{cambio (\%)} = [(\text{puntuación posterior} - \text{puntuación anterior}) / \text{puntuación anterior}] \times 100$  y posteriormente realizamos un ANOVA de medias repetidas con cada grupo experimental para examinar efecto principal de toma (pre, post1nm, post15m y post30m, efecto principal de interacción toma\*tiempo y efecto principal de grupo (DN y Diatermia). Seguidamente se utilizó el análisis post Hoc de Bonferroni se utilizó para evaluar las diferencias intra-grupo. El tamaño del efecto (ES) se estimó calculando el coeficiente de Cohen. El ES se clasificó como trivial ( $<0.20$ ), pequeño ( $0.20 - 0.49$ ), moderado ( $0.50 - 0.79$ ), grande ( $>0.80$ ).

Para analizar el efecto de la diatermia versus *CONTROL* intervención sobre la movilidad de la articulación tibio-peroneo astragalina se realizó un análisis de la covarianza de medidas repetidas (ANCOVA), utilizando la medición pre intervención como covariado. Por otro lado, para analizar el efecto de la diatermia sobre la temperatura muscular se realizó un ANOVA factorial mixto. Si el supuesto esfericidad no fue satisfecho, los grados de libertad fueron corregidos en función de la aproximación Greenhouse-Geisser. El post hoc de Bonferroni fue utilizado para corregir las

comparaciones múltiples. Por otro lado, el tamaño del efecto fue expresado como la diferencia de cambio medio tipificado, en donde en el denominador de la fórmula se utilizó la desviación pre combinada de ambos grupos. El nivel de significación se estableció en  $p < 0.05$ . Todos los análisis fueron realizados utilizando un software de análisis estadístico (SPSS Inc, Chicago, Illinois, USA).

## **CAPITULO 5. Resultados**

---



## **5. RESULTADOS**

### **5.1. PARTICIPANTES DEL ESTUDIO**

Un total de 68 participantes fueron valorados inicialmente al ser reclutados de diferentes clubs profesionales/semiprofesionales de la Comunidad Valenciana de Baloncesto. Tras el cribado inicial se eliminaron los participantes que no cumplieron los criterios de elegibilidad establecidos en la presente investigación o que declinaron participar en el estudio por decisión propia. Un total de 60 sujetos (Edad=  $24.33 \pm 5.94$ ; peso=  $75.82 \pm 10.49$ ; talla=  $179.7 \pm 7.97$  e IMC=  $23.42 \pm 2.46$  fueron aleatorizados y participaron en el estudio. Un total de 8 participantes abandonaron el estudio durante el proceso experimental. Cada una de las razones se enumeran en el diagrama de flujo (ver ilustración 25)

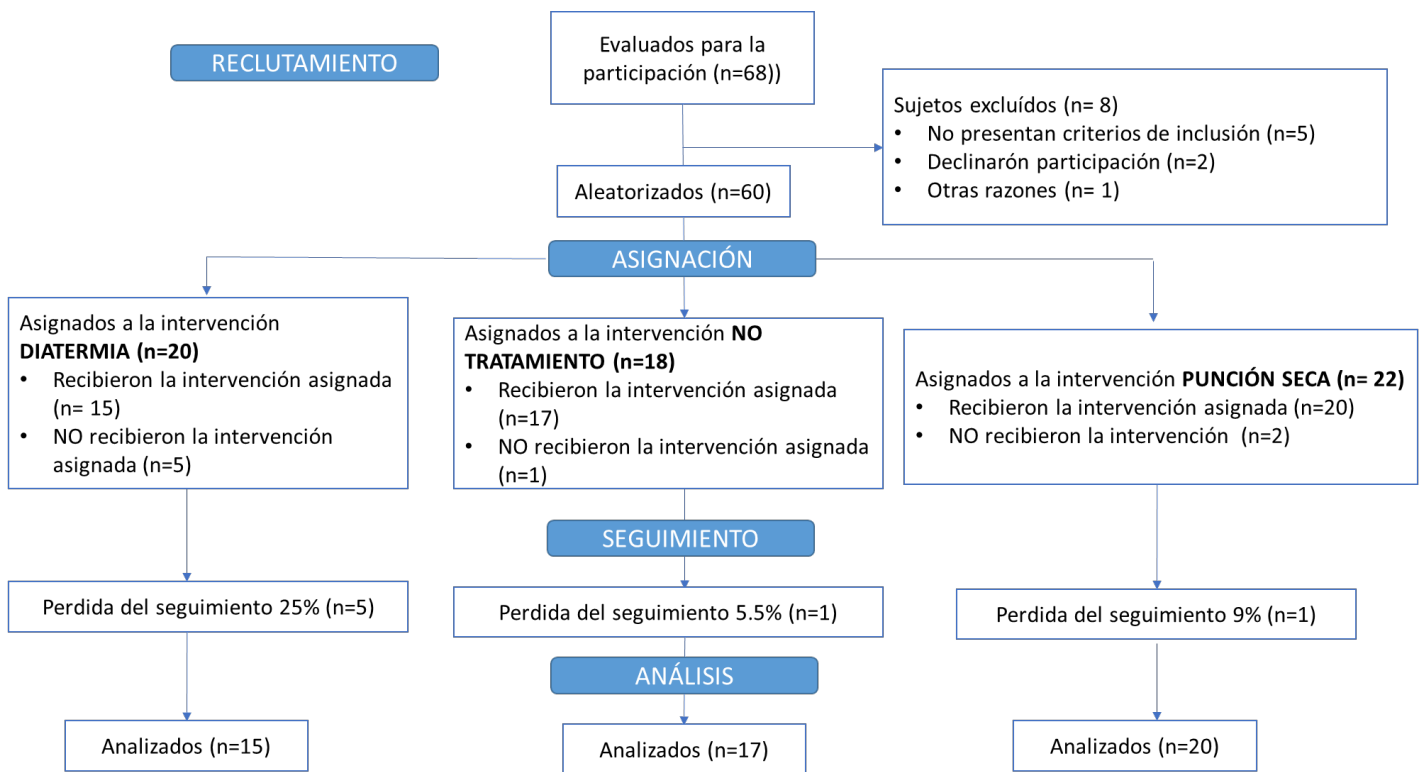


Ilustración 25. La imagen representa el proceso experimental de la investigación llevada a cabo sobre jugadores de baloncesto profesionales.

## 5.2. ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE LAS VARIABLES DEPENDIENTES

### 5.2.1. Lunge Test

Los resultados totales obtenidos fueron (Pre\_Lunge =  $9.01 \pm 3.54$ ); (Post\_Inm\_Lunge =  $9.56 \pm 3.67$ ); (Post\_15\_Lunge =  $9.65 \pm 3.62$ ) y (Post\_30\_Lunge =  $9.83 \pm 3.59$ ). Una vez analizados los valores totales los valores observados al segmentarlos por grupos. **Grupo Punción** (Pre\_Lunge =  $8.45 \pm 3.57$ ), (Post\_Inm\_Lunge =  $8.67 \pm 3.57$ ), (Post\_15\_Lunge =  $8.65 \pm 3.54$ ) y (Post\_30\_Lunge =  $8.77 \pm 3.43$ ); **Grupo Diatermia** (Pre\_Lunge =  $11.06 \pm 3.66$ ), (Post\_Inm\_Lunge =  $12.00 \pm 3.66$ ), (Post\_15\_Lunge =  $12.06 \pm 3.56$ ) y (Post\_30\_Lunge =  $12.20 \pm 3.59$ ) y grupo **No intervención** (Pre\_Lunge =  $7.78 \pm 2.60$ ); (Post\_Inm\_Lunge =  $8.40 \pm 2.78$ ), (Post\_15\_Lunge =  $8.65 \pm 2.77$ ) y (Post\_30\_Lunge =  $8.93 \pm 2.86$ ). (Gráfico 1) El lunge test cumplió en todas las tomas de medición el principio de normalidad por lo tanto fue considerada una variable paramétrica (Shapiro-Wilk;  $p > 0.05$ ).

## Resultados

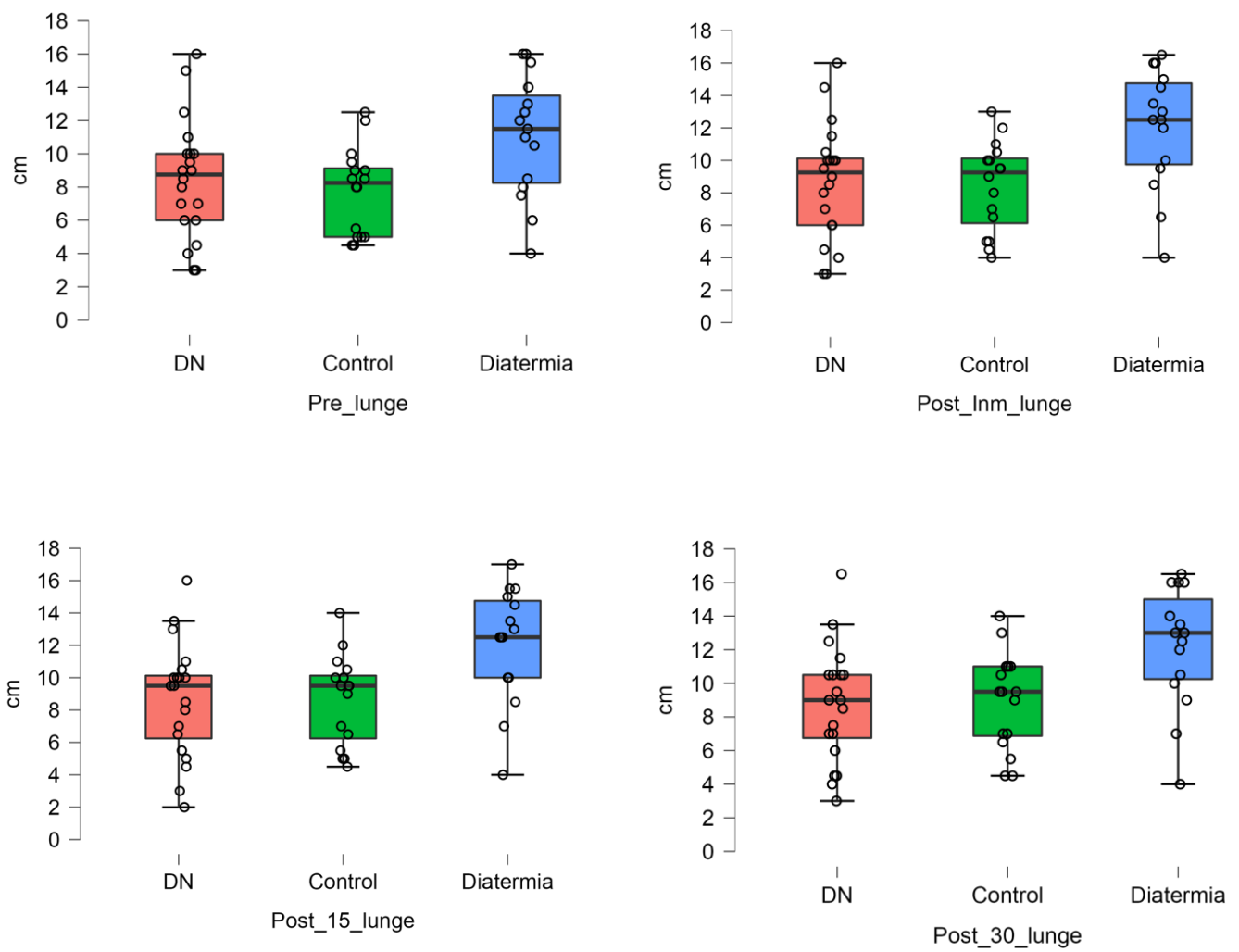


Gráfico 1. La siguiente imagen representa los valores descriptivos obtenidos en el Lunge Test. Cada diagrama de cajas representa cada una de las tomas de intervención.

DN: Grupo Punción; Diatermia: Grupo Diatermia; Grupo Control: grupo no tratamiento.

### 5.2.2. Algotetría PPTs

Los resultados totales obtenidos fueron (Pre\_Algom =  $3.19 \pm 2.08$ ), (Post\_Inm\_Algom =  $4.51 \pm 2.39$ ), (Post\_15\_Algom =  $4.14 \pm 2.44$ ) y (Post\_30\_Algom =  $3.80 \pm 2.27$ ). Una vez analizados los valores totales los valores observados fueron: **Grupo Punción** (Pre\_Algom =  $2.95 \pm 1.49$ ), (Post\_Inm\_Algom =  $3.97 \pm 1.88$ ), (Post\_15\_Algom =  $3.35 \pm 1.92$ ) y (Post\_30\_Algom =  $3.12 \pm 1.63$ ); **Grupo Diatermia** (Pre\_Algom =  $3.46 \pm 2.72$ ), (Post\_Inm\_Algom =  $5.40 \pm 2.44$ ), (Post\_15\_Algom =  $5.26 \pm 2.98$ ) y (Post\_30\_Algom =  $5.10 \pm 2.67$ ) y grupo **No intervención** (Pre\_Algom =  $3.25 \pm 2.13$ ), (Post\_Inm\_Algom =  $4.34 \pm 2.79$ ), (Post\_15\_Algom =  $4.09 \pm 2.19$ ) y (Post\_30\_Algom =  $3.43 \pm 2.15$ ). (Gráfico 2) Los valores PPTs cumplió en todas las tomas de medición el principio de normalidad por lo tanto fue considerada una variable paramétrica (Shapiro-Wilk;  $p > 0.05$ ).

## Resultados

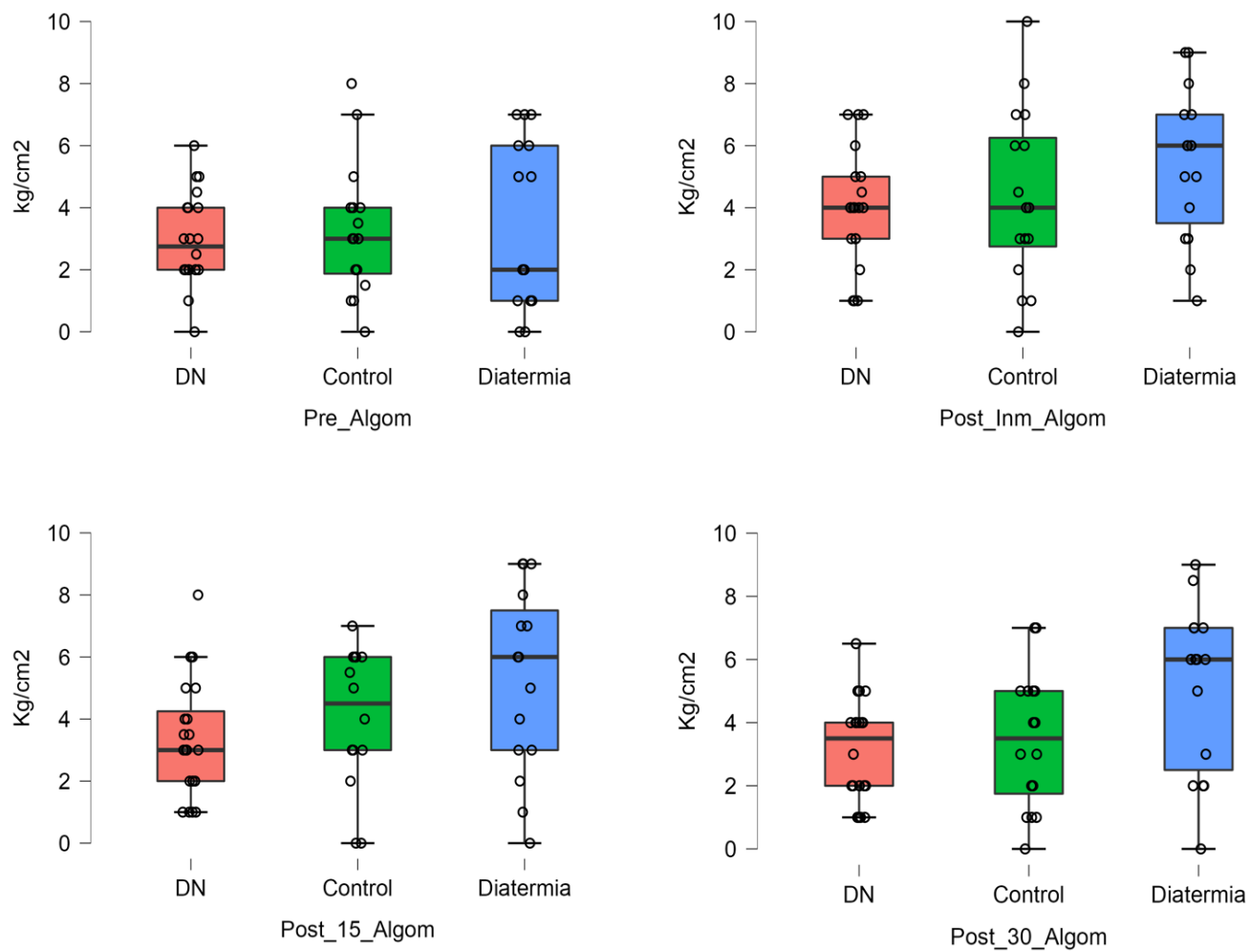


Gráfico 2. La siguiente imagen representa los valores descriptivos obtenidos en la Algometría. Cada diagrama de cajas representa cada una de las tomas de intervención.

DN: Grupo Punción; Diatermia: Grupo Diatermia; Grupo Control: grupo no tratamiento.

### 5.2.3. Termografía

Los resultados totales obtenidos fueron ( $\text{Pre\_Temp} = 32.92 \pm 0.914$ ), ( $\text{Post\_Inm\_Temp} = 33.02 \pm 1.31$ ), ( $\text{Post\_15\_Temp} = 32.43 \pm 1.35$ ) y ( $\text{Post\_30\_Temp} = 32.39 \pm 1.16$ ). Una vez analizados los valores totales los valores observados al segmentarlos por grupos fueron **Grupo Punción** ( $\text{Pre\_Temp} = 32.66 \pm 0.98$ ); ( $\text{Post\_Inm\_Temp} = 32.40 \pm 1.38$ ); ( $\text{Post\_15\_Temp} = 32.23 \pm 1.47$ ) y ( $\text{Post\_30\_Temp} = 32.12 \pm 1.26$ ); **Grupo Diatermia** ( $\text{Pre\_Temp} = 32.83 \pm 1.01$ ), ( $\text{Post\_Inm\_Temp} = 34.21 \pm 0.74$ ), ( $\text{Post\_15\_Temp} = 32.96 \pm 1.23$ ) y ( $\text{Post\_30\_Temp} = 32.74 \pm 0.94$ ) y grupo **No intervención** ( $\text{Pre\_Temp} = 33.34 \pm 0.55$ ), ( $\text{Post\_Inm\_Temp} = 32.67 \pm 0.89$ ), ( $\text{Post\_15\_Temp} = 32.18 \pm 1.23$ ) y ( $\text{Post\_30\_Temp} = 32.41 \pm 1.21$ ). (Gráfico 3) Los valores obtenidos de la termografía cumplieron en todas las tomas de medición el principio de normalidad siendo considerada una variable paramétrica (Shapiro-Wilk;  $p > 0.05$ ).

## Resultados

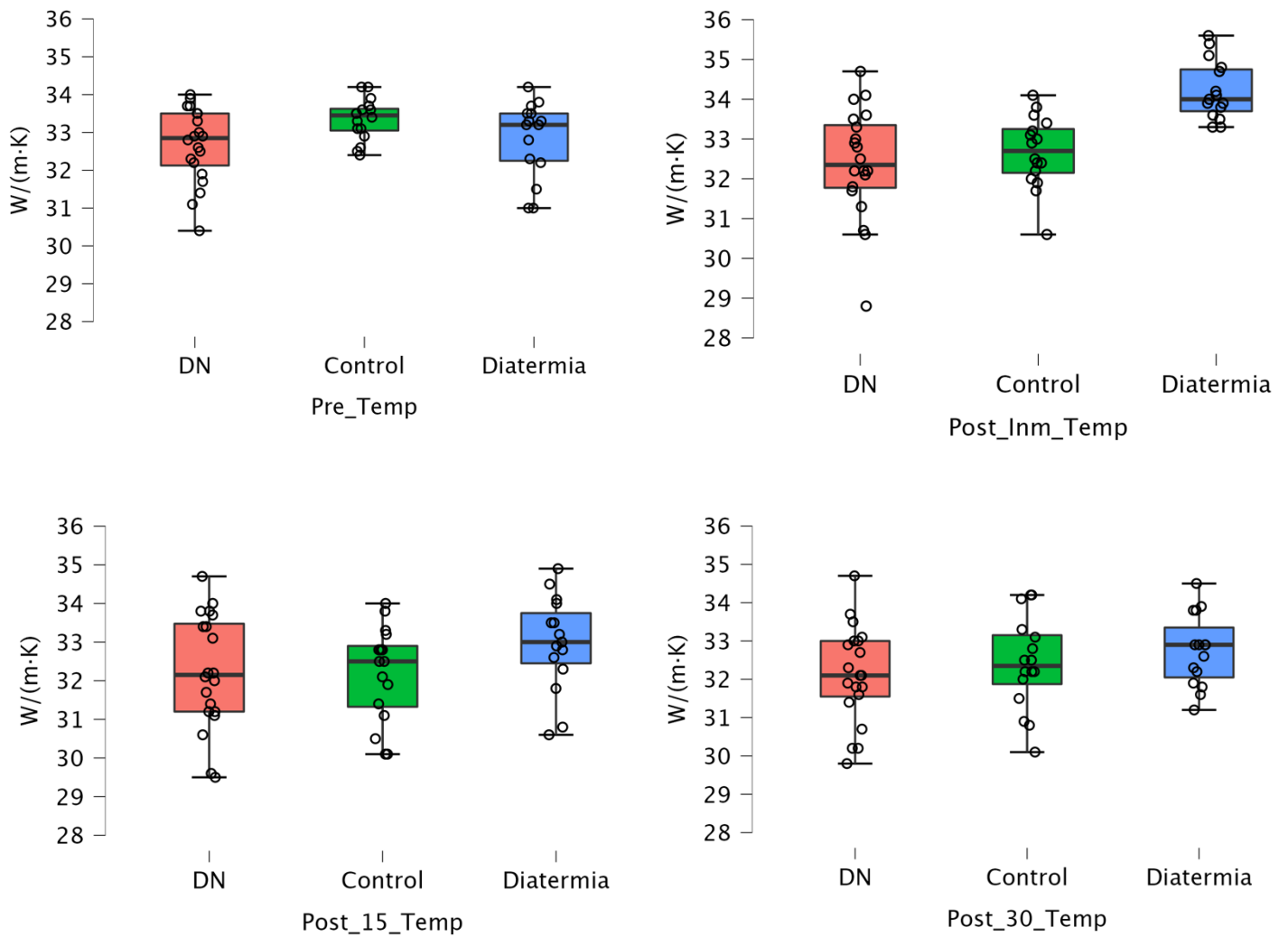


Gráfico 3. La siguiente imagen representa los valores descriptivos obtenidos en la Termografía. Cada diagrama de cajas representa cada una de las tomas de intervención.

DN: Grupo Punción; Diatermia: Grupo Diatermia; Grupo Control: grupo no tratamiento.

#### 5.2.4. Baropodometría / plataforma de presiones

Los resultados totales obtenidos fueron (Pre\_SupPie =  $-53.02 \pm 24.45$ ), (Post\_Inm\_SupPie =  $-52.90 \pm 22.23$ ), (Post\_15\_SupPie =  $-54.48 \pm 22.08$ ) y (Post\_30\_SupPie =  $-55.93 \pm 22.96$ ). Una vez analizados los valores totales los valores observados al segmentarlos por grupos fueron **Grupo Punción** (Pre\_SupPie =  $-45.85 \pm 15.12$ , (Post\_Inm\_SupPie =  $-44.30 \pm 11.77$ ), (Post\_15\_SupPie =  $-46.75 \pm 14.99$ ) y (Post\_30\_SupPie =  $-47.42 \pm 13.15$ ); **Grupo Diatermia** (Pre\_SupPie =  $-72.73 \pm 28.36$ ); (Post\_Inm\_SupPie =  $-73.86 \pm 25.60$ ), (Post\_15\_SupPie =  $-75.13 \pm 23.35$ ) y (Post\_30\_SupPie =  $-76.93 \pm 25.63$ ) y grupo **No intervención** (Pre\_SupPie =  $-43.50 \pm 15.49$ ), (Post\_Inm\_SupPie =  $-44.00 \pm 15.41$ ), (Post\_15\_SupPie =  $-44.78 \pm 15.01$ ) y (Post\_30\_SupPie =  $-46.87 \pm 17.34$ ). (Gráfico 4) Los datos estabilométricos cumplieron en todas las tomas de medición el principio de normalidad por lo tanto fue considerada una variable paramétrica (Shapiro-Wilk;  $p > 0.05$ ).

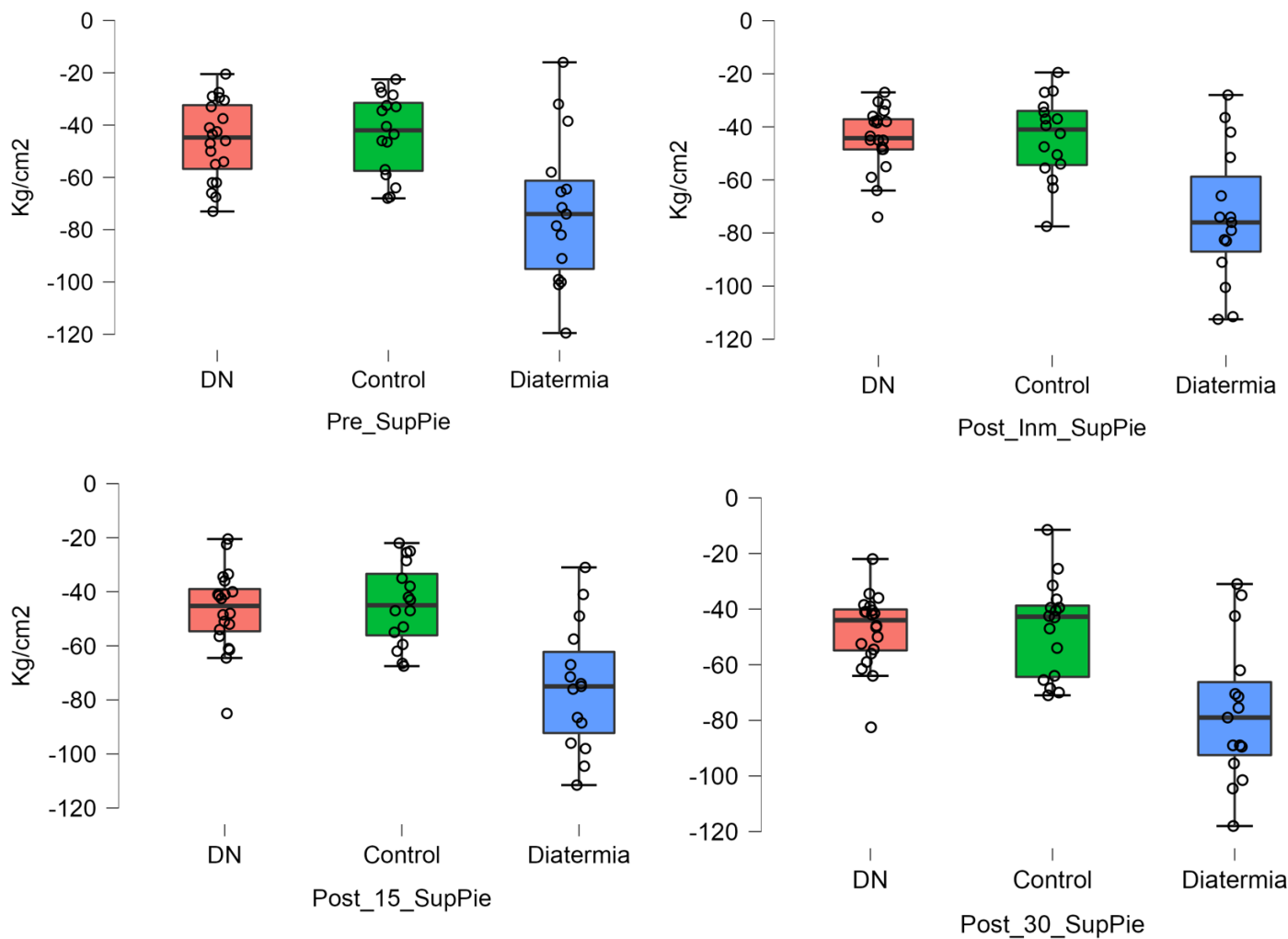


Gráfico 4. La siguiente imagen representa los valores descriptivos obtenidos en la baropodometría. Cada diagrama de cajas representa cada una de las tomas de intervención.

**DN: Grupo Punción; Diatermia: Grupo Diatermia; Grupo Control: grupo no tratamiento.**

### 5.3. ANÁLISIS INFERENCIAL DE LAS DE LAS VARIABLES DEPENDIENTES

#### 5.3.1. *Análisis de la comparación entre el grupo Diatermia y Punción Seca*

Las principales variables de medición y resultado fueron la medición del rango articular (ROM) para determinar el rango de dorsiflexión de tobillo a través del Lunge Test, la algometría (PPTs) para determinar la hiperalgesia, y las temperaturas mínimas, medias y máximas (TMIN, TMED, TMAX) a través de la termografía en la región específica de protocolo de actuación.

Considerando la variable porcentaje diferencia de cambio en el rango de movimiento de la flexión de tobillos (es decir, Lunge Test), el ANOVA factorial mixto no mostró diferencias estadísticamente significativas en el efecto principal de Toma ( $F_{[2.66]} = 1.33$ ,  $\rho = 0.272$ ,  $\eta^2_p = 0.006$ ) (Gráfico 5), ni diferencias significativas en la interacción Grupo x Toma ( $F_{[2.66]} = 0,072$   $\rho = 0.931$ ,  $\eta^2_p = 0.00003$ ). En el efecto principal de grupo tampoco se encontró diferencias significativas ( $F_{[1.33]} = 2.19$   $\rho = 0.148$ ,  $\eta^2_p = 0.053$ ). En el análisis post hoc de Bonferroni no se encontró diferencias significativas entre ninguna de las posibles comparaciones entre-grupos ( $\rho > 0.005$ ).

En relación a la hiperalgesia (PPTs), el ANOVA factorial mixto mostró diferencias estadísticamente significativas en el efecto principal de Toma ( $F_{[3.88]} = 6.76$ ,  $\rho = 0.001$ ,  $\eta^2_p = 0.170$ ) (Gráfico 6), ni existieron diferencias significativas en el efecto interacción Grupo x Toma ( $F_{[3.88]} = 1.95$   $\rho = 0.126$ ,  $\eta^2_p = 0.056$ ). En cambio, en el efecto principal de grupo se encontraron diferencias significativas ( $F_{[1.33]} = 5.407$   $\rho = 0.026$ ,  $\eta^2_p = 0.141$ ). Se encontraron diferencias significativas entre la comparación entre-grupos ( $MD_{DnvsDiatermia} = -1.46$ ; 95%CI [-2.73-0.18]  $p = 0.026$ ).

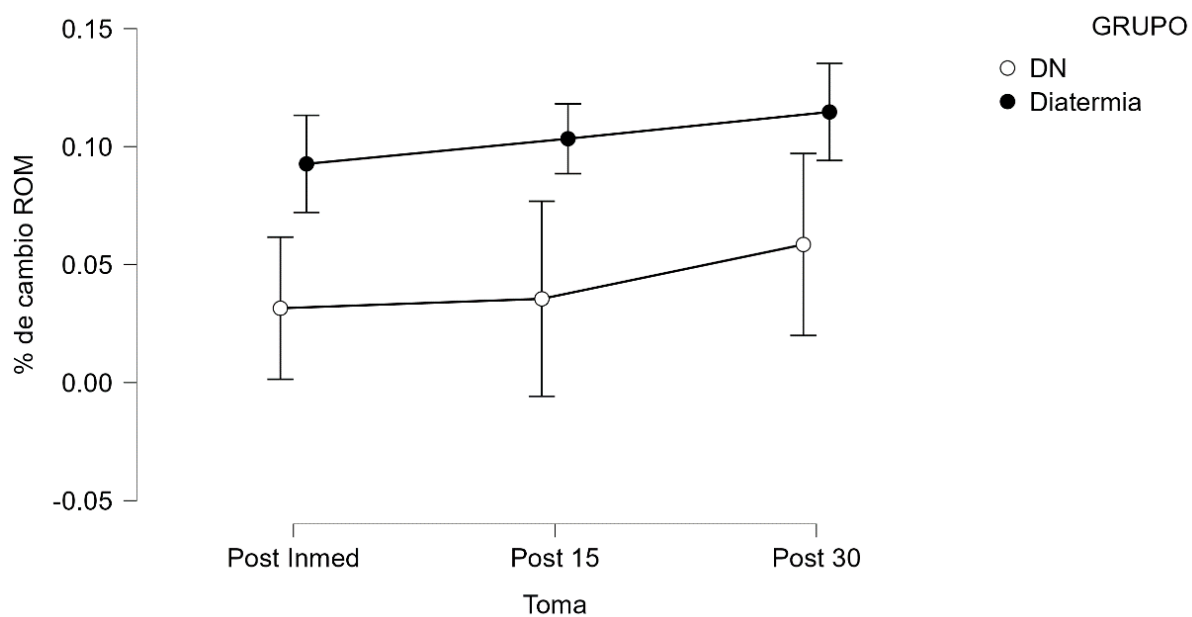


Gráfico 5. Representa efecto principal de toma en la diferencia del porcentaje de cambio entre el grupo punción y el grupo Diatermia

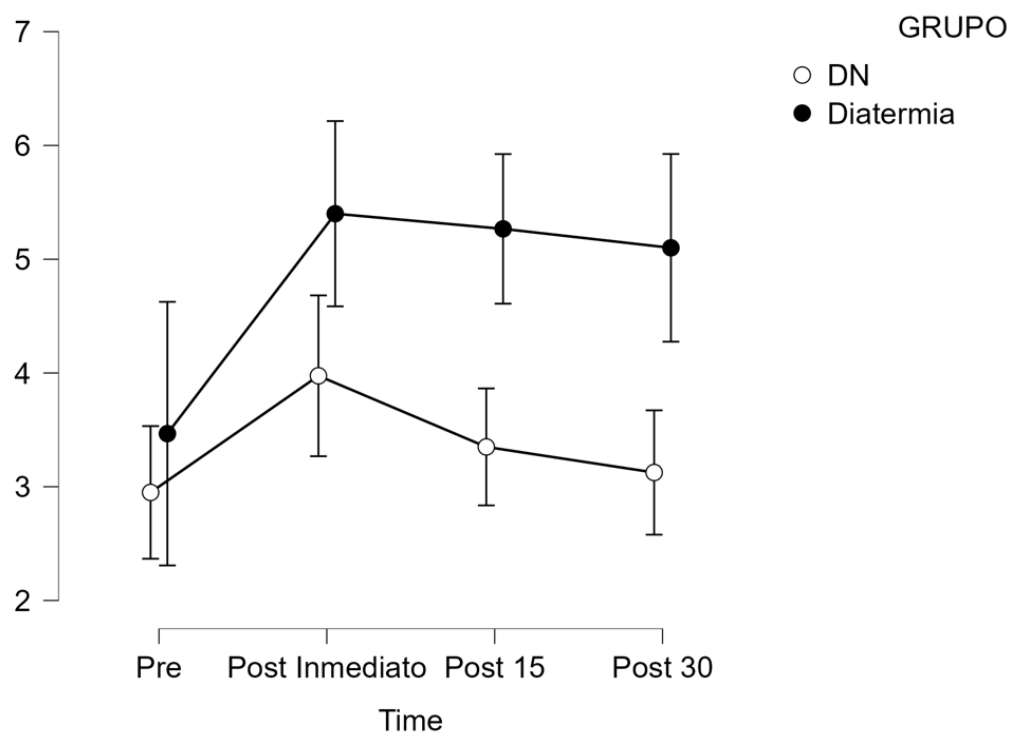


Gráfico 6. Representa efecto principal de toma en los valores PPTs entre el grupo punción y el grupo Diatermia

Considerando la variable porcentaje diferencia de cambio en la temperatura (es decir, Termografía), el ANOVA factorial mixto mostró diferencias estadísticamente significativas en el efecto principal de Toma ( $F_{[2.66]} = 9.061$ ,  $\rho = 0.001$ ,  $\eta^2_p = 0.063$ ) (Gráfico 7), además mostró diferencias significativas en el efecto principal de la interacción Grupo x Toma ( $F_{[2.66]} = 5.17$ ,  $\rho = 0.008$ ,  $\eta^2_p = 0.036$ ). En la comparación intra-grupo, se encontraron diferencias significativas ( $F_{[1.33]} = 4.34$ ,  $\rho = 0.045$ ,  $\eta^2_p = 0.078$ ). Se encontraron diferencias significativas entre las posibles comparaciones entre-grupos ( $MD_{diatermiavsDiatermiapost15} = 0.039$ ; 95%CI [0.009-0.070];  $p = 0.003$ ); ( $MD_{diatermiapost15vsDiatermiapost30} = 0.059$ ; 95%CI [0.014-0.103];  $p = 0.003$ ). En el resto de comparaciones no se obtuvieron valores significativos.

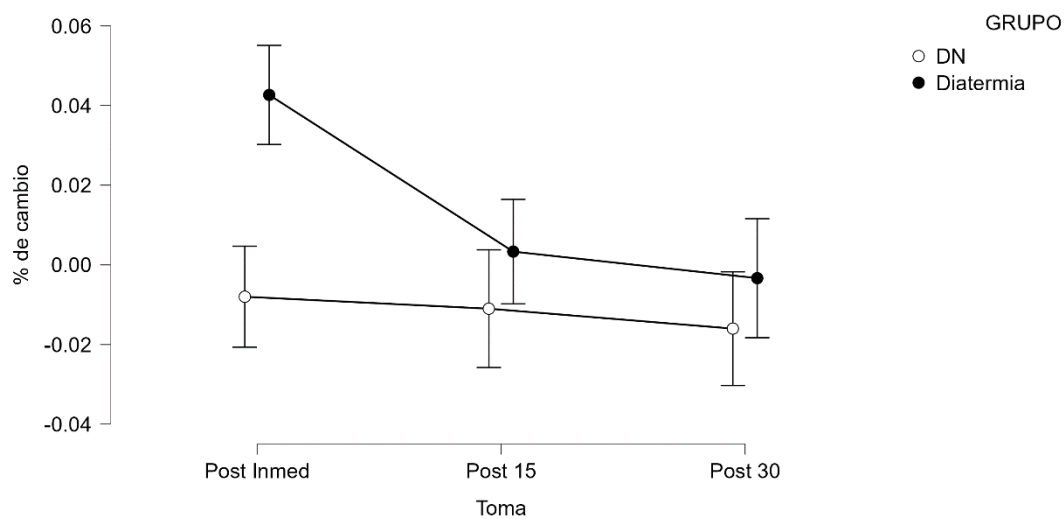


Gráfico 7. Representa efecto principal de toma en los valores Termografía entre el grupo punción y el grupo Diatermia

### **5.3.2. Análisis de la comparación entre el grupo Diatermia y No intervención**

Las principales variables de medición y resultado fueron la escala analógica visual (VAS) para determinar la analgesia, la medición del rango articular (ROM) para determinar el rango de dorsiflexión de tobillo y las temperaturas mínimas, medias y máximas (TMIN, TMED, TMAX) a través de la termografía en la región específica de protocolo de actuación.

Considerando la variable o valor de dolor (es decir, hiperalgesia), el ANOVA factorial mixto mostro diferencias estadísticamente significativas en el efecto principal de Toma ( $F [3,90] = 9.64, \rho = 0.001, \eta^2 = 0.24$ ), no mostrando diferencias significativas en comparación con Grupo x Toma ( $F [3,90] = 0.73, \rho = 0.539, \eta^2 = 0.02$ ). En la comparación intra-grupo, el grupo Diatermia mostro diferencias en la comparación de la toma post-inmediata vs pre-intervención ( $DM = 1,75, \rho = 0,003$ ) y toma post-15 minutos vs pre-intervención (diferencia media;  $DM = 1,56, \rho = 0,005$ ). En relación al Grupo Control, el post hoc de Bonferroni mostro diferencias estadísticamente significativas en la comparación de la toma post-inmediato vs pre-intervención ( $DM = 1.29, \rho = 0.046$ ). No se encontraron diferencias significativas entre ninguna de las posibles comparaciones entre-grupos ( $\rho > 0.005$ ).

En relación al ROM de tobillo, RM ANCOVA no mostro diferencias estadísticamente significativas ( $F [1,68, 53,64] = 0,02, \rho = 0,980, \eta^2 \rho = 0,001$ ) en el efecto principal de la variable toma (es decir, post inmediato, post 15 y post 30 minutos). Una vez transformadas las puntuaciones de la variable toma con respecto a los valores de la pre-intervención, el modelo se corrigió a  $F [1,68, 53,64] = 2,91, p = 0,072, 2 p = 0,08$ , sin

obtener en ningún caso diferencias estadísticamente significativas. En el gráfico 8 se resumen las diferencias medias de cada una de las condiciones.

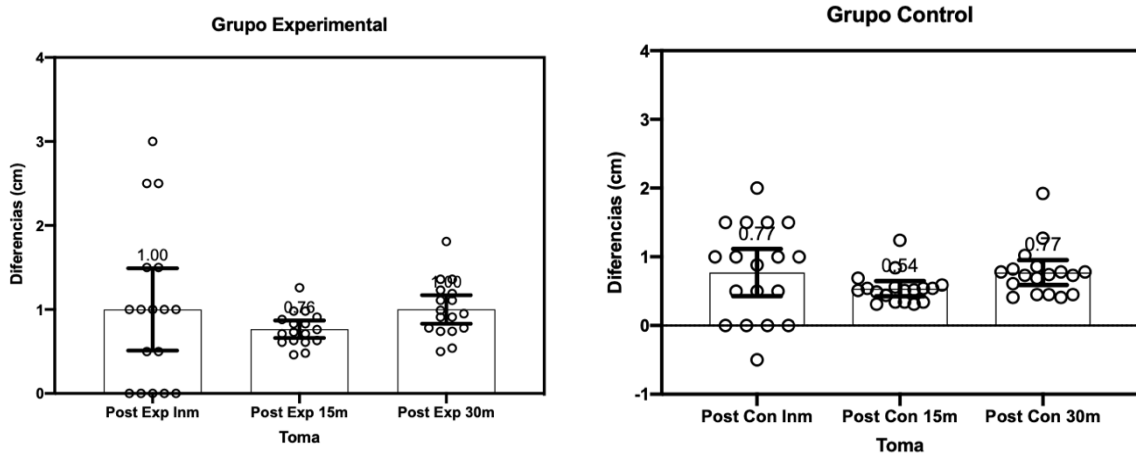


Gráfico 8. Diferencias en la movilidad de tobillo (en cm) en cada una de las condiciones de intervención.

En el gráfico 8 se pueden observar los valores de la diferencia entre las condiciones obtenidos por cada sujeto (círculos), tanto en la condición experimental como en la condición control. Las barras representan el valor medio, mientras que los bigotes representan el 95% del intervalo de confianza. En el borde superior del IC se representa el valor medio de cada condición.

El análisis post Hoc de Bonferroni mostró que no existieron diferencias estadísticamente significativas en la comparación de la variable grupos (e.g., GE= 9.36 cm vs. GC= 9.10 cm,  $p = 0.213$ ). Sin embargo, diferencias estadísticamente fueron encontradas en la comparación del efecto principal de la variable toma (diferencia de medias Inmediato vs. 30 min [ $DM_{inmvs.30m} = -0.413$  cm,  $p = 0.001$ ]) y post 15 min vs. 30 min ( $DM_{post15vs.post30} = -0.236$  cm,  $p = 0.040$ ).

Por otro lado, en el efecto de la interacción *Grupo x Toma* no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ( $F_{[2, 64]} = 0.16$ ,  $p = 0.814$ ,  $\eta^2_p = 0.005$ ). El post hoc de Bonferroni no mostró diferencias estadísticamente significativas para ninguna de las comparaciones (i.e., medición post inmediata [GC= 8.93 cm vs. GE= 9.13 cm,  $p = 0.348$ ], medición post 15 min [GC= 9.08 cm vs. GE= 9.34 cm,  $p = 0.202$ ] y medición post 30 min [GC= 9.29 cm vs. GE= 9.59 cm,  $p = 0.263$ ]). En el gráfico 9 se muestra el tamaño del efecto para cada una de las comparaciones entre grupo control vs. grupo experimental.

En relación a la temperatura muscular el ANOVA factorial mixto mostró diferencias significativas en el efecto principal de *Grupo* ( $F_{[1, 62]} = 4.60$ ,  $p = 0.040$ ,  $\eta^2_p = 0.13$ ) y en la interacción *grupo x toma* ( $F_{[3, 186]} = 7.08$ ,  $p = 0.001$ ,  $\eta^2_p = 0.19$ ). El post Hoc de Bonferroni mostró diferencias estadísticamente significativas entre grupo diatermia vs. grupo control (DM = 0.44 °C,  $p = 0.040$ , IC<sub>95%</sub> = 0.02, 0.85). En el gráfico 10 se resumen las diferencias intra e inter-grupo. En el gráfico 11 podemos observar diferentes capturas pre, post intervención de un sujeto.

En el siguiente gráfico 10 podemos observar el valor medio y mínimos y máximos de la temperatura muscular (°C) en ambos grupos de intervención en relación a las mediciones realizadas (i.e., Pre, post inmediato, post 15 min y post 30 min). Nota: \* diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) en comparación con la serie pre en el grupo diatermia. # diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) en comparación con la serie pre en el grupo control. & diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) en comparación grupo control y grupo diatermia. Las líneas representan el valor medio y los intervalos de confianza al 95%.

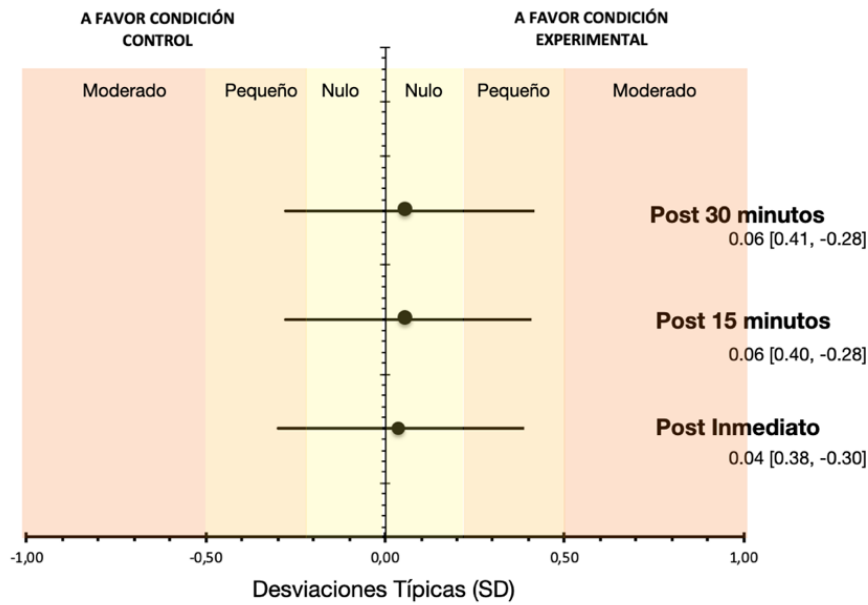


Gráfico 9. Tamaño del efecto (TE) en cada una de las comparaciones de la variable toma (i.e., post inmediato, post 15 minutos y post 30 minutos).

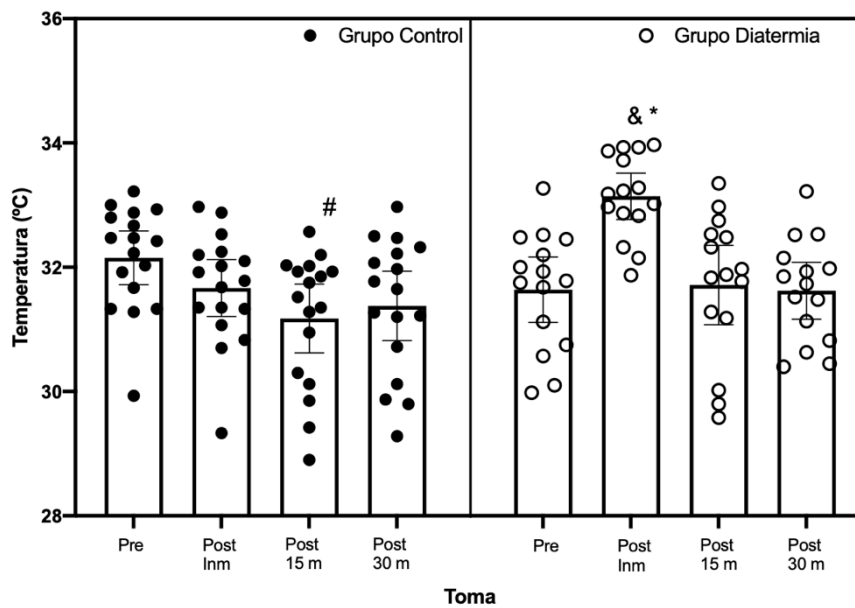


Gráfico 10.. Valor medio y mínimos y máximos de la temperatura muscular (°C) en ambos grupos de intervención en relación a las mediciones realizadas.

En el gráfico 11 podemos observar el valor medio y mínimos y máximos de la hiperalgesia (escala EVA) en ambos grupos de intervención en relación a las mediciones realizadas (i.e., Pre, post inmediato, post 15 min y post 30 min). Nota: \* diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) en comparación con la serie pre en el grupo control. & diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) en comparación con la serie pre en el grupo diatermia. Las líneas representan el valor medio y los intervalos de confianza al 95%.

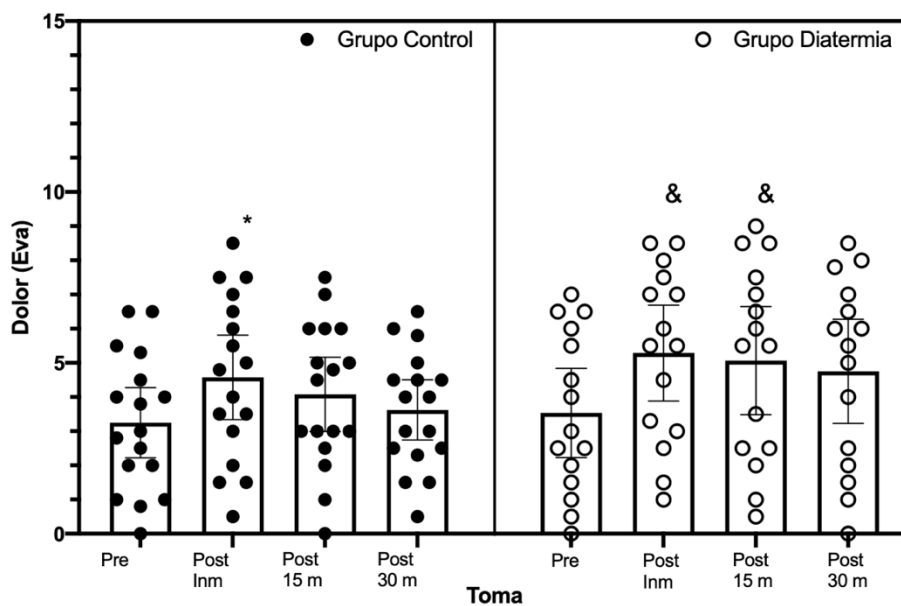


Gráfico 11. Valor medio y mínimos y máximos de la hiperalgesia (escala EVA) en ambos grupos de intervención en relación a las mediciones realizadas.

## **CAPITULO 6. Discusión**

---



## 6. DISCUSIÓN

### 6.1. EFECTO DE LA DIATERMIA Y LA PUNCIÓN SECA EL PUNTO GATILLO LATENTE DEL SÍNDROME DEL DOLOR MIOFASCIAL

Actualmente el uso de la PS y la diatermia es elevado, a pesar de que la PS es una técnica invasiva, continúa siendo un tratamiento de elección en patología musculoesquelética por muchos fisioterapeutas. Existen estudios previos que demuestran la efectividad de la punción seca como tratamiento del SDM y de los MTrPs, específicamente en el gastrocnemio medial<sup>74,182</sup>. Específicamente la PS es eficaz en MTrPs latentes, pero, su eficacia aumenta si se combina con una recuperación con bajas progresiones a altas velocidades<sup>74</sup>. Es importante la utilización de diferentes técnicas fisioterápicas para minimizar los síntomas en los MTrPS latentes y reducir las alteraciones de las funciones musculares.

En la revisión de la literatura se encontró, un aumento de la actividad electromiográfica en músculos agonistas y sinergistas en sujetos sanos con MTrPS latentes tras la aplicación de la punción seca. Además de estos hallazgos se encontró que la presencia de PGM latentes contribuyen al aumento de la fatiga muscular y sobrecarga de las unidades motoras cercanas a estas estructuras<sup>74,183,184</sup>. Aunque los resultados obtenidos por Gerwin et al. en su estudio afirman que la estimulación de un MTrP latente, dolor referido y a diferencia que los PGM activos<sup>185</sup>.

Según el análisis estadístico y en relación a los objetivos planteados anteriormente no existen diferencias significativas en el ROM de tobillo entre el grupo diatermia y el grupo punción seca. En base a estos resultados y tras no haber encontrado diferencias significativas entre ambas técnicas en la variable ROM de tobillo, se establece que las

dos producen el mismo efecto. Diversas revisiones sistemáticas sugieren que la PS es una técnica efectiva para reducir la espasticidad e incrementar el ROM<sup>186</sup>. Por el contrario, se observa literatura que describe que la PS no influye notablemente en el ROM, ni en las medidas de evaluación funcional<sup>187</sup>. Benito de Pedro et al, en su estudio sobre la efectividad de la PS vs la compresión isquémica en MTrPs latentes en el tríceps sural, obtiene que no existen diferencias significativas en el ROM de tobillo de forma estática y dinámica tras el tratamiento<sup>188</sup>, resultados que corresponden con otras investigaciones<sup>187</sup>. Respecto al uso de la diatermia como tratamiento ningún estudio hace referencia a la flexión de la articulación tibeo-peroneo-astragalina para aumentar el ROM, específicamente, se han encontrado resultados valorados en la capsulitis adhesiva de hombro<sup>189</sup>. Otros autores también hacen referencia al tratamiento con diatermia para el aumento del ROM, en este caso, en la articulación de rodilla y reduciendo la fibrosis muscular<sup>190</sup>. Y para finalizar Yilmaz et al encontró que el uso de la diatermia es más efectivo que el tratamiento simulado en pacientes diagnosticados del síndrome subacromial<sup>191</sup>.

El LTBP, consigue detectar déficits en el ROM de tobillo que pueden identificarse como problemas de inestabilidad del mismo<sup>131</sup>. Este método es económico, se puede utilizar en una variedad de entornos, y no requiere la competencia técnica asociada al goniómetro o inclinómetro<sup>130</sup>. Se ha cuestionado la hipótesis de que el método de la cinta métrica es más sensible al cambio en comparación a la medición de los grados de movimiento<sup>126</sup>. El LTBP está considerado válido por las organizaciones médicas americanas de más calibre<sup>132</sup>. Los estudios determinan que los datos que se obtienen en este test tienen una correlación relevante con los niveles estándar del ROM en DF<sup>131</sup>. Las pruebas de medición de DF en bipedestación han cogido más peso actualmente. Esto es debido a que al realizar la medición en BP consiguen medir la DF de una forma más

eficiente y real en el tobillo. En cambio, la medición por parte del profesional de la DF en descarga, consigue medir únicamente la articulación tibioastragalina de forma aislada y con la fuerza aplicada por el terapeuta<sup>192</sup>. Se puede decir entonces, que esta prueba es clínicamente más relevante, ya que refleja de manera la precisa la carga durante la marcha y la posición de pie de una persona durante la carga<sup>126,192</sup>. Se ha demostrado que tiene niveles altos intra e interobservador con estudios que demuestren una correlación intraclase de entre el 0.82 y 0.97 para la fiabilidad del interobservador y entre 0.88 y 0.97 para la fiabilidad intraobservador<sup>126,192</sup>.

Tras analizar los datos sobre termografía y valorando temperaturas máximas y mínimas absolutas, da como resultado, que existen diferencias significativas en temperatura entre los efectos producidos entre la punción seca y la diatermia. Cabe destacar que los efectos básicamente se encuentran en la toma POST INM, a pesar de que en las tomas POST 15 siguen existiendo diferencias significativas, pero en la POST 30 van disminuyendo y ya se convierten en diferencias no significativas en esta última toma.

Nuestros resultados no indicaron un aumento de la temperatura tras la aplicación de la PS. Estos resultados del aumento de temperatura en los MTrPs tras la aplicación de PS, son contrarios al estudio de Kubo et al, donde encontraron que la PS, provocó un aumento del flujo sanguíneo en el sitio o foco de la punción, durante los primeros 30 minutos tras su aplicación<sup>86</sup>. Del mismo modo que el autor anterior Sato et al, justificó que la liberación de sustancias vasoactivas, como el péptido relacionado con el gen de la calcitonina y sustancia P, puede producir una vasodilatación de vasos pequeños y aumentan el flujo sanguíneo<sup>193</sup>. Los cambios en bandas tensas musculares pueden también manifestarse por la reducción de la temperatura, debido a la reducción del flujo sanguíneo. Teniendo en cuenta lo anterior, la TI, puede ser útil según Holey et al<sup>138,194</sup>, ya que la TI se basa en la emisión de RI por cuerpos por encima del valor absoluto temperatura cero,

proporcionando una imagen de la distribución de la temperatura en la piel del cuerpo, condicionada por la microcirculación de las diversas actividades<sup>138,194</sup>. Esto es posible por la piel, el órgano más grande del cuerpo humano, es una interfaz dinámica entre el medio ambiente y el cuerpo, siendo uno de los factores claves en la termorregulación del cuerpo humano, de hecho, la piel tiene una emisividad de 0.98, que es casi igual a un cuerpo negro radiador, y los cambios de temperatura que suceden en la superficie de la piel pueden, ser claramente detectados por técnicas de imagen térmica<sup>138</sup>.

La actividad muscular se expresa mediante un aumento en la actividad metabólica muscular y, en consecuencia, en metabolismo-microcirculación dinámica (en forma de vasodilatación, hiperperfusión e hipervascularización) y flujo sanguíneo muscular<sup>138</sup>. Los estudios han demostrado que las personas con un dolor cervical crónico, presentan alteraciones en la musculatura del trapecio a nivel metabólico, muscular y electromiográfico<sup>138,195</sup>. La mayoría de los pacientes con SDM presenta signos clínicos como la presencia de MTrPs, fatiga y dolor; sin embargo, la mayoría de los diagnósticos en estos pacientes se realiza a través de Rayos X o resonancia magnética<sup>138,196</sup>.

Se ha podido demostrar que la TIR pueden detectar hallazgos como la presencia de MTrPs, y estas son algunas de las razones por la que muchos autores apoyan su utilidad. Este tipo de anomalías aparecen como puntos hipertérmicos o calientes en áreas de heterogeneidad en la imagen termografica<sup>138,197</sup>. Por otro lado, el descenso térmico evaluado a través de la termografía puede conducir a otros diagnósticos, como por ejemplo el fenómeno de Raynaud o la isquemia de un dedo<sup>138,169,198</sup>. Habitualmente una de las circunstancias más comunes para controlar temperatura corporal, es detectar desviaciones fuera de lo normal, es decir, en valores de temperatura indicativa de fiebre, hipertermia o hipotermia (por debajo del valor medio de temperatura). La hipotermia es

más común por exposición a temperaturas bajas, tras anestesia o presencia de una sepsis o una infección grave<sup>136,199</sup>.

Además de esto, tanto los Rayos X como la RM son costosos y requieren mucho tiempo para la población general. El TIR es un método no invasivo, indoloro y económico, que no requiere incluso contacto con la región a valorar<sup>138,194</sup>. Existe una necesidad por estandarizar y asegurar la calidad de adquisición de imágenes térmicas, con el fin de evitar sesgos y mejorar la calidad de los datos, esto ha llevado a varias organizaciones a publicar protocolos y pautas de control de calidad<sup>138,194</sup>.

Podemos identificar que la captación de datos fue la correcta ya que seguimos una lista de verificación de 15 ítems, que se titula “Thermographic Imaging in Sports and Exercise Medicine (TISEM)” que fue creada para estandarizar la recopilación y análisis de datos de la temperatura de la piel usando una lista de verificación. Esta no está limitada únicamente a la parte deportiva o a la medicina, también puede ser usada como guía práctica para guiar a los profesionales en el uso de esta técnica<sup>138,200</sup>. Es necesario establecer la posible asociación entre la temperatura de la piel y las principales complicaciones médicas en pacientes con dolor o patologías específicas.

Posteriormente al análisis de los resultados de la algometría por presión, se puede afirmar que existen diferencias estadísticamente significativas entre el grupo punción y el grupo diatermia, siendo a favor del segundo. El grupo diatermia presentó un aumento del umbral del dolor por presión posterior a la intervención. Esta diferencia significativa se generó en la diatermia en la toma post inmediata y en la post 15. Por el contrario, el grupo punción, los sujetos en este grupo de intervención pudieron soportar menor presión tras el tratamiento. Una hipótesis a este dato es el dolor post punción, la literatura refleja

que existe un dolor post punción que puede hacer aumentar la hiperalgesia tras tratamiento<sup>201-203</sup>.

Se ha demostrado que el procedimiento de PS en MTrPs está asociado a dolor post punción, se considera que es una consecuencia del daño neuromuscular y la reacción hemorrágica e inflamatoria que genera la aguja. El dolor post punción es un efecto muy habitual tras la punción seca profunda, y puede durar menos de 72h. Los pacientes que generan niveles más altos post punción, pueden disminuir la eficacia al tratamiento<sup>203</sup>. Por otro lado, se encontraron estudios previos donde se pudo observar que el tratamiento mediante PS mejora los niveles de hiperalgesia, medidos través de la algometría<sup>182,204</sup>. Existe una relación del aumento del EVA tras la técnica de PS, tras el edema intramuscular producido por dicha técnica invasiva, y es por esto, que se asocia el dolor agudo posterior a la PS<sup>97</sup>. El edema intramuscular produce un aumento temporal del tono muscular tras la PS<sup>81</sup> sin la existencia de daño muscular.

De acuerdo con los resultados obtenidos, la diatermia consigue tras su aplicación reducir los umbrales PPTs<sup>205</sup>. Otros autores coinciden con que la diatermia reduce el EVA tras su uso en patologías musculoesqueléticas<sup>2,108</sup>. Karasel et al, en su estudio evaluó el efecto de la diatermia en comparación al ejercicio terapéutico para reducir el dolor crónico lumbar, obteniendo mejoras en el EVA tras la aplicación de diatermia<sup>206</sup>. Pero los PPTs evaluados en un área de dolor localizada pueden reflejar hiperalgesia localizada, mientras que los PPTs evaluados en aéreas remotas a la región dolorosa reflejan hiperalgesia generalizada<sup>133</sup> es decir la algometría sirve para evaluar de manera indirecta pero objetiva una dimensión del proceso doloroso. Los puntos de corte normativos hacen referencia a los valores correspondientes a los percentiles 10 y 25 de la media en poblaciones sin dolor como el valor límite inferior de PPT para ser considerado como hipersensible, y los percentiles 75 y 90 como el límite superior de PPT para ser considerados como

hiposensible<sup>133</sup>. Para el diagnóstico del SDM, es importante medir o cuantificar la sensibilidad muscular. La sensibilidad convencionalmente se ha medurado mediante la presión o activación de los grupos musculares. Los algómetros por presión están diseñados para poder medir el umbral de dolor por presión profunda o resistencia a la sensibilidad<sup>207</sup>.

Los algómetros por presión son ventajosos para cuantificar y actualmente se utilizan ampliamente en la práctica clínica. Se establecieron estándares para los umbrales por presión en pacientes con SDM<sup>207</sup>. Por ejemplo, se consideró que el PPT de un paciente era anormal cuando al ser evaluado en una región determinada, era al menos 2Kg/cm<sup>2</sup> más bajo que el del lugar opuesto, o más bajo que el valor normal, o bien, superior a 3Kg/cm<sup>2</sup><sup>207</sup>. En los últimos años estos se han convertido en el estándar y actualmente se están desarrollando algómetros controlados a través de un ordenador<sup>207</sup>. Los tratamientos a través de la inhibición por presión en MTrP latentes, medidos a través de la algometría producen cambios significativos. Siempre que su aplicación sea próxima al punto, no más de 2.5 cm del MTrP latente<sup>12</sup>.

Según Gattie et al, en su estudio sobre la eficacia de la PS en patología musculoesquelética, afirma que la aplicación de la PS consigue reducir el dolor respecto al no tratamiento o grupo control<sup>91</sup>. Cuando la PS es comparada con otros tratamientos, principalmente técnicas de terapia manual, la evidencia es moderada en relación a eficacia para reducir el dolor, ni en efectos funcionales<sup>91</sup>.

Los resultados de la algometría pueden variar dependiendo de factores tales como el sexo, personal de investigación y aparatología<sup>207</sup>. Numerosos estudios han informado que el umbral de PPT es más bajo en mujeres que en hombres. La fiabilidad de los PPT según los evaluadores o las frecuencias de medición es relativamente alta<sup>207</sup>. De acuerdo a los

estudios publicados por Chung et al y Chesterton et al<sup>208</sup>, se reportaron altos coeficientes intraclase de 0.9 a 0.95, lo que implica una fiabilidad muy alta. Los errores resultantes de los dispositivos de medición utilizados no fueron significativos<sup>207,209</sup>. Es importante el intentar disminuir la existencia de MTrPs latentes en el tríceps sural, por su asociación a una futura disfunción muscular<sup>210</sup>. Además, el tratar estos MTrPs latentes en el gastrocnemio y soleo, pueden reducir dolores asociados, por ejemplo, el dolor de fascitis plantar<sup>211</sup> y podría ser considerado un tratamiento de elección de patologías relacionadas con el “heel pain” o dolor referido en la zona del talón.

Dentro del conocimiento de la literatura, este es el primer estudio que se valora la técnica de PS en comparación a otra técnica no invasiva. Es decir, evaluar el efecto fisiológico propio de la diatermia y mecánico más propio de la punción seca se considera que el presente estudio puede generar evidencia sobre las diferentes técnicas dentro de la fisioterapia.

### **6.2. COMPARACIÓN DE LA DIATERMIA Y EL GRUPO CONTROL**

Teniendo en cuenta la popularidad que tiene hoy en día la fisioterapia y todas sus aplicaciones y unido a los casi 100 años de uso de las diversa técnicas o modalidades de fisioterapia, aún existen dudas sobre la idoneidad de las algunas terapias conservadoras según la patología. En este sentido, aunque es posible encontrar revisiones en la literatura, que han señalado algunas formas de tratamiento para los MTrPs latentes, y del GM<sup>81,89</sup>, unido a la presencia de los MTrPs latentes en la población, no existen evidencias claras sobre qué tratamientos son los más idóneos para tratarlos<sup>12,196</sup>. Sin embargo, hay que tener en cuenta que, a día de hoy, no es posible afirmar que, en la literatura científica actual, no existen estudios previos que midan o demuestren la efectividad del uso de la diatermia como tratamiento para MTrPs latentes. En lo que se refiere el uso de esta técnica y su

eficacia en el tratamiento del dolor existen varios artículos que hacen referencia de su eficacia en el tratamiento del dolor cervical<sup>118</sup>, pacientes con patología de hombro secundario al síndrome de impingment<sup>117</sup>, dolor asociado a la tendinopatía de inserción<sup>170</sup> y dolor de rodilla consecuente a la osteoartritis<sup>108</sup>. Sobre este tema cabe destacar la aportación de nuestro estudio, que, a través de la intervención planteada, conseguimos demostrar la disminución del dolor.

En este contexto se sitúa la presente investigación, cuyo objetivo principal fue analizar el efecto de la diatermia sobre los MTrPs latentes y qué variaciones existen a través de la termografía, el ROM de DF de tobillo, EVA en jugadores de baloncesto a nivel profesional. Más concretamente, dicha investigación, a través de una intervención, consigue disminuir el dolor tras la aplicación de la diatermia en el GM. Así, las pruebas realizadas en nuestro estudio concuerdan con otros datos de la literatura para valorar MTrPs, donde utilizan la termografía<sup>50,212-214</sup> o la algometría de presión<sup>215</sup>, entre otras. Por el contrario, se apreció que el grupo control también sufrió una mejora del ROM y una disminución del EVA. En este sentido, a pesar de las diferencias estadísticamente significativas en el dolor indicadas por el grupo experimental, los resultados deben interpretarse con precaución debido a la muestra recogida y al hecho de que no existen diferencias entre grupos. Así, estos hallazgos están en la línea con lo presentado anteriormente<sup>108,117,118</sup>, añadiendo que el grupo control, que fue tratado con terapia simulada, también obtuvo mejoras considerables.

En esta línea, los resultados del estudio mostraron un aumento significativo de la temperatura absoluta en el grupo experimental de diatermia, sin diferencias significativas dentro del mismo y entre grupos en el resto de los parámetros. Se demostró un aumento del dolor (EVA) en el grupo diatermia, que describe un aumento de la sensibilidad en los MTrPs tras la aplicación de esta técnica.

Por otra parte, existen estudios, como el que describe Mayoral del Moral et al; donde se compararon varias tecnologías para evaluar los puntos gatillo, las cuales incluyeron la ecografía, la electromiografía, la termografía infrarroja y la resonancia magnética. Dicho estudio concluyó que la ecografía y la electromiografía resultaron ser las modalidades de diagnóstico más prometedoras<sup>155</sup>.

De esta forma, solo algunos estudios han analizado los efectos de la diatermia aplicada en los MTrPs latentes del GM en jugadores de baloncesto en la variable EVA. Sin embargo, la presente investigación ofrece el primer estudio que evalúa los efectos de la diatermia sobre termografía, hiperalgesia y ROM de DF de tobillo. En general, es posible afirmar que la diatermia consigue producir un efecto térmico, asumido como el efecto biológico relacionado con la hipertermia<sup>117</sup>. En este sentido, los resultados obtenidos en esta investigación son similares a estudios previos en cuanto a la temperatura tras la aplicación de la técnica<sup>216</sup>. Por ejemplo, en el estudio de Benito et al<sup>188</sup>, no se encontraron diferencias significativas entre los grupos en la temperatura de la piel evaluada por termografía, como es el caso del presente estudio. Este hecho puede justificarse por el efecto de la interacción de las corrientes de radiofrecuencia con las estructuras biológicas que produce un aumento de la temperatura endógena<sup>217</sup>. Adicionalmente, en esta investigación se evidenciaron cambios en la zona neuromuscular correspondiente a los MTrPs latentes. Este hecho es comparable a estudios evaluados anteriormente, en cuyas conclusiones se había establecido que los tratamientos de alta intensidad aumentaban la temperatura y, de una forma considerable, la vascularización sanguínea en el tendón de Aquiles<sup>218</sup>.

Por el contrario, otras investigaciones no encontraron cambios significativos cuando se aplicó la diatermia sobre otras regiones anatómicas. En este caso, esta técnica no alteró la circulación en la región peritendinosa del tendón de Aquiles<sup>219</sup>. Además, el presente

estudio identificó que, después de 15 minutos tras la aplicación, hubo una caída de 1.5° desde el pico máximo de temperatura absoluta. En este sentido, según el estudio sobre los efectos termofisiológicos de la piel de Kumara y Watson, tras la aplicación de la diatermia, comparado con la terapia de onda corta pulsada, esta segunda obtuvo mejores resultados que el grupo diatermia<sup>152</sup>. En general, estos hallazgos son consistentes con los obtenidos en la presente investigación, en la que, después de la aplicación de la diatermia, la temperatura se elevó inmediatamente en 1.5 puntos para generar cambios y mejoras en los tejidos, que fueron medidos por el impacto de las células precursoras piogénicas<sup>176</sup>. Finalmente comentar que dicho aumento de la temperatura inmediatamente después de la intervención, se ha estudiado y evaluado en relación con los efectos clínicos del dolor braquiorradial<sup>220</sup>, habiéndose generado también una diferencia significativa 15 minutos después de la intervención.

Por otra parte, en cuanto a la movilidad de tobillo, no se identificó ninguna mejoría significativa, lo que contrasta con investigaciones anteriores, ya que los MTrPs pueden afectar negativamente a los efectos clínicos sobre el ROM restringido<sup>221</sup>. Cabe comentar que la disminución de la DF del ROM de tobillo en carga, ha sido identificada como un factor de riesgo modificable en lesiones de miembro inferior en descarga. Así, en una evaluación hecha con reclutas militares<sup>222</sup>, un ROM de 34° de media se asoció a 2.5 de probabilidad de lesión. Según Howe et al., los jugadores de baloncesto juvenil de élite con valores de ROM de tobillo menores de 36.5, poseen un riesgo comprendido entre el 18.5% y el 29.4% de desarrollar tendinopatía rotuliana en el siguiente año. Este riesgo aumenta entre un 1.8% y un 2.1% en valores con ROM mayores de 36.5° de DF. Es posible establecer, por tanto, que las restricciones en el ROM de DF en descarga, pueden aumentar el riesgo de lesión a través de las diferentes compensaciones mecánicas durante las actividades deportivas<sup>222</sup>.

En esta línea, Hong-You et al. afirmaron que el ROM articular restringido se observa comúnmente en personas sanas cuando hay MTrPs latentes<sup>184</sup>, porque pueden producir una serie de trastornos neuromusculares tales como una contracción muscular ineficaz<sup>223</sup>. Además, las restricciones de DF de tobillo se han identificado como consecuencia de una lesión del complejo de retropié, y pueden sugerir que estas suceden como respuesta a la demanda impuesta al complejo de tobillo<sup>222</sup>. Ejemplificando el trabajo de Howe L et al, las asimetrías en el ROM de DF de tobillo están correlacionadas directamente con los déficits en el rendimiento y explícitamente en los cambios de dirección<sup>222</sup>.

En cuanto a las investigaciones más recientes sobre LTBP, muestran cierta controversia en la evidencia de la asimetría entre extremidades. Aunque existen otros autores que no diferencian, en personas sanas, entre izquierda y derecha en el LTBP. Así, algunos trabajos científicos de la bibliografía establecen que puede existir una asimetría hasta 1.5cm entre extremidades<sup>222</sup>. La evidencia actual describe un incremento de la elasticidad de los tejidos tras la aplicación de la diatermia<sup>216</sup>. Esta mayor flexibilidad de los tejidos, no se evidenció en el presente trabajo, en las mediciones del ROM de DF de tobillo. Sin duda, cabe destacar la importancia de la presencia de los MTrPs latentes como posible disfunción<sup>174</sup>.

En contraste, un estudio estableció una asociación positiva entre la temperatura de la piel y el ROM derivado del síndrome del dolor miofascial<sup>224</sup>. En consecuencia, la evaluación de la DF en nuestro estudio se justificó mediante la prueba del LT en bipedestación. Por otro lado, Park KD et al, realizaron un ensayo clínico para comparar las terapias de ondas de choque de alta y baja frecuencia en pacientes con un punto gatillo, disminuyendo el dolor tras tratamiento en ambos tipos y obteniendo mejoras a nivel de ROM en las de alta frecuencia y concluyendo que estas pueden resultar beneficiosas para pacientes con síndrome del dolor miofascial<sup>225</sup>.

Se ha demostrado que diversos tratamientos dirigidos al tratamiento de los MTrPs mejoran los resultados clínicos, incluida la mejora de fuerza muscular, el ROM y la reducción de dolor<sup>226</sup>. Por ejemplo, el ROM mejora después de la aplicación de otras terapias utilizadas para el tratamiento de los MTrPs, como es la punción seca<sup>226</sup>. En este sentido, se ha sugerido que la opresión del GM es una de las causas más comunes de la restricción del ROM de DF de tobillo. Así, el estudio de Chan et al., fue el primer estudio para evaluar la rigidez del GM en la población general y ver las consecuencias derivadas. Dichos autores demostraron que la rigidez del GM puede estar asociada a muchas patologías tales como el dolor de espalda, la fascitis plantar, la tendinopatía aquilea o el hallux valgus, así como dolor referido en la parte anterior de la rodilla<sup>192</sup>. Por otra parte, Grieve et al. consiguieron una mejora de 5° de DF de tobillo después de realizar tratamiento de los MTrPs activos y latentes en el músculo sóleo<sup>33</sup>. Por tanto, es posible afirmar que la aplicación única de la diatermia en un MTrPs latente del GM no produce cambios en el ROM cuando se mide a través del LT en bipedestación.

Finalmente comentar que Draper et al. comunicaron que la combinación de la diatermia y la movilización articular se considera un tratamiento eficaz para recuperar el ROM articular en la extensión de codo en pacientes posquirúrgicos<sup>227</sup>. Como conclusión del ROM es posible afirmar que, en la presente investigación no se han observado variaciones importantes en el ROM, lo cual contrasta con otros estudios que utilizaron la misma técnica de tratamiento, los cuales sí presentaron un aumento del ROM en alguno de los parámetros evaluados, tales como en la rotación derecha de la columna cervical<sup>176</sup>. Sin embargo, cabe señalar que en este estudio se trataba de efectos crónicos, no agudos, como los que fueron en esta investigación, ya que se obtuvieron tras ocho sesiones.

Por otra parte, en cuanto al dolor, no se identificaron cambios en el dolor evaluado a través del EVA. Este resultado está en línea con el estudio de Alguacil et al., que no

encontró diferencias significativas entre el grupo control y el Sham después del tratamiento con diatermia<sup>176</sup>. Estos resultados tienen su contraste con los de otros autores que observaron que la diatermia es capaz de acelerar la recuperación de la fatiga en los corredores<sup>154</sup>. Además, Paulocci et al., describió que la diatermia puede reducir el dolor y mejorar la calidad de vida<sup>216</sup>. En este contexto, la valoración de la medición del EVS utilizada en esta investigación se justifica a través de la algometría de la sensibilidad del nódulo palpable en el MTrPs latente. Una ventaja de la diatermia fue el escaso incremento de dolor en comparación otras técnicas empleadas habitualmente en fisioterapia., aunque se notó un aumento de la hiperalgesia en la medición post-inmediata. Algunos posibles factores que pueden explicar la reducción de la hiperalgesia en el EVA treinta minutos después del tratamiento que se pueden encontrar, son la evolución natural de la enfermedad<sup>228</sup>, la percepción del dolor propia de cada sujeto, y cómo se desarrolla en el tiempo<sup>228,229</sup> y los mecanismos fisiológicos activos que se originan en los procesos psicológicos (efecto placebo)<sup>229</sup>. Estos factores también pueden explicar por qué hubo pequeñas diferencias entre los dos grupos. Sin embargo, se observó una disminución del 10% en la hiperalgesia mecánica cuando se estimuló con el tratamiento, 30 minutos después de la intervención (P30).

Contrariamente con los resultados de la presente investigación, otros tratamientos similares fueron efectivos para reducir la hiperalgesia mecánica en comparación con el grupo control. La principal diferencia fue la técnica aplicada en MTrPs activos en lugar de latentes<sup>114</sup>. A pesar de esta diferencia clínica, se puede encontrar un aumento de la presión de hiperalgesia generalizada en participantes asintomáticos con MTrPs latentes<sup>230</sup>, y su tratamiento puede reducir la hiperalgesia de los MTrPs latentes. Cabe señalar que investigaciones anteriores refieren que, tras la aplicación de inhibición por presión en MTrPs latentes, aumenta el dolor post tratamiento<sup>172,231</sup>.

Así, los hallazgos de esta investigación son consistentes en relación a otras investigaciones previas, donde se determinan los efectos agudos de ciertas terapias sobre la rigidez de los tejidos que, tras su aplicación, aumentan el dolor en medición por algometría de manera aguda<sup>232</sup>. Sin embargo, ninguna investigación previa aplicó múltiples tratamientos dentro de una semana con el tiempo total de tratamiento, para observar y determinar si el dolor medido por algometría seguía aumentando<sup>12</sup>. Además, estudios previos han demostrado que el tratamiento de inhibición de la presión redujo el dolor en los MTrPs en el trapecio superior<sup>223</sup>, lo cual contrasta con los resultados obtenidos en esta Tesis, en la que se observó hiperalgesia inmediatamente después de la intervención, la cual se logró normalizar a los 30 minutos tras la intervención. Por lo tanto, es posible afirmar que la diatermia produce hiperalgesia inmediata pero momentánea.

Extrapolando los efectos de la diatermia en pacientes diagnosticados de diversas patologías, la literatura científica muestra que esta terapia sería útil para reducir el dolor en pacientes con artrosis<sup>233</sup>. Por ejemplo, Coccetta et al. demostraron que la diatermia reduce el dolor y mejora la calidad de vida en pacientes sintomáticos con clínica articular degenerativa. Estos autores midieron el EVA en pacientes con osteoartritis de rodilla tras dos semanas de programa con diatermia, reduciendo el dolor significativamente<sup>108</sup>. Otro ejemplo significativo es el estudio de Notarnicola et al., quienes observaron una diferencia significativa del uso de la diatermia con sujetos con dolor lumbar, mayor que el grupo que se le aplicó terapia a través del láser, pero sin cambios significativos entre grupos<sup>4</sup>. En otro estudio importante, Osti R et al., realizaron la misma comparación y obtuvieron mejorías en el EVA tras la aplicación de diatermia en ocho semanas de tratamiento<sup>234</sup>.

Por tanto, es posible afirmar que la reducción del dolor es uno de los efectos principales de la diatermia, aunque se precisa de nuevas líneas de investigación sobre otros aspectos fisiológicos. El aumento de temperatura reduce el dolor al promover la vasodilatación de los tejidos afectados por mediadores del dolor, como son la bradicinina, serotonina y prostaglandina<sup>235</sup>. El tema del dolor referido es algo que genera controversia, y más cuando está sujeto a la distinción clínica de los MTrPs activos y latentes. Originalmente, Simons et al.<sup>32</sup> propusieron varias formas de criterios para el diagnóstico del MTrP, que pueden explicar la combinación bastante heterogénea de criterios de diagnóstico de MTrPs utilizados en el estudio de Tough et al.<sup>36</sup>, cuyos resultados pueden justificar algunas de las limitaciones de la presente investigación. Así, aunque las variables del presente estudio han revelado pocos efectos sobre los MTrPs latentes, cabe la posibilidad que la evaluación de otros parámetros pueda determinar la eficacia, o bien la aplicación de otros protocolos. En cuanto a dichos protocolos, en la actualidad existe una amplia gama de protocolos estandarizados para la aplicación de esta técnica<sup>220</sup>, lo que significa que es importante resaltar la dificultad de establecer un protocolo más específico<sup>235</sup>.

En cuanto a los MTrPs, Travell y Simons los describieron como un punto hiperirritable en un músculo asociado con la hipersensibilidad de un nódulo en una banda tensa. Dicha banda tensa fue descrita como un grupo de fibras tensas que se extienden desde el nódulo hasta la inserción muscular. Sin embargo, los autores no definieron los criterios para la identificación clínica de un MTrPs, sino que formularon la colección de signos y hallazgos que se pueden encontrar. Asimismo, no consideraron la cantidad de presión utilizada para la palpación, lo que puede representar un importante sesgo, ya que los evaluadores pueden no ser conscientes de la misma y pueden no percibir el MTrP<sup>30</sup>.

Dicho esto, argumentar que, en algunas determinadas poblaciones, no se ha investigado el índice de confianza como identificador de los puntos gatillo miofasciales<sup>225</sup>.

Aunque el efecto de la diatermia sobre los MTrPs latentes evaluados a través de las variables analizadas en el presente estudio fue pequeño, es posible que bien la evaluación de otros parámetros o bien la aplicación de otros (protocolo) pudieran determinar la efectividad de la diatermia sobre el dolor miofascial. Como consecuencia es posible afirmar que deben explotarse nuevas líneas de investigación en relación con el desarrollo de la técnica asociada a patologías específicas, ya que es necesario y muy importante acordar un protocolo de diatermia estandarizado según dichas patologías específicas.

Las consecuencias teóricas de la presente investigación conllevan la necesidad de evaluar la técnica de la diatermia utilizando otros métodos o pruebas de evaluación, así como verificar y/o contrastar nuevos resultados. Por ello, se deriva la posibilidad de una nueva hipótesis y nuevos estudios experimentales. Las posibles aplicaciones prácticas de este estudio están relacionadas con el tratamiento de la rigidez muscular en deportistas de una forma no invasiva, indolora y eficaz al utilizar la diatermia.

Existen evidencias sobre que los MTrPs latentes son comunes, lo que justifica una mayor investigación y comprensión de estos en lo que respecta a la función muscular y la rigidez que generan<sup>13,196</sup>. Otras investigaciones anteriores han observado que los MTrPs latentes responden a la presión por inhibición generando como resultado una reducción del dolor percibido<sup>12,236</sup>. Además, la prevalencia de MTrPs latentes es equivalente en sujetos sintomáticos como asintomáticos<sup>184,196</sup>. Una investigación de Xu et al<sup>237</sup>, sugirió que tratar los MTrPs latentes en sujetos con dolor musculoesquelético crónico, puede no solo disminuir la sensibilidad mecánica al dolor y la alodinia, sino que éstos se transformen en MTrPs activos<sup>184,196</sup>.

En cuanto a las limitaciones de esta investigación, cabe destacar que, aunque la termografía es una técnica innovadora para medir la temperatura de la piel, extrapolamos que la temperatura externa refleja la temperatura interna o muscular. Además, la falta de análisis de fiabilidad de la evaluación del algómetro también podría considerarse como una limitación. Así, aunque se conoce la algometría por presión como un método instrumental para cuantificar el umbral del dolor, se han realizado diferentes estudios<sup>42</sup> para demostrar su eficacia, su facilidad de uso y fiabilidad del mismo como herramienta para objetivar el dolor. En el estudio de Hidalgo Lozano et al<sup>238</sup>, se describió que resultaba difícil evaluar el grado de dolor debido a la subjetividad de este, pero también concluyó que la algometría era una de las formas más objetivas para poder conseguirlo. Por otro lado, en el estudio de Montañez Aguilera et al<sup>174</sup> y su objetivo por describir los efectos tras la compresión isquémica como tratamiento de los PGM en un paciente con cervicalgia, utilizó un algómetro analógico para evaluar el dolor local provocado sobre el trapecio superior.

En comparación con la presente investigación, se pueden señalar algunas diferencias metodológicas, siendo una de estas, la forma de aplicación de la diatermia, donde Kumara et al.<sup>152</sup> administraron combinando periodos de 10 minutos de RES y 5 seguidamente de CAP, en totalidad de 15 minutos. En el presente estudio, la aplicación fue de 15 minutos por electrodo, lo que implica más tiempo y aplicación, justificando que es la opción más similar a las sesiones de tratamiento clínico de uso común. En su estudio sugirieron que la aplicación de la diatermia puede afectar al volumen y velocidad de microcirculación sanguínea<sup>152</sup>. Así, la diatermia parece afectar al flujo sanguíneo solo a nivel local, tal como refiere el autor<sup>109</sup>. En el presente estudio se observó cómo la temperatura de la piel aumentó, estando estos resultados en línea con Kumara y Watson et al<sup>106</sup>, que afirmaron que la diatermia tiene la capacidad de inducir una respuesta en el tejido

profundo sin un aumento excesivo de la temperatura de la piel, lo que puede considerarse como una característica notable para cualquier intervención donde se aplique el efecto termoterapéutico.

Aunque en el estudio observamos un aumento de la temperatura superficial de la piel post tratamiento, se sabe, según la literatura, que aun así, induce a un efecto termoterapéutico profundo sin necesidad de aumentar de forma excesiva la temperatura superficial de la piel<sup>109</sup>. Por lo tanto, las aplicaciones de diatermia podrían ser una opción de tratamiento, especialmente en condiciones en las que una disfunción en el flujo sanguíneo juega un papel importante en la generación y persistencia del dolor y la disfunción, del tipo osteoartrosis, tendinopatías y síndrome del dolor miofascial<sup>109</sup>.

En relación a este estudio, conjuntamente con otros, la combinación del uso del modo CAP y RES no permiten a los investigadores discriminar si los cambios difieren del uso del electrodo administrado. Además, la intensidad del tratamiento no se estandarizó para todos los sujetos, sino que se estableció en función de la sensación térmica local percibido, que pudo ser potencialmente diferente para cada participante. A pesar de las diferencias metodológicas, es alentador que el presente estudio, en línea con los resultados de otros autores<sup>106,109</sup>, reportaran resultados similares respecto a cómo la potencia de la diatermia puede afectar al flujo sanguíneo. Aunque los parámetros de medición en este caso fueron distintos, medidos de una forma indirecta a través de la termografía.

### **6.3. LIMITACIONES DEL ESTUDIO Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN**

Nuestros hallazgos deben tenerse en cuenta en el contexto de las limitaciones del estudio. Los participantes en el estudio eran sujetos sanos, en el sentido que sus MTrPs latentes no produjeron dolor debilitante ni pérdida de la función, por lo que los resultados pueden ser difíciles de extrapolar a pacientes con dolor y/o discapacidad. El dolor es inherentemente una medida subjetiva.

Por otro lado, se debe tener en cuenta que la variable de la baropodometría no pudo ser analizada ya que los valores descriptivos hacían pensar que existieron errores en la recogida de los datos, probablemente estuvo mal calibrado el instrumento utilizado para la recogida de los mismos.

Además, se debe tener en cuenta que los resultados se producen a corto plazo y que no se puede extrapolar los resultados a largo plazo en este tipo de sujetos. Futuras líneas de investigación deberían dirigirse para observar si estos efectos se mantienen en las mediciones realizadas a medio y largo plazo.

Además y, por último, se debería valorar el aumentar los tamaños muestrales para poder examinar más las relaciones de respuesta entre la diatermia y otros parámetros fisiológicos en los MTrPs activos y latentes podrían ser útiles para poder aumentar la fiabilidad de nuestros resultados.

## **CAPITULO 7. CONCLUSIONES**

---



## 7. CONCLUSIONES

En conclusión y según nuestros resultados, de la presente Tesis Doctoral. En respuesta al objetivo principal podemos afirmar que:

Los efectos de la diatermia, la punción seca y el grupo control mostraron resultados diferentes según la variable de estudio empleada para el tratamiento de los puntos gatillo latentes del gastrocnemio medial en jugadores de baloncesto a nivel nacional

En respuesta a los objetivos secundarios, se concluye que:

1. Los efectos sobre el ROM de tobillo son semejantes tras la aplicación de punción seca y diatermia sobre los puntos gatillo latentes en el gastrocnemio medial en jugadores de baloncesto profesional.
2. La diatermia induce cambios de temperatura únicamente a nivel local inmediatamente después de la intervención comparado con el tratamiento de PS sobre los puntos gatillo latentes en el gastrocnemio medial en jugadores de baloncesto profesional.
3. Los umbrales PPTs aumentaron su umbral tras la aplicación de la diatermia en comparación con el tratamiento de PS sobre los puntos gatillo latentes en el gastrocnemio medial en jugadores de baloncesto profesional.
4. Los efectos producidos sobre el ROM de tobillo son iguales tras la aplicación de diatermia y el grupo control sobre los puntos gatillo latentes en el gastrocnemio medial en jugadores de baloncesto profesional.

5. La diatermia induce cambios de temperatura únicamente a nivel local inmediatamente después de la intervención comparado con el tratamiento control sobre los puntos gatillo latentes en el gastrocnemio medial en jugadores de baloncesto profesional.
6. Los umbrales PPTs aumentaron su umbral tras la aplicación de la diatermia en comparación con el tratamiento control sobre los puntos gatillo latentes en el gastrocnemio medial en jugadores de baloncesto profesional.
7. El resultado de la baropodometría solo se ha analizado a nivel descriptivo observando una diferencia en los datos basales del grupo diatermia respecto al grupo CONTROL y el grupo punción seca que impide realizar el análisis inferencial de dicha variable.

## **CAPITULO 8. Bibliografía**

---



## 8. BIBLIOGRAFÍA

1. Alawna MA, Unver BH, Yuksel EO. The reliability of a smartphone goniometer application compared with a traditional goniometer for measuring ankle joint range of motion. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2019;109(1):22-29. doi:10.7547/16-128
2. García-Marín M, Rodríguez-Almagro D, Castellote-Caballero Y, Achalandabaso-Ochoa A, Lomas-Vega R, Ibáñez-Vera AJ. Efficacy of Non-Invasive Radiofrequency-Based Diathermy in the Postoperative Phase of Knee Arthroplasty: A Double-Blind Randomized Clinical Trial. *Journal of Clinical Medicine.* 2021;10(8). doi:10.3390/jcm10081611
3. Osti R, Pari C, Salvatori G, Massari L. Tri-length laser therapy associated to tecar therapy in the treatment of low-back pain in adults: a preliminary report of a prospective case series. *Lasers Med Sci .* 2015;30:407-412. doi:10.1007/s10103-014-1684-3
4. Notarnicola A, Maccagnano G, Gallone MF, Covelli I, Tafuri S, Moretti B. Short term efficacy of capacitive-resistive diathermy therapy in patients with low back pain: a prospective randomized controlled trial. *J Biol Regul Homeost Agents.* 2017;31(2):509-515.
5. Olave E, Retamal P, Galaz C, Cruzat C. Inervación y Localización Biométrica de los Puntos Motores del Músculo Tríceps Sural. *International Journal of Morphology.* 2012;30(3). doi:10.4067/S0717-95022012000300047
6. Rouviere H. DA. *Anatomia Humana.* 11th ed. Masson; 2005.
7. Brockett CL, Chapman GJ. Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and Trauma.* 2016;30(3):232-238. doi:10.1016/j.mporth.2016.04.015

8. Moreno-Pérez V, del Coso J, Raya-González J, Nakamura FY, Castillo D. Effects of basketball match-play on ankle dorsiflexion range of motion and vertical jump performance in semi-professional players. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 2020;60(1). doi:10.23736/S0022-4707.19.09918-3
9. Hidalgo B, Hall T, Berwart M, Biernaux E, Detrembleur C. The immediate effects of two manual therapy techniques on ankle musculoarticular stiffness and dorsiflexion range of motion in people with chronic ankle rigidity: A randomized clinical trial. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2018;31(3):515-524. doi:10.3233/BMR-170963
10. Macrum E, Bell DR, Boling M, Lewek M, Padua D. Effect of Limiting Ankle-Dorsiflexion Range of Motion on Lower Extremity Kinematics and Muscle-Activation Patterns During a Squat. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2012;21(2). doi:10.1123/jsr.21.2.144
11. Medeiros DM, Martini TF. Chronic effect of different types of stretching on ankle dorsiflexion range of motion: Systematic review and meta-analysis. *The Foot*. 2018;34. doi:10.1016/j.foot.2017.09.006
12. Ransone JW, Schmidt J, Crawford SK, Walker J. Effect of manual compressive therapy on latent myofascial trigger point pressure pain thresholds. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2019;23(4):792-798. doi:10.1016/j.jbmt.2019.06.011
13. Simons DG. Understanding effective treatments of myofascial trigger points. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2002;6(2). doi:10.1054/jbmt.2002.0271

14. Mizuno T. Changes in joint range of motion and muscle–tendon unit stiffness after varying amounts of dynamic stretching. *Journal of Sports Sciences*. 2017;35(21):2157-2163. doi:10.1080/02640414.2016.1260149
15. Ando R, Suzuki Y. Positive relationship between passive muscle stiffness and rapid force production. *Human Movement Science*. 2019;66:285-291. doi:10.1016/j.humov.2019.05.002
16. Maloney SJ, Richards J, Nixon DGD, Harvey LJ, Fletcher IM. Vertical stiffness asymmetries during drop jumping are related to ankle stiffness asymmetries. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2017;27(6):661-669. doi:10.1111/sms.12682
17. Xu D, Wu Y, Gaebler-Spira D, et al. Neural and non-neural contributions to ankle spasticity in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2020;62(9):1040-1046. doi:10.1111/dmcn.14506
18. Fong DT, Chan YY, Mok KM, Yung PS, Chan KM. Understanding acute ankle ligamentous sprain injury in sports. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*. 2009;1(1):14. doi:10.1186/1758-2555-1-14
19. Karlsson J, Sancone M. Management of Acute Ligament Injuries of the Ankle. *Foot and Ankle Clinics*. 2006;11(3):521-530. doi:10.1016/j.fcl.2006.07.008
20. Hintermann B, Ruiz R, Barg A. Dealing with the Stiff Ankle. *Foot and Ankle Clinics*. 2017;22(2):425-453. doi:10.1016/j.fcl.2017.01.012
21. Chang TT, Li Z, Wang XQ, Zhang ZJ. Stiffness of the Gastrocnemius–Achilles Tendon Complex Between Amateur Basketball Players and the Non-athletic General Population. *Frontiers in Physiology*. 2020;11. doi:10.3389/fphys.2020.606706

22. Albin SR, Koppenhaver SL, MacDonald CW, et al. The effect of dry needling on gastrocnemius muscle stiffness and strength in participants with latent trigger points. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2020;55:102479. doi:10.1016/j.jelekin.2020.102479
23. de Zordo T, Chhem R, Smekal V, et al. Real-Time Sonoelastography: Findings in Patients with Symptomatic Achilles Tendons and Comparison to Healthy Volunteers. *Ultraschall in der Medizin - European Journal of Ultrasound*. 2009;31(04):394-400. doi:10.1055/s-0028-1109809
24. Lichtwark GA, Bougoulas K, Wilson AM. Muscle fascicle and series elastic element length changes along the length of the human gastrocnemius during walking and running. *Journal of Biomechanics*. 2007;40(1):157-164. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.10.035
25. Money S. Pathophysiology of Trigger Points in Myofascial Pain Syndrome. *Journal of Pain & Palliative Care Pharmacotherapy*. 2017;31(2):158-159. doi:10.1080/15360288.2017.1298688
26. Urits I, Charipova K, Gress K, et al. Treatment and management of myofascial pain syndrome. *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*. 2020;34(3):427-448. doi:10.1016/j.bpa.2020.08.003
27. Galasso A, Urits I, An D, et al. A Comprehensive Review of the Treatment and Management of Myofascial Pain Syndrome. *Current Pain and Headache Reports*. 2020;24(8):43. doi:10.1007/s11916-020-00877-5
28. Shah JP, Phillips TM, Danoff J v., Gerber LH. An in vivo microanalytical technique for measuring the local biochemical milieu of human skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*. 2005;99(5):1977-1984. doi:10.1152/jappphysiol.00419.2005

29. Hubbard DR, Berkoff GM. Myofascial Trigger Points Show Spontaneous Needle EMG Activity. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1993;18(13):1803-1807. doi:10.1097/00007632-199310000-00015
30. Rathbone ATL, Grosman-Rimon L, Kumbhare DA. Interrater Agreement of Manual Palpation for Identification of Myofascial Trigger Points: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Clinical Journal of Pain*. 2017;33(8):715-729. doi:10.1097/AJP.0000000000000459
31. Travell J, Simons D. *Myofascial Pain and Dysfunction: The Trigger Point Manual Vol 2*. Vol 2. (Lippincott Williams & Wilkins, ed.); 1992.
32. Travell J, Simons D. *Myofascial Pain and Dysfunction: The Trigger Point Manual Vol 1*. Vol 2. (Lippincott Williams & Wilkins, ed.); 1992.
33. Grieve R, Cranston A, Henderson A, John R, Malone G, Mayall C. The immediate effect of triceps surae myofascial trigger point therapy on restricted active ankle joint dorsiflexion in recreational runners: A crossover randomised controlled trial. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2013;17(4):453-461. doi:10.1016/j.jbmt.2013.02.001
34. Hubbard MJ, Hildebrand BA, Battafarano MM, Battafarano DF. Common Soft Tissue Musculoskeletal Pain Disorders. *Primary Care - Clinics in Office Practice*. 2018;45(2):289-303. doi:10.1016/j.pop.2018.02.006
35. Fernández-de-las-Peñas C, Dommerholt J. International consensus on diagnostic criteria and clinical considerations of myofascial trigger points: A delphi study. *Pain Medicine (United States)*. 2018;19(1):142-150. doi:10.1093/pm/pnx207
36. Tough EA, White AR, Richards S, Campbell J. *Variability of Criteria Used to Diagnose Myofascial Trigger Point Pain Syndrome-Evidence From a Review of the Literature.*; 2007.

37. Shah JP, Phillips TM, Danoff J v, Gerber LH, Gerber An LH. Innovative Methodology An in vivo microanalytical technique for measuring the local biochemical milieu of human skeletal muscle. *J Appl Physiol*. 1977;99. doi:10.1152/japplphysiol.00419.2005.-Myofascial
38. Ballyns JJ, Shah JP, Hammond J, et al. Objective Sonographic Measures for Characterizing Myofascial Trigger Points Associated With Cervical Pain. *J Ultrasound Med* . 2011;30:1331-1340. www.aium.org
39. Lluch E, Nijs J, de Kooning M, et al. Prevalence, Incidence, Localization, and Pathophysiology of Myofascial Trigger Points in Patients With Spinal Pain: A Systematic Literature Review. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 2015;38(8):587-600. doi:10.1016/j.jmpt.2015.08.004
40. Grabowski PJ, Slane LC, Thelen DG, Obermire T, Lee KS. Evidence of Generalized Muscle Stiffness in the Presence of Latent Trigger Points Within Infraspinus. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2018;99(11). doi:10.1016/j.apmr.2018.03.024
41. Torres Cuenca R. Dolor miofascial crónico: patofisiología y aproximación terapéutica. *Fisioterapia*. 2005;27(2). doi:10.1016/S0211-5638(05)73421-0
42. Martínez Cuenca JM, Pecos Martín D. Criterios diagnósticos y características clínicas de los puntos gatillo miofasciales. *Fisioterapia*. 2005;27(2). doi:10.1016/S0211-5638(05)73418-0
43. Simons DG. Diagnostic Criteria of Myofascial Pain Caused by Trigger Points. *Journal of Musculoskeletal Pain*. 1999;7(1-2). doi:10.1300/J094v07n01\_11
44. Hong CZ, Torigoe Y, Yu J. The Localized Twitch Responses in Responsive Taut Bands of Rabbit Skeletal Muscle Fibers Are Related to the Reflexes at Spinal Cord Level. *Journal of Musculoskeletal Pain*. 1995;3(1). doi:10.1300/J094v03n01\_03

45. Muñoz-Muñoz S, Muñoz-García MT, Albuquerque-Sendín F, Arroyo-Morales M, Fernández-de-las-Peñas C. Myofascial Trigger Points, Pain, Disability, and Sleep Quality in Individuals With Mechanical Neck Pain. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 2012;35(8). doi:10.1016/j.jmpt.2012.09.003
46. Cummings M. Referred Knee Pain Treated with Electroacupuncture to Iliopsoas. *Acupuncture in Medicine*. 2003;21(1-2). doi:10.1136/aim.21.1-2.32
47. Alawna MA, Unver BH, Yuksel EO. The reliability of a smartphone goniometer application compared with a traditional goniometer for measuring ankle joint range of motion. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2019;109(1):22-29. doi:10.7547/16-128
48. Bron C, de Gast A, Dommerholt J, Stegenga B, Wensing M, Oostendorp RA. Treatment of myofascial trigger points in patients with chronic shoulder pain: a randomized, controlled trial. *BMC Medicine*. 2011;9(1). doi:10.1186/1741-7015-9-8
49. Al-Shenqiti AM, Oldham JA. Test-retest reliability of myofascial trigger point detection in patients with rotator cuff tendonitis. *Clinical Rehabilitation*. 2005;19(5). doi:10.1191/0269215505cr791oa
50. Vazquez-Delgado E, Cascos-Romero J, Gay-Escoda C. Myofascial pain syndrome associated with trigger points: A literature review. (I): Epidemiology, clinical treatment and etiopathogeny. *Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal*. Published online 2009. doi:10.4317/medoral.14.e494
51. Mayoral-del Moral O, Torres-Lacomba M. Fisioterapia invasiva y punción seca. Informe sobre la eficacia de la punción seca en el tratamiento del síndrome de dolor miofascial y sobre su uso en Fisioterapia. *Cuest fisioter*. 2009;38(3):206-217.

52. Gerwin RD, Shannon S, Hong CZ, Hubbard D, Gevirtz R. Interrater reliability in myofascial trigger point examination. *Pain*. 1997;69(1). doi:10.1016/S0304-3959(96)03248-4
53. Dommerholt J, Chou LW, Finnegan M, Hooks T. A critical overview of the current myofascial pain literature – April 2018. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2018;22(2):402-410. doi:10.1016/j.jbmt.2018.04.001
54. Capó-Juan MÁ. Síndrome de dolor miofascial cervical: revisión narrativa del tratamiento fisioterápico. *Anales del Sistema Sanitario de Navarra*. 2015;38(1). doi:10.4321/S1137-66272015000100011
55. García-Franco M, Climent-Barberá JM, Marimón-Hoyos V, Garrido-Arredondo AM, Pastor-Saura G, López-García C. Estudio comparativo de dos técnicas de infiltración miofascial en puntos gatillo: punción seca e inyección de anestésico local. *Rehabilitación*. 2006;40(4). doi:10.1016/S0048-7120(06)74890-3
56. Chen CK, Nizar AJ. Myofascial pain syndrome in chronic back pain patients. *Korean J Pain*. 2011;24(2). doi:10.3344/kjp.2011.24.2.100
57. Yap EC. Myofascial pain--an overview. *Ann Acad Med Singap*. 2007;36(1).
58. Lluch E, Nijs J, de Kooning M, et al. Prevalence, Incidence, Localization, and Pathophysiology of Myofascial Trigger Points in Patients With Spinal Pain: A Systematic Literature Review. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 2015;38(8). doi:10.1016/j.jmpt.2015.08.004
59. Campa-Moran I, Rey-Gudin E, Fernández-Carnero J, et al. Comparison of Dry Needling versus Orthopedic Manual Therapy in Patients with Myofascial Chronic Neck Pain: A Single-Blind, Randomized Pilot Study. *Pain Research and Treatment*. 2015;2015. doi:10.1155/2015/327307

60. Llamas-Ramos R, Pecos-Martín D, Gallego-Izquierdo T, et al. Comparison of the Short-Term Outcomes Between Trigger Point Dry Needling and Trigger Point Manual Therapy for the Management of Chronic Mechanical Neck Pain: A Randomized Clinical Trial. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2014;44(11). doi:10.2519/jospt.2014.5229
61. Simons DG. Revisión de los enigmáticos puntos gatillo miofasciales como causa habitual de dolor y disfunción musculoesqueléticos enigmáticos. *Fisioterapia*. 2005;27(2). doi:10.1016/S0211-5638(05)73423-4
62. Kim J, Sung DJ, Lee J. Therapeutic effectiveness of instrument-assisted soft tissue mobilization for soft tissue injury: mechanisms and practical application. *Journal of Exercise Rehabilitation* . 2017;1(13):12-22. doi:10.12965/jer.1732824.412
63. Lyu BJ, Lee CL, Chang WD, Chang NJ. Effects of Vibration Rolling with and without Dynamic Muscle Contraction on Ankle Range of Motion, Proprioception, Muscle Strength and Agility in Young Adults: A Crossover Study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2020;17(1). doi:10.3390/ijerph17010354
64. Fong CM, Blackburn JT, Norcross MF, McGrath M, Padua DA. Ankle-Dorsiflexion Range of Motion and Landing Biomechanics. *Journal of Athletic Training*. 2011;46(1). doi:10.4085/1062-6050-46.1.5
65. Drewes LK, McKeon PO, Casey Kerrigan D, Hertel J. Dorsiflexion deficit during jogging with chronic ankle instability. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2009;12(6). doi:10.1016/j.jsams.2008.07.003
66. Young R, Nix S, Wholohan A, Bradhurst R, Reed L. Interventions for increasing ankle joint dorsiflexion: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2013;6(1). doi:10.1186/1757-1146-6-46

67. Konrad A, Gad M, Tilp M. Effect of PNF stretching training on the properties of human muscle and tendon structures. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2015;25(3). doi:10.1111/sms.12228
68. Mahieu NN, Cools A, de Wilde B, Boon M, Witvrouw E. Effect of proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on the plantar flexor muscle-tendon tissue properties. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2009;19(4). doi:10.1111/j.1600-0838.2008.00815.x
69. Bandy WD, Irion JM, Briggler M. The Effect of Static Stretch and Dynamic Range of Motion Training on the Flexibility of the Hamstring Muscles. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1998;27(4). doi:10.2519/jospt.1998.27.4.295
70. Hendricks S, Hill H, Hollander S den, Lombard W, Parker R. Effects of foam rolling on performance and recovery: A systematic review of the literature to guide practitioners on the use of foam rolling. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2020;24(2). doi:10.1016/j.jbmt.2019.10.019
71. Cheatham SW, Stull KR. Comparison of a foam rolling session with active joint motion and without joint motion: A randomized controlled trial. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2018;22(3). doi:10.1016/j.jbmt.2018.01.011
72. Weerasekara I, Osmotherly PG, Snodgrass SJ, Tessier J, Rivett DA. Effects of mobilisation with movement (MWM) on anatomical and clinical characteristics of chronic ankle instability: a randomised controlled trial protocol. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2019;20(1). doi:10.1186/s12891-019-2447-x
73. Hong CZ. LIDOCAINE INJECTION VERSUS DRY NEEDLING TO MYOFASCIAL TRIGGER POINT. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1994;73(4):256-263. doi:10.1097/00002060-199407000-00006

74. Benito-de-Pedro M, Calvo-Lobo C, López-López D, et al. Electromyographic Assessment of the Efficacy of Deep Dry Needling versus the Ischemic Compression Technique in Gastrocnemius of Medium-Distance Triathletes. *Sensors*. 2021;21(9):2906. doi:10.3390/s21092906
75. Gattie E, Cleland JA, Snodgrass S. A survey of American physical therapists' current practice of dry needling: Practice patterns and adverse events. *Musculoskeletal Science and Practice*. 2020;50:102255. doi:10.1016/j.msksp.2020.102255
76. Fernández-de-las-Peñas C. Needling Interventions for the Management of Musculoskeletal Pain Syndromes. *Journal of Clinical Medicine*. 2021;10(19):4603. doi:10.3390/jcm10194603
77. de Abreu Venâncio R, Guedes Pereira Alencar F, Zamperini C. Different Substances and Dry-Needling Injections in Patients with Myofascial Pain and Headaches. *CRANIO®*. 2008;26(2):96-103. doi:10.1179/crn.2008.014
78. Gattie E, Cleland JA, Snodgrass S. The Effectiveness of Trigger Point Dry Needling for Musculoskeletal Conditions by Physical Therapists: A Systematic Review and Meta-analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2017;47(3):133-149. doi:10.2519/jospt.2017.7096
79. Halle JS, Halle RJ. PERTINENT DRY NEEDLING CONSIDERATIONS FOR MINIMIZING ADVERSE EFFECTS - PART TWO. *Int J Sports Phys Ther*. 2016;11(5):810-819.
80. Boyce D, Wempe H, Campbell C, et al. ADVERSE EVENTS ASSOCIATED WITH THERAPEUTIC DRY NEEDLING. *Int J Sports Phys Ther*. 2020;15(1):103-113.

- 
81. Baraja-Vegas L, Martín-Rodríguez S, Piqueras-Sanchiz F, et al. Electromyographic Activity Evolution of Local Twitch Responses During Dry Needling of Latent Trigger Points in the Gastrocnemius Muscle: A Cross-Sectional Study. *Pain Medicine*. Published online July 30, 2019. doi:10.1093/pm/pnz182
  82. APTA. Description of dry needling in clinical practice: an educational resource paper. *APTA Public Policy, Practice, and Professional Affairs*. Published online 2013.
  83. Ries E. Dry needling: getting to the point. *APTA Magazine*. Published online 2015.
  84. Cagnie B, Dewitte V, Barbe T, Timmermans F, Delrue N, Meeus M. Physiologic Effects of Dry Needling. *Current Pain and Headache Reports*. 2013;17(8):348. doi:10.1007/s11916-013-0348-5
  85. Kalichman L, Vulfsons S. Dry Needling in the Management of Musculoskeletal Pain. *The Journal of the American Board of Family Medicine*. 2010;23(5):640-646. doi:10.3122/jabfm.2010.05.090296
  86. Kubo K, Yajima H, Takayama M, Ikebukuro T, Mizoguchi H, Takakura N. Effects of acupuncture and heating on blood volume and oxygen saturation of human Achilles tendon in vivo. *European Journal of Applied Physiology*. 2010;109(3):545-550. doi:10.1007/s00421-010-1368-z
  87. Ohkubo M, Hamaoka T, Niwayama M, et al. Local increase in trapezius muscle oxygenation during and after acupuncture. *Dynamic Medicine*. 2009;8(1):2. doi:10.1186/1476-5918-8-2
  88. Chou LW, Kao MJ, Lin JG. Probable Mechanisms of Needling Therapies for Myofascial Pain Control. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine*. 2012;2012:1-11. doi:10.1155/2012/705327

89. Perreault T, Dunning J, Butts R. The local twitch response during trigger point dry needling: Is it necessary for successful outcomes? *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2017;21(4). doi:10.1016/j.jbmt.2017.03.008
90. Furlan AD, van Tulder M, Cherkin D, et al. Acupuncture and Dry-Needling for Low Back Pain: An Updated Systematic Review Within the Framework of the Cochrane Collaboration. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2005;30(8):944-963. doi:10.1097/01.brs.0000158941.21571.01
91. Gattie E, Cleland JA, Snodgrass S. The Effectiveness of Trigger Point Dry Needling for Musculoskeletal Conditions by Physical Therapists: A Systematic Review and Meta-analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2017;47(3):133-149. doi:10.2519/jospt.2017.7096
92. Tsai CT, Hsieh LF, Kuan TS, Kao MJ, Chou LW, Hong CZ. Remote Effects of Dry Needling on the Irritability of the Myofascial Trigger Point in the Upper Trapezius Muscle. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2010;89(2):133-140. doi:10.1097/PHM.0b013e3181a5b1bc
93. Cotchett MP, Landorf KB, Munteanu SE, Raspovic AM. Consensus for Dry Needling for Plantar Heel Pain (Plantar Fasciitis): A Modified Delphi Study. *Acupuncture in Medicine*. 2011;29(3):193-202. doi:10.1136/aim.2010.003145
94. Alappattu M, Hilton S, Bishop M. An International Survey of Commonly Used Interventions for Management of Pelvic Pain. *J Womens Health Phys Therap*. 2019;43(2):82-88. doi:10.1097/jwh.0000000000000131
95. Carlesso LC, Macdermid JC, Gross AR, Walton DM, Santaguida PL. Treatment preferences amongst physical therapists and chiropractors for the management of neck pain: results of an international survey. *Chiropr Man Therap*. 2014;22(1):11. doi:10.1186/2045-709X-22-11

96. Valera Garrido F, Minaya Muñoz F. *Fisioterapia Invasiva*. 2nd ed. Elsevier; 2016.
97. Mayoral del Moral O. Fisioterapia invasiva del síndrome de dolor miofascial. *Fisioterapia*. 2005;27(2):69-75. doi:10.1016/S0211-5638(05)73419-2
98. White A, Hayhoe S, Hart A, Ernst E. Survey of Adverse Events following Acupuncture (Safa): A Prospective Study of 32,000 Consultations. *Acupuncture in Medicine*. 2001;19(2):84-92. doi:10.1136/aim.19.2.84
99. Fu ZH, Wang JH, Sun JH, Chen XY, Xu JG. Fu's Subcutaneous Needling: Possible Clinical Evidence of The Subcutaneous Connective Tissue in Acupuncture. *The Journal of Alternative and Complementary Medicine*. 2007;13(1):47-52. doi:10.1089/acm.2006.6125
100. Fernández-de-Las-Peñas C, Nijs J. Trigger point dry needling for the treatment of myofascial pain syndrome: current perspectives within a pain neuroscience paradigm. *Journal of Pain Research*. 2019;Volume 12:1899-1911. doi:10.2147/JPR.S154728
101. Fisher AA. Allergic dermatitis from acupuncture needles. *Cutis*. 1986;38(4):226.
102. Huang YT, Lin SY, Neoh CA, Wang KY, Jean YH, Shi HY. Dry Needling for Myofascial Pain: Prognostic Factors. *The Journal of Alternative and Complementary Medicine*. 2011;17(8):755-762. doi:10.1089/acm.2010.0374
103. Brady S, McEvoy J, Dommerholt J, Doody C. Adverse events following trigger point dry needling: a prospective survey of chartered physiotherapists. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*. 2014;22(3):134-140. doi:10.1179/2042618613Y.0000000044
104. Patel N, Patel M, Poustinchian B. Dry Needling–Induced Pneumothorax. *Journal of Osteopathic Medicine*. 2019;119(1):59-62. doi:10.7556/jaoa.2019.009

105. Berrigan WA, Whitehair CL, Zorowitz RD. Acute Spinal Epidural Hematoma as a Complication of Dry Needling: A Case Report. *PM&R*. 2019;11(3):313-316. doi:10.1016/j.pmrj.2018.07.009
106. Kumaran B, Watson T. Thermal build-up, decay and retention responses to local therapeutic application of 448 kHz capacitive resistive monopolar radiofrequency: A prospective randomised crossover study in healthy adults. *International Journal of Hyperthermia*. 2015;31(8). doi:10.3109/02656736.2015.1092172
107. Tashiro Y, Hasegawa S, Yokota Y, et al. Effect of Capacitive and Resistive electric transfer on haemoglobin saturation and tissue temperature. *International Journal of Hyperthermia*. 2017;33(6):696-702. doi:10.1080/02656736.2017.1289252
108. Coccetta CA, Sale P, Ferrara PE, et al. Effects of capacitive and resistive electric transfer therapy in patients with knee osteoarthritis: a randomized controlled trial. *International Journal of Rehabilitation Research*. 2019;42(2). doi:10.1097/MRR.0000000000000324
109. Clijsen R, Leoni D, Schneebeli A, et al. Does the Application of Tecar Therapy Affect Temperature and Perfusion of Skin and Muscle Microcirculation? A Pilot Feasibility Study on Healthy Subjects. *Journal of Alternative and Complementary Medicine*. 2020;26(2):147-153. doi:10.1089/acm.2019.0165
110. Robertson V, Ward A, Low J, Reed A. *Electrotherapy Explained. Principles and Practice*. 4°. Elsevier; 2006.
111. Ward A. *Biophysical Bases of Electrotherapy*. Elsevier; 2006.
112. Kitchen S. *Electrotherapy. Evidence-Based Practice*. 11°. Churchill Livingstone; 2002.
113. Cameron MH. *Agentes Físicos En Rehabilitación. De La Investigación a La Práctica*. 3ª. Elsevier España S.L; 2009.

- 
114. Fox J, Sharp T. *Practical Electrotherapy. A Guide to Safe Application*. 1<sup>a</sup>. Elsevier; 2007.
  115. Hernández-Bule ML, Paíno CL, Trillo MÁ, Úbeda A. Electric Stimulation at 448 kHz Promotes Proliferation of Human Mesenchymal Stem Cells. *Cellular Physiology and Biochemistry*. 2014;34(5). doi:10.1159/000366375
  116. Shahmoridi D, Shafiei SA, Yousefian B. The effectiveness of the polarized low-level laser in the treatment of patients with myofascial trigger points in the trapezius muscles. *Journal of Lasers in Medical Sciences*. 2020;11(1):14-19. doi:10.15171/jlms.2020.04
  117. SANGUEDOLCE G, VENZA C, CATALDO P, LETIZIA MAURO G. Tecarterapia nella tendinopatie della cuffia dei rotatori: nostra esperienza [Tecartherapy in the rotator cuff tendinopathy: our experience]. *Eura Medicophys*. 2009;45:1-4.
  118. Raffaetà G, Menconi A, Togo R. Studio sperimentale: applicazione terapeutica della tecarterapia nelle sindromi algiche cervicali. *EUR MED PHYS*. 2007;43:1-4.
  119. Fenwick SA, Hazleman BL, Riley GP. The vasculature and its role in the damaged and healing tendon. *Arthritis Research*. 2002;4(4). doi:10.1186/ar416
  120. Yokota Y, Tashiro Y, Suzuki Y, et al. Effect of Capacitive and Resistive Electric Transfer on Tissue Temperature, Muscle Flexibility, and Blood Circulation. *Journal of Novel Physiotherapies*. 2017;07(01). doi:10.4172/2165-7025.1000325
  121. Chisholm MD, Birmingham TB, Brown J, MacDermid J, Chesworth BM. Reliability and validity of a weight-bearing measure of ankle dorsiflexion range of motion. *Physiotherapy Canada*. 2012;64(4):347-355. doi:10.3138/ptc.2011-41

122. Powden CJ, Hoch JM, Hoch MC. Reliability and minimal detectable change of the weight-bearing lunge test: A systematic review. *Manual Therapy*. 2015;20(4). doi:10.1016/j.math.2015.01.004
123. Hertel J. Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *J Athl Train*. 2002;37(4).
124. Chisholm MD, Birmingham TB, Brown J, MacDermid J, Chesworth BM. Reliability and validity of a weight-bearing measure of ankle dorsiflexion range of motion. *Physiotherapy Canada*. 2012;64(4):347-355. doi:10.3138/ptc.2011-41
125. Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. Changes in lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity in subjects with functional instability of the ankle joint during a single leg drop jump. *Journal of Orthopaedic Research*. 2006;24(10). doi:10.1002/jor.20235
126. Konor MM, Morton S, Eckerson JM, Grindstaff TL. Reliability of three measures of ankle dorsiflexion range of motion. *Int J Sports Phys Ther*. 2012;7(3).
127. Bennell K, Talbot R, Wajswelner H, Techovanich W, Kelly D, Hall A. Intra-rater and inter-rater reliability of a weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. *Australian Journal of Physiotherapy*. 1998;44(3). doi:10.1016/S0004-9514(14)60377-9
128. Kim PJ, Peace R, Mieras J, Thoms T, Freeman D, Page J. Interrater and Intrarater Reliability in the Measurement of Ankle Joint Dorsiflexion is Independent of Examiner Experience and Technique Used. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2011;101(5). doi:10.7547/1010407
129. Kleeblad LJ, van Bommel AF, Sierevelt IN, Zuiderbaan HA, Vergroesen DA. Validity and Reliability of the Achillometer®: An Ankle

- Dorsiflexion Measurement Device. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2016;55(4). doi:10.1053/j.jfas.2015.11.006
130. Hoch MC, Staton GS, McKeon PO. Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2011;14(1). doi:10.1016/j.jsams.2010.08.001
131. Hall EA, Docherty CL. Validity of clinical outcome measures to evaluate ankle range of motion during the weight-bearing lunge test. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2017;20(7):618-621. doi:10.1016/j.jsams.2016.11.001
132. Cejudo A, Sainz de Baranda P, Ayala F, Santonja F. A simplified version of the weight-bearing ankle lunge test: Description and test-retest reliability. *Manual Therapy*. 2014;19(4):355-359. doi:10.1016/j.math.2014.03.008
133. Nunes AMP, Moita JPAM, Espanha MMR, Petersen KK, Arendt-Nielsen L. Pressure pain thresholds in office workers with chronic neck pain: A systematic review and meta-analysis. *Pain Practice*. 2021;21(7). doi:10.1111/papr.13014
134. Ylinen J, Nykänen M, Kautiainen H, Häkkinen A. Evaluation of repeatability of pressure algometry on the neck muscles for clinical use. *Manual Therapy*. 2007;12(2). doi:10.1016/j.math.2006.06.010
135. Madden LK, DeVon HA. A Systematic Review of the Effects of Body Temperature on Outcome After Adult Traumatic Brain Injury. *Journal of Neuroscience Nursing*. 2015;47(4). doi:10.1097/JNN.0000000000000142
136. Childs C. Body temperature and clinical thermometry. In: ; 2018. doi:10.1016/B978-0-444-64074-1.00029-X
137. Maniar N, Bach AJE, Stewart IB, Costello JT. The effect of using different regions of interest on local and mean skin temperature. *Journal of Thermal Biology*. 2015;49-50. doi:10.1016/j.jtherbio.2015.01.008

138. ALBUQUERQUE NF, LOPES BS. Musculoskeletal applications of infrared thermography on back and neck syndromes: a systematic review. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2021;57(3). doi:10.23736/S1973-9087.20.06287-5
139. Kontos M, Wilson R, Fentiman I. Digital infrared thermal imaging (DITI) of breast lesions: sensitivity and specificity of detection of primary breast cancers. *Clinical Radiology*. 2011;66(6). doi:10.1016/j.crad.2011.01.009
140. Lahiri BB, Bagavathiappan S, Jayakumar T, Philip J. Medical applications of infrared thermography: A review. *Infrared Physics & Technology*. 2012;55(4). doi:10.1016/j.infrared.2012.03.007
141. Mou J, Chen Y, Ma M, et al. Facile synthesis of liposome/Cu<sub>2-x</sub>S-based nanocomposite for multimodal imaging and photothermal therapy. *Science China Materials*. 2015;58(4). doi:10.1007/s40843-015-0044-3
142. Usamentiaga R, Venegas P, Guerediaga J, Vega L, Molleda J, Bulnes F. Infrared Thermography for Temperature Measurement and Non-Destructive Testing. *Sensors*. 2014;14(7). doi:10.3390/s140712305
143. Diakides NA, Bronzino JD. *Medical Infrared Imaging*. CRC Press; 2007. doi:10.1201/9781420008340
144. Cervera-Garvi P. Diseño de proyecto de investigación. Comparación entre tres sistemas de obtención de presiones plantares determinando su fiabilidad y su especificidad. *REVISTA IBERO-AMERICANA DE PODOLOGIA*. 2020;2(1):94. doi:10.36271/iajp.v2i1.18
145. Senovilla Serrano R. *Presiones Plantares, Estabilometría y Género, Analizados Con Plataforma Computerizada*. 2014.

146. Martínez-Nova A, Sánchez-Rodríguez R, Cuevas-García JC, Sánchez-Barrado E. Estudio baropodométrico de los valores de presión plantar en pies no patológicos. *Rehabilitación*. 2007;41(4):155-160. doi:10.1016/S0048-7120(07)75509-3
147. Lv ML, Zhang H, Chen L, et al. Finite element method based parametric study of Gastrocnemius-soleus recession: implications to the treatment of midfoot-forefoot overload syndrome. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2021;24(8):913-921. doi:10.1080/10255842.2020.1858817
148. Maestro M, Kowalski C, Bonnel F. *Gastrocnemios Cortos*. Vol 15. Elsevier Masson; 2013.
149. Vinagre G. *Gastrocnemios Cortos: Estudio Baropodométrico Del Efecto de La Fasciotomía Del Gastrocnemio Medial En La Sobrecarga Metatarsal*. 2018.
150. Middleton J, Sinclair P, Patton R. Accuracy of centre of pressure measurement using a piezoelectric force platform. *Clinical Biomechanics*. 1999;14(5):357-360. doi:10.1016/S0268-0033(98)00079-5
151. Martínez Nova Plasencia A. Modificaciones baropodométricas en el antepié después de la cirugía percutánea del Hallux Valgus. Published online 2009.
152. Kumaran B, Watson T. Skin thermophysiological effects of 448 kHz capacitive resistive monopolar radiofrequency in healthy adults: A randomised crossover study and comparison with pulsed shortwave therapy. *Electromagnetic Biology and Medicine*. 2018;37(1):1-12. doi:10.1080/15368378.2017.1422260
153. Falgarone G, Zerkak D, Bauer C, Messow M, Dougados M. How to define a Minimal Clinically Individual State (MCIS) with pain VAS in daily practice for patients suffering from musculoskeletal disorders. *Clin Exp Rheumatol*. 2005;23:235-238.

154. Duñabeitia I, Arrieta H, Torres-Unda J, et al. Effects of a capacitive-resistive electric transfer therapy on physiological and biomechanical parameters in recreational runners: A randomized controlled crossover trial. *Physical Therapy in Sport*. 2018;32. doi:10.1016/j.ptsp.2018.05.020
155. Mayoral del Moral O, Torres Lacomba M, Russell IJ, Sánchez Méndez Ó, Sánchez Sánchez B. Validity and Reliability of Clinical Examination in the Diagnosis of Myofascial Pain Syndrome and Myofascial Trigger Points in Upper Quarter Muscles. *Pain Medicine*. 2018;19(10). doi:10.1093/pm/pnx315
156. Tranquilli C, Ganzit GP, Ciufetti A, Bergamo P, Combi F. MULTICENTRE STUDY ON TECAR® THERAPY IN SPORTS PATHOLOGIES. *FMSI Institute of Sports medicine*. 2009;01.
157. Amalu W. International Academy of Clinical Thermology Medical Infrared Imaging Standards and Guidelines. *International Academy of Clinical Thermology*. Published online August 11, 2018. doi:10.13140/RG.2.2.28341.78562
158. Duñabeitia I, Arrieta H, Torres-Unda J, et al. Effects of a capacitive-resistive electric transfer therapy on physiological and biomechanical parameters in recreational runners: A randomized controlled crossover trial. *Physical Therapy in Sport*. 2018;32:227-234. doi:10.1016/j.ptsp.2018.05.020
159. Teixeira Aleves De Sousa N, Caldeira De Oliveira Guirro E, Guilherme Caliό J, Cristina De Queluz M, de Jesus Guirro RR. Application of shortwave diathermy to lower limb increases arterial blood flow velocity and skin temperature in women: a randomized controlled trial. *Brazilian Journal of Physical Therapy*. 2017;21(2):127-137. doi:10.1016/j.bjpt.2017.03.008

160. Devereaux M, Parr G, Lachmann S, Thomas D, Hazleman B. Thermographic diagnosis in athletes with patellofemoral arthralgia. *The Journal of Bone and Joint Surgery British volume*. 1986;68-B(1). doi:10.1302/0301-620X.68B1.3941140
161. Visintin M, Settanni G, Maritan A, Graziosi S, Marks JD, Cattaneo A. The intracellular antibody capture technology (IACT): towards a consensus sequence for intracellular antibodies. *Journal of Molecular Biology*. 2002;317(1). doi:10.1006/jmbi.2002.5392
162. Reinberg A, Lagoguey M. [Annual and circadian rhythm of blood testosterone and sexual activity of 5 young healthy adults]. *Problemes actuels d'endocrinologie et de nutrition*. 1975;19.
163. Ring EFJ, Ammer K. The technique of infrared imaging in medicine. In: *Infrared Imaging: A Casebook in Clinical Medicine*. IOP Publishing Ltd; 2015. doi:10.1088/978-0-7503-1143-4ch1
164. Garagio U, Giani E. "Injury Clinic Use of Telethermography in the Management of Sports Injuries. In: *Sports Medicine*. Vol 10. ; 1990:267-272.
165. Reinikainen LM, Jaakkola JJK. Significance of humidity and temperature on skin and upper airway symptoms. *Indoor Air*. 2003;13(4). doi:10.1111/j.1600-0668.2003.00155.x
166. Gomez Carmona PM. *Influencia de La Información Termográfica Infrarroja En El Protocolo de Prevención de Lesiones de Un Equipo de Fútbol Profesional Español*. 2012.
167. Selvan AN, Childs C. Infrared Thermal Mapping, Analysis and Interpretation in Biomedicine. In: ; 2017. doi:10.1007/978-981-10-3147-2\_21
168. Selvan AN, Childs C. Infrared Thermal Mapping, Analysis and Interpretation in Biomedicine. In: ; 2017. doi:10.1007/978-981-10-3147-2\_21

169. Vardasca R, Magalhaes C, Silva P, Abreu P, Mendes J, Restivo MT. Biomedical musculoskeletal applications of infrared thermal imaging on arm and forearm: A systematic review. *Journal of Thermal Biology*. 2019;82. doi:10.1016/j.jtherbio.2019.04.008
170. Frize M, Karsh J, Herry C, Adea C, Aleem I, Payeur P. Preliminary results of severity of illness measures of rheumatoid arthritis using infrared imaging. In: *2009 IEEE International Workshop on Medical Measurements and Applications*. IEEE; 2009. doi:10.1109/MEMEA.2009.5167981
171. Bal A, Alam MS. Automatic Target Tracking in FLIR Image Sequences Using Intensity Variation Function and Template Modeling. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*. 2005;54(5). doi:10.1109/TIM.2005.855090
172. Hidalgo-Lozano A, Fernández-de-las-Peñas C, Díaz-Rodríguez L, González-Iglesias J, Palacios-Ceña D, Arroyo-Morales M. Changes in pain and pressure pain sensitivity after manual treatment of active trigger points in patients with unilateral shoulder impingement: A case series. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2011;15(4). doi:10.1016/j.jbmt.2010.12.003
173. Sterling M. Testing for Sensory Hypersensitivity or Central Hyperexcitability Associated With Cervical Spine Pain. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 2008;31(7):534-539. doi:10.1016/j.jmpt.2008.08.002
174. Montañez-Aguilera J, Valtueña Gimeno N, Pecos Martín D, Arnau Masanet R, Barrios Pitarque C, Bosch Morella F. Changes in a patient with neck pain after application of ischemic compression as a trigger point therapy. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2010;23:101-104. doi:10.3233/BMR-2010-0255

175. Kaya Mutlu E, Razak Ozdincler A. Reliability and responsiveness of algometry for measuring pressure pain threshold in patients with knee osteoarthritis. *The Journal of Physical Therapy Science*. 2015;27:1961-1965. doi:10.1589/jpts.27.1961
176. Alguacil Diego IM, Fernández-Carnero J, Laguarda Val S, et al. Analgesic effects of a capacitive-resistive monopolar radiofrequency in patients with myofascial chronic neck pain: A pilot randomized controlled trial. *Revista da Associação Medica Brasileira*. 2019;65(2):156-164. doi:10.1590/1806-9282.65.2.156
177. González Secunza I, Varas de la Fuente A.B, García Juez S. Evaluación objetiva del tejido muscular tras el tratamiento de puntos gatillo miofasciales. Estudio de 20 casos. *Rev Iberoam Fisioter Kinesol*. 2003;6(12):109-123.
178. Middleton J, Sinclair P, Patton R. Accuracy of centre of pressure measurement using a piezoelectric force platform. *Clinical Biomechanics*. 1999;14(5):357-360. doi:10.1016/S0268-0033(98)00079-5
179. Cervera-Garvi P. Diseño de proyecto de investigación. Comparación entre tres sistemas de obtención de presiones plantares determinando su fiabilidad y su especificidad. *REVISTA IBERO-AMERICANA DE PODOLOGIA*. 2020;2(1):94. doi:10.36271/iajp.v2i1.18
180. Perrin PP, Jeandel C, Perrin CA, Béné MC. Influence of Visual Control, Conduction, and Central Integration on Static and Dynamic Balance in Healthy Older Adults. *Gerontology*. 1997;43(4):223-231. doi:10.1159/000213854
181. Abrahamová D, Hlavačka F. Age-related changes of human balance during quiet stance. *Physiological Research*. Published online 2008:957-964. doi:10.33549/physiolres.931238

182. Behrangrad S, Abbaszadeh-Amirdehi M, Kordi Yoosefinejad A, Esmailnejadganji SM. Comparison of dry needling and ischaemic compression techniques on pain and function in patients with patellofemoral pain syndrome: a randomised clinical trial. *Acupuncture in Medicine*. 2020;38(6):371-379. doi:10.1177/0964528420912253
183. Ibarra JM, Ge HY, Wang C, Martínez Vizcaíno V, Graven-Nielsen T, Arendt-Nielsen L. Latent Myofascial Trigger Points are Associated With an Increased Antagonistic Muscle Activity During Agonist Muscle Contraction. *The Journal of Pain*. 2011;12(12):1282-1288. doi:10.1016/j.jpain.2011.09.005
184. Ge HY, Arendt-Nielsen L. Latent myofascial trigger points. *Current Pain and Headache Reports*. 2011;15(5):386-392. doi:10.1007/s11916-011-0210-6
185. Gerwin RD, Dommerholt J, Shah JP. An expansion of Simons' integrated hypothesis of trigger point formation. *Current Pain and Headache Reports*. 2004;8(6):468-475. doi:10.1007/s11916-004-0069-x
186. Bynum R, Garcia O, Herbst E, et al. Effects of Dry Needling on Spasticity and Range of Motion: A Systematic Review. *The American Journal of Occupational Therapy*. 2021;75(1):7501205030p1-7501205030p13. doi:10.5014/ajot.2021.041798
187. Lake AD, Myers H, Aefsky B, Butler R. IMMEDIATE AND SHORT TERM EFFECT OF DRY NEEDLING ON TRICEPS SURAE RANGE OF MOTION AND FUNCTIONAL MOVEMENT: A RANDOMIZED TRIAL. *Int J Sports Phys Ther*. 2018;13(2):185-195.
188. Benito-de-Pedro M, de-Bengoa-Vallejo R, Losa-Iglesias ME, et al. Effectiveness between Dry Needling and Ischemic Compression in the Triceps Surae Latent Myofascial Trigger Points of Triathletes on Pressure Pain Threshold and

- Thermography: A Single Blinded Randomized Clinical Trial. *Journal of Clinical Medicine*. 2019;8(10):1632. doi:10.3390/jcm8101632
189. Thu AC, Kwak SG, Shein WN, Htun LM, Htwe TTH, Chang MC. Comparison of ultrasound-guided platelet-rich plasma injection and conventional physical therapy for management of adhesive capsulitis: a randomized trial. *Journal of International Medical Research*. 2020;48(12):030006052097603. doi:10.1177/0300060520976032
190. Huang PP, Zhang QB, Zhou Y, et al. Effect of Radial Extracorporeal Shock Wave Combined With Ultrashort Wave Diathermy on Fibrosis and Contracture of Muscle. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2021;100(7):643-650. doi:10.1097/PHM.0000000000001599
191. Yilmaz Kaysin M, Akpinar P, Aktas I, et al. Effectiveness of Shortwave Diathermy for Subacromial Impingement Syndrome and Value of Night Pain for Patient Selection. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2018;97(3):178-186. doi:10.1097/PHM.0000000000000819
192. Chan O, Malhotra K, Buraimoh O, et al. Gastrocnemius tightness: A population based observational study. *Foot and Ankle Surgery*. 2019;25(4). doi:10.1016/j.fas.2018.04.002
193. Sato A, Sato Y, Shimura M, Uchida S. Calcitonin gene-related peptide produces skeletal muscle vasodilation following antidromic stimulation of unmyelinated afferents in the dorsal root in rats. *Neuroscience Letters*. 2000;283(2):137-140. doi:10.1016/S0304-3940(00)00932-0
194. Holey LA, Dixon J, Selfe J. An Exploratory Thermographic Investigation of the Effects of Connective Tissue Massage on Autonomic Function. *Journal of*

- Manipulative and Physiological Therapeutics.* 2011;34(7).  
doi:10.1016/j.jmpt.2011.05.012
195. Zakharova-Luneva E, Jull G, Johnston V, O’Leary S. Altered Trapezius Muscle Behavior in Individuals With Neck Pain and Clinical Signs of Scapular Dysfunction. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics.* 2012;35(5). doi:10.1016/j.jmpt.2012.04.011
196. Lluch E, Nijs J, de Kooning M, et al. Prevalence, Incidence, Localization, and Pathophysiology of Myofascial Trigger Points in Patients With Spinal Pain: A Systematic Literature Review. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics.* 2015;38(8). doi:10.1016/j.jmpt.2015.08.004
197. Feng T, Zhao P, Liang G. [Diagnostic significance of topical image of infrared thermograph on the patient with lumbar intervertebral disc herniation--a comparative study on 45 patients and 65 normal control]. *Zhongguo Zhong Xi Yi Jie He Za Zhi.* 1998;18(9).
198. Herrick AL, Murray A. The role of capillaroscopy and thermography in the assessment and management of Raynaud’s phenomenon. *Autoimmunity Reviews.* 2018;17(5). doi:10.1016/j.autrev.2017.11.036
199. Fonseca MT, Rodrigues AC, Cezar LC, Fujita A, Soriano FG, Steiner AA. Spontaneous hypothermia in human sepsis is a transient, self-limiting, and nonterminal response. *Journal of Applied Physiology.* 2016;120(12). doi:10.1152/jappphysiol.00004.2016
200. Moreira DG, Costello JT, Brito CJ, et al. Thermographic imaging in sports and exercise medicine: A Delphi study and consensus statement on the measurement of human skin temperature. *Journal of Thermal Biology.* 2017;69. doi:10.1016/j.jtherbio.2017.07.006

- 
201. Mendigutía-Gómez A, Quintana-García MT, Martín-Sevilla M, et al. Post-needling soreness and trigger point dry needling for hemiplegic shoulder pain following stroke. *Acupuncture in Medicine*. 2020;38(3):150-157. doi:10.1177/0964528419882941
202. Cushman DM, Cummings K, Skinner L, et al. Post-needling Dry Needling Does Not Reduce Subsequent Soreness and Cramping—A Randomized Controlled Trial. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2021;31(3):225-231. doi:10.1097/JSM.0000000000000794
203. Martín-Pintado-Zugasti A, Mayoral del Moral O, Gerwin RD, Fernández-Carnero J. Post-needling soreness after myofascial trigger point dry needling: Current status and future research. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2018;22(4):941-946. doi:10.1016/j.jbmt.2018.01.003
204. Iqra Khan, Ashfaq Ahmad, Ashfaq Ahmed, Samreen Sadiq, Hafiz Muhammad Asim. Effects of dry needling in lower extremity myofascial trigger points: systematic review. *J Pak Med Assoc*. 2021;71(11):2596-2603. doi:10.47391/JPMA.01398
205. Barassi G, Mariani C, Supplizi M, et al. Capacitive and Resistive Electric Transfer Therapy: A Comparison of Operating Methods in Non-specific Chronic Low Back Pain. In: ; 2022:39-46. doi:10.1007/5584\_2021\_692
206. Karasel S, Oncel S, Sonmez I. The Effect of Short-Wave Diathermy and Exercise on Depressive Affect in Chronic Low Back Pain Patients. *Medical Archives*. 2021;75(3):216. doi:10.5455/medarh.2021.75.216-220
207. Park G, Kim CW, Park SB, Kim MJ, Jang SH. Reliability and Usefulness of the Pressure Pain Threshold Measurement in Patients with Myofascial Pain. *Annals of Rehabilitation Medicine*. 2011;35(3). doi:10.5535/arm.2011.35.3.412

208. Chesterton LS, Sim J, Wright CC, Foster NE. Interrater Reliability of Algometry in Measuring Pressure Pain Thresholds in Healthy Humans, Using Multiple Raters. *The Clinical Journal of Pain*. 2007;23(9). doi:10.1097/AJP.0b013e318154b6ae
209. Chung SC, Um BY, Kim HS. Evaluation of Pressure Pain Threshold in Head and Neck Muscles by Electronic Algometer: Intrarater and Interrater Reliability. *CRANIO®*. 1992;10(1). doi:10.1080/08869634.1992.11677888
210. Grieve R, Barnett S, Coghill N, Cramp F. The prevalence of latent myofascial trigger points and diagnostic criteria of the triceps surae and upper trapezius: a cross sectional study. *Physiotherapy*. 2013;99(4):278-284. doi:10.1016/j.physio.2013.04.002
211. Moosaei Saein A, Safavi-Farokhi Z, Aminianfar A, Mortezaejad M. The Effect of Dry Needling on Pain, Range of Motion of Ankle Joint, and Ultrasonographic Changes of Plantar Fascia in Patients With Plantar Fasciitis. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2022;31(3):299-304. doi:10.1123/jsr.2021-0156
212. Skorupska E, Rychlik M, Samborski W. Validation and Test-Retest Reliability of New Thermographic Technique Called Thermovision Technique of Dry Needling for Gluteus Minimus Trigger Points in Sciatica Subjects and TrPs-Negative Healthy Volunteers. *BioMed Research International*. 2015;2015. doi:10.1155/2015/546497
213. Pareja J, Litterscheid C, Kaiser B, et al. Surface thermometry in combustion diagnostics by sputtered thin films of thermographic phosphors. *Applied Physics B*. 2014;117(1). doi:10.1007/s00340-014-5803-4
214. Atakan B, Roskosch D. Thermographic phosphor thermometry in transient combustion: A theoretical study of heat transfer and accuracy. *Proceedings of the Combustion Institute*. 2013;34(2). doi:10.1016/j.proci.2012.05.022

215. Reeves JL, Jaeger B, Graff-Radford SB. Reliability of the pressure algometer as a measure of myofascial trigger point sensitivity. *Pain*. 1986;24(3). doi:10.1016/0304-3959(86)90117-X
216. Paolucci T, Pezzi L, Centra M, et al. Effects of capacitive and resistive electric transfer therapy in patients with painful shoulder impingement syndrome: a comparative study. *Journal of International Medical Research*. Published online November 4, 2019:030006051988309. doi:10.1177/0300060519883090
217. Prouza O, Campos Gonzalez A. Targeted Radiofrequency Therapy for Training Induced Muscle Fatigue - Effective or Not? *International Journal of Physiotherapy*. 2016;3(6):707-710. doi:10.15621/ijphy/2016/v3i6/124734
218. López-De-Celis C, Hidalgo-García C, Pérez-Bellmunt A, et al. Thermal and non-thermal effects off capacitive-resistive electric transfer application on the Achilles tendon and musculotendinous junction of the gastrocnemius muscle: A cadaveric study. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2020;21(1). doi:10.1186/s12891-020-3072-4
219. Bito T, Tashiro Y, Suzuki Y, et al. Acute effects of capacitive and resistive electric transfer (CRet) on the Achilles tendon. *Electromagnetic Biology and Medicine*. 2019;38(1):48-54. doi:10.1080/15368378.2019.1567525
220. Takahashi K, Suyama T, Takakura Y, Hirabayashi S, Tsuzuki N, Zhong-Shi LI. Clinical Effects of Capacitive Electric Transfer Hyperthermia Therapy for Cervico-Omo-Brachial Pain. *The Journal of Physical Therapy of Science*. 2000;12:43-48. doi:10.1589/jpts.12.43
221. Pintado-Zugasti AM, Rodríguez-Fernández ÁL, Fernandez-Carnero J. Postneedling soreness after deep dry needling of a latent myofascial trigger point in the upper trapezius muscle: Characteristics, sex differences and associated

- factors. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2016;29(2):301-308. doi:10.3233/BMR-150630
222. Howe LP, Bampouras TM, North JS, Waldron M. WITHIN-SESSION RELIABILITY FOR INTER-LIMB ASYMMETRIES IN ANKLE DORSIFLEXION RANGE OF MOTION MEASURED DURING THE WEIGHT-BEARING LUNGE TEST. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 2020;15(1):64-73. doi:10.26603/ijsp20200064
223. Tabatabaiee A, Ebrahimi-Takamjani I, Ahmadi A, Sarrafzadeh J, Emrani A. Comparison of pressure release, phonophoresis and dry needling in treatment of latent myofascial trigger point of upper trapezius muscle. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2018;32(4):587-594. doi:10.3233/BMR-181302
224. Girasol CE, Dibai-Filho AV, de Oliveira AK, de Jesus Guirro RR. Correlation Between Skin Temperature Over Myofascial Trigger Points in the Upper Trapezius Muscle and Range of Motion, Electromyographic Activity, and Pain in Chronic Neck Pain Patients. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 2018;41(4):350-357. doi:10.1016/j.jmpt.2017.10.009
225. Dommerholt J, Chou LW, Finnegan M, Hooks T. A critical overview of the current myofascial pain literature – February 2019. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2019;23(2):295-305. doi:10.1016/j.jbmt.2019.02.017
226. Moraska AF, Schmiege SJ, Mann JD, Butryn N, Krutsch JP. Responsiveness of Myofascial Trigger Points to Single and Multiple Trigger Point Release Massages: A Randomized, Placebo Controlled Trial. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2017;96(9):639-645. doi:10.1097/PHM.0000000000000728
227. Draper DO. Pulsed shortwave diathermy and joint mobilizations for achieving normal elbow range of motion after injury or surgery with implanted metal: A case

- series. *Journal of Athletic Training*. 2014;49(6):851-855. doi:10.4085/1062-6050.49.3.45
228. Yamamoto LG, Nomura JT, Sato RL, Ahern RM, Snow JL, Kuwaye TT. Minimum clinically significant VAS differences for simultaneous (paired) interval serial pain assessments. *American Journal of Emergency Medicine*. 2003;21(3):176-179. doi:10.1016/S0735-6757(02)42255-3
229. Mengshoel AM. Physiotherapy and the Placebo Effect. *Physical Therapy Reviews*. 2000;5(3):161-165. doi:10.1179/ptr.2000.5.3.161
230. Fuentes-Márquez P, Carmen Valenza M, Cabrera-Martos I, Ríos-Sánchez A, Ocon-Hernández O. Trigger points, pressure pain hyperalgesia, and mechanosensitivity of neural tissue in women with chronic pelvic pain. *Pain Medicine (United States)*. 2019;20(1):5-13. doi:10.1093/pm/pnx206
231. Fernández-de-las-Peñas C, Alonso-Blanco C, Fernández-Carnero J, Carlos Miangolarra-Page J. The immediate effect of ischemic compression technique and transverse friction massage on tenderness of active and latent myofascial trigger points: a pilot study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2006;10(1). doi:10.1016/j.jbmt.2005.05.003
232. Crawford SK, Haas C, Butterfield TA, et al. Effects of immediate vs. delayed massage-like loading on skeletal muscle viscoelastic properties following eccentric exercise. *Clinical Biomechanics*. 2014;29(6). doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.04.007
233. Ozen S, Doganci EB, Ozyuvali A, Yalcin AP. Effectiveness of continuous versus pulsed short-wave diathermy in the management of knee osteoarthritis: A randomized pilot study. *Caspian Journal of Internal Medicine*. 2019;10(4):431-438. doi:10.22088/cjim.10.4.431

234. Osti R, Pari C, Salvatori G, Massari L. Tri-length laser therapy associated to tecar therapy in the treatment of low-back pain in adults: a preliminary report of a prospective case series. *Lasers in Medical Science*. 2015;30(1). doi:10.1007/s10103-014-1684-3
235. Masiero S, Pignataro A, Piran G, et al. Short-wave diathermy in the clinical management of musculoskeletal disorders: a pilot observational study. *International Journal of Biometeorology*. Published online 2019. doi:10.1007/s00484-019-01806-x
236. Morikawa Y, Takamoto K, Nishimaru H, et al. Compression at Myofascial Trigger Point on Chronic Neck Pain Provides Pain Relief through the Prefrontal Cortex and Autonomic Nervous System: A Pilot Study. *Frontiers in Neuroscience*. 2017;11. doi:10.3389/fnins.2017.00186
237. Xu YM, Ge HY, Arendt-Nielsen L. Sustained Nociceptive Mechanical Stimulation of Latent Myofascial Trigger Point Induces Central Sensitization in Healthy Subjects. *The Journal of Pain*. 2010;11(12). doi:10.1016/j.jpain.2010.03.010
238. Hidalgo Lozano A, Arroyo Morales M, Moreno Lorenzo C, Castro Sánchez A. Dolor y estrés en fisioterapia: algometría de presión. *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología*. 2006;9(1). doi:10.1016/S1138-6045(06)73109-4

