

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ

FACULTAD DE MEDICINA

TRABAJO FIN DE GRADO EN FISIOTERAPIA



UNIVERSITAS
Miguel Hernández

Título del Trabajo Fin de Grado.

Efectos de la aplicación de una sesión de Neuromodulación Percutánea ecoguiada (NMPe) en
pacientes con Inestabilidad Crónica de Tobillo: estudio piloto experimental.

AUTOR: FRANCÉS JORDÁN, MÍRIAM

Nº expediente. 1899

TUTOR. SERGIO HERNÁNDEZ SÁNCHEZ

COTUTOR. ANA GRAU ARACIL

Departamento de patología y cirugía. **Área** Fisioterapia.

Curso académico 2018 - 2019

Convocatoria de Junio



ÍNDICE DE CONTENIDOS

1. Resumen y palabras clave.....	Páginas 4-5
2. Abstract and key words.....	Páginas 5-6
3. Introducción.....	Páginas 7-11
a. Hipótesis.....	Página 11
b. Objetivos.....	Página 11
4. Material y métodos.....	Páginas 12-16
5. Resultados descriptivos y cuantitativos.....	Páginas 17-18
6. Discusión.....	Páginas 18-22
7. Conclusión.....	Página 23
8. Anexos.....	Páginas 24-48
a. Tablas.....	Páginas 24-33
b. Figuras.....	Páginas 34-48
9. Referencias bibliográficas.....	Páginas 49-52

1. RESUMEN Y PALABRAS CLAVE

INTRODUCCIÓN

El esguince lateral de tobillo es la lesión más común en el deporte. Su incidencia es de 2,15 a 7 por 1000 personas-año y de 11,55 por 1000 exposiciones deportivas, y de éstos, el 30-80% desarrollan Inestabilidad Crónica de Tobillo (ICT), provocando alteraciones sensoriomotoras y neuromusculares. Se realiza Neuromodulación Percutánea Ecoguiada (NMPE), pues es una técnica en desarrollo que permite modificar el ambiente electroquímico músculo-nervioso modulando vías nerviosas.

OBJETIVOS

Valorar el efecto de la aplicación de una sesión de NMPE en la fuerza muscular, el umbral de dolor a la presión y el rango de flexión dorsal en sujetos con ICT.

METODOLOGÍA

Estudio piloto con 9 sujetos, distribuidos aleatoriamente en casos y controles. Se midieron cinco variables: umbral de sensibilidad, fuerza, estabilidad dinámica del miembro inferior, funcionalidad y rango de movilidad. Posteriormente se realiza NMPE mediante canales del AcuTens (4 Hz y 200µs x10 minutos).

RESULTADOS

Existen diferencias significativas dentro del grupo de casos inmediatamente tras la intervención en la fuerza de eversión y en la funcionalidad. Dos días tras la intervención se observan cambios significativos en la fuerza de flexión dorsal y en el umbral de dolor a la presión del tibial anterior. Además, a nivel intergrupar e inmediatamente tras la intervención se observan cambios clínicamente relevantes en la funcionalidad y en el rango de movimiento en flexión dorsal.

CONCLUSIÓN

El abordaje con NMPe parece tener efectos a nivel motor en el segmento tratado, y sobre el umbral de dolor, pudiendo tener efectos positivos en la recuperación de la ICT, pero se debe investigar más.

PALABRAS CLAVE

Tobillo, inestabilidad crónica, neuromodulación, PENS

1.2 ABSTRACT AND KEYWORDS

ABSTRACT

Lateral ankle sprains are the most common injury in sports. Its incidence range from 2,15 to 7 per 1000 person-years and 11,55 per 1000 sports exhibitions. Of these, 30-80% develop chronic ankle instability (IAC), causing sensorimotor and neuromuscular alterations. Using Ecoguided Percutaneous Neuromodulation (NMPe), the aim of this work is to modify the muscle-nervous electrochemical environment to modulate nervous pathways.

OBJECTIVES

To verify the therapeutic effectiveness of the NMPe, checking possible functional improvements, strenght, preassure pain threshold and dorsal flexion range of motion in subjects with ICT.

METHODOLOGY

Pilot study, consisting of 9 subjects, randomly distributed in cases and controls. Five variables were assessed: pressure pain threshold, force, dynamic stability, lower limb functionality and, and the range of movement. Subsequently NMPe was performed using AcuTens channels (4 Hz y 200µs x 10 minutes).

RESULTS

There are significant differences within the comparison group immediately after NMPe application in eversion strength and functionality. Two days after intervention, dorsal flexion strength and pressure pain threshold presented significative differences to baseline.

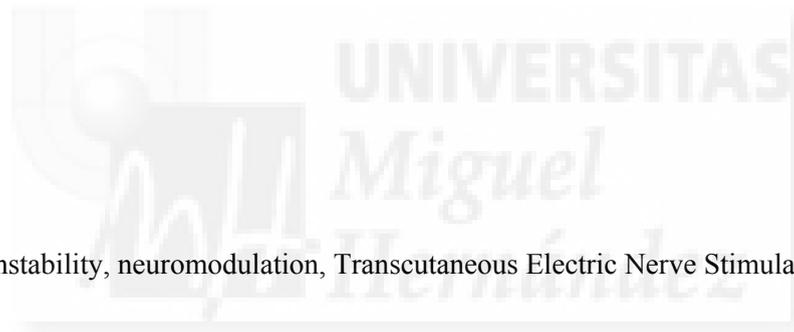
Furthermore, between groups there was clinically significative differences immediately after intervention in functionality and dorsal flexion range of motion.

CONCLUSION

The approach with NMPe could have positive effects on motor variables in the treated segment, and over pain thershold, and may have positive effects in the recovery of the ICT, but further research is needed .

KEYWORDS

Ankle, chronic instability, neuromodulation, Transcutaneous Electric Nerve Stimulation



2. INTRODUCCIÓN

El esguince o entorsis lateral de tobillo es la lesión más común en el deporte, representando un 40% del total de lesiones en el miembro inferior (Harriss y cols., 2017). El mecanismo lesional implica un estiramiento o desgarro en varo de tobillo, flexión plantar e inversión súbita, afectando un 85% de los casos al complejo ligamentoso lateral, y, secundariamente, a los tendones de los músculos peroneos (Pérez y cols., 2004). Las causas lesionales son; el déficit de estabilidad de la mortaja articular en flexión plantar por la cúpula astragalina; la dificultad de eversión, ya que el maléolo externo es más largo que el interno; una mayor fortaleza del Ligamento Colateral Medial (LCM) o Deltoideo en comparación al Ligamento Colateral Lateral (LCL), (Bullock y cols.,2018). *"Figura 1:Ligamentos del tobillo"*.

Respecto a los factores de riesgo, las lesiones previas del tobillo son el mayor predictor intrínseco, pues se incrementa de dos a tres veces la probabilidad de recidivas (Pérez y cols.,2004).

Otros factores reportados en la literatura son los déficits de fuerza en flexión plantar e inversión, la asimetría entre plantiflexión/dorsiflexión, y el déficit en flexión dorsal (Donovan y cols.,2012).

También se destaca la edad, pues a más veterano, mayor riesgo. Respecto al sexo, las mujeres son más propensas, debido a la anatomía y hormonas. Sin embargo, se observa mayor prevalencia de esguince en hombres (Pérez y cols., 2004).

En cuanto a los factores extrínsecos, el tipo de actividad es el más relevante, presentando mayor incidencia en baloncesto y fútbol, abarcando entre el 15-50% del total de esguinces. El nivel de competición también es importante, ya que durante la competición hay 24 veces más probabilidad de lesionarse que durante un entrenamiento. Es también relevante la calidad técnica, dado que es más frecuente lesionarse con peor nivel técnico. Además, es destacable el tipo de calzado utilizado, pues las zapatillas con cámara de aire proporcionan más torceduras, debido a la pérdida de estabilidad del retropié. Por último, las superficies de terreno artificiales son más duras y rígidas, y provocan más lesiones (Pérez y cols.,2004).

La incidencia del esguince de tobillo es de 2,15 a 7 por 1000 personas-año, es decir, una lesión diaria por cada 10.000 habitantes. Destacando una tasa de incidencia deportiva de 11,55 por 1000 exposiciones, relacionándose sobre todo con la carrera y el salto. Esto da lugar a un elevado coste en atención sanitaria, y un tiempo disfuncional de 7.1 ± 6.5 días (Donnelly y cols.,2017 y Harriss y cols., 2017). Pese a estos datos, el 55% decide no tratarse en etapas agudas (Wikstrom y cols.,2013). Vinculado a este concepto, un 73% de esguinces originan signos recurrentes y el 74% dan sintomatología años después. Así mismo, entre el 30-80% desarrollan Inestabilidad Crónica de Tobillo (ICT), originando deterioros funcionales a largo plazo, síntomas recurrentes con dolor intermitente y cronificación de los mismos (Donovan y cols., 2013). Llama la atención la hipersensibilidad a la presión generalizada y la bilateralidad sintomática en ciertos casos, (González y cols., 2012). Estos síntomas podrían deberse a la sensibilización periférica y central, que viene dada por el aumento de señalización sensorial, el aumento en la excitabilidad con los consiguientes cambios neuroplásticos y la disminución del umbral nociceptivo (Kim y cols.,2011).

La ICT puede ser mecánica y/o funcional. Por un lado, a nivel mecánico, debido a la debilidad ligamentaria o “laxitud patológica” que provoca movimientos residuales anteriores del astrágalo consecuente a la lesión del ligamento peroneoastragalino anterior (LPAA), o movimientos residuales hacia inversión por lesión del ligamento calcaneoperoneo (LCP). Por otro lado, a nivel funcional, hay sensación de que el tobillo cede o presenta episodios de inversión, pudiendo deberse a la interrupción de la codificación de propioceptores y mecanoreceptores (Pérez y cols.,2004). Aún así, no hay un vínculo que una y explique ambos niveles de inestabilidad (Harriss y cols., 2017).

En consecuencia la ICT conlleva una actividad muscular disminuida o prolongada ante una perturbación, alterando el inicio de la actividad muscular. Esto también produce inhibición bilateral en isquiosurales, facilitación del cuádriceps ipsilateral y alteraciones en el vasto lateral y el tibial anterior. Pese a estar inervados por diferentes nervios del plexo lumbosacro, se implican afectaciones múltiples a nivel espinal. No obstante, los esguinces de tobillo afectan al sistema sensoriomotor, alterando el control motor (Lepley y cols., 2016). Esta afectación puede deberse a la disminución de excitabilidad

del reflejo espinal del sóleo y menor disponibilidad de motoneuronas α del músculo peroneo largo, originando un déficit sensorial periférico y/o supraespinal, alterando la propiocepción y el control neuromuscular (Bowker y cols.,2016).

En definitiva, reorganizar el sistema sensoriomotor después de un esguince de tobillo es el punto crítico de inflexión para desarrollar ICT o no. Se propone pues, que la ICT es debida a la alteración perceptiva de aferencias periféricas, que provocan cambios centrales, y afectan a la estabilidad, al control postural y la cinemática (Bowker y cols.,2016). Por ello, se decidió emplear la

Neuromodulación Percutánea al ser una técnica prometedora en la modulación sensoriomotriz.

La Neuromodulación Percutánea Ecoguiada (NMPE) es una técnica basada en la modificación de la actividad neuronal de características variables, con la finalidad de recuperar la funcionalidad y disminuir el trastorno propioceptivo y neuromuscular (Krames y cols.,2009)

Así pues, se trata el nervio periférico diana, el campo receptivo de éste o el punto motor. Es un procedimiento seguro en condiciones de asepsia y consta de la inserción, a modo de electrodo, de una aguja en puntos neuro-reactivos, que estimula troncos neurales periféricos por la aplicación de corriente eléctrica de forma percutánea, disminuyendo la impedancia de los tejidos (Valera y cols.,2016). Destacando que la forma de pulso es indiferente mientras se llegue al umbral de despolarización neuronal, para originar aferencias sensitivas y eferencias motoras que pueden ser simultáneas, dando resultados directos y/o mixtos, como la activación refleja muscular. (Andrei y cols.,2018).

Concretamente, dicha técnica modula el dolor activando los sistemas descendentes de analgesia, y el control de la puerta de entrada, liberando neurotransmisores inhibitorios como: adrenalina, noradrenalina, acetilcolina y GABA (Krames y cols., 2009).

Así pues, la finalidad de esta estimulación nerviosa es la modulación de vías sensoriomotrices a nivel del perineuro, consiguiendo inputs sensoriales y outputs motores artificiales.

Ahora bien, el pilar fundamental de la técnica es la corriente eléctrica, modificando parámetros de frecuencia, onda de pulso, intensidad y tiempos de aplicación. Mediante los cuales se regulan

funciones cerebrales, pues están controladas por neurotransmisores, que se liberan mediante frecuencias específicas (*Han y cols., 2003*). Según Shechter y cols., 2013 y basado en la fisiología del sistema opioide, se distinguen: las frecuencias bajas fomentando así depresión a largo plazo en la sinapsis neuronal, y las frecuencias altas, que potencian dicha sinapsis. Además, es relevante modificar la frecuencia respecto a las estructuras nerviosas, ya que las fibras gruesas AB (motoras y sensoriales de tacto, presión y vibración) tienen un umbral menor que las fibras A Delta (huso neuromuscular y dolor agudo) y C (amielínicas y dolor profundo), (*Walsh y cols., 2010*).

Sin embargo, según *Han y cols., 2003* la estimulación a baja frecuencia (2 Hz), aumenta la encefalina, mientras que la estimulación de alta frecuencia (100 Hz), aumenta la dinorfina. Con lo cual, la estimulación a frecuencia única, no es suficiente para la liberación conjunta de todos los péptidos opioides. Para lograr la máxima liberación se propone la estimulación a frecuencias bajas (2 Hz) y altas (100 Hz) alternadamente (“2/100”), espaciado durante 3 segundos para que el efecto residual de la baja frecuencia sea sinérgico al de alta frecuencia.

La intensidad es otro de los parámetros modificables, teniendo en cuenta el tejido interpuesto entre el electrodo-aguja y el nervio, ya que a más distancia, más intensidad se necesita (*Valera y cols., 2016*).

Ahora bien, Shechter y cols., 2013, afirma que la actividad neuronal de amplio rango dinámico se inhibe dependiendo de la intensidad de la estimulación. Por ello, para inducir cambios en la vía nociceptiva, se utilizan intensidades elevadas, pues las fibras C exigen mayor intensidad y en concordancia, se activan nociceptores que estimulan el sistema de analgesia o inhibición descendente.

En cambio, las bajas intensidades focalizan en fibras AB y mecanoreceptores, estimulando interneuronas y maximizando la propagación de información motora, y sensorial epicrítica, para así bloquear las aferencias nociceptivas, es decir, se fomenta el control de la puerta de entrada.

Destacar que, a nivel clínico, según la evolución de la patología, se seleccionan los parámetros en frecuencias altas e intensidades bajas para patología aguda, mientras que en crónicas, se utilizan frecuencias bajas e intensidades altas. Siempre contando con la tolerancia al dolor de cada paciente, pues es subjetiva (*Rodríguez y cols., 2000*).

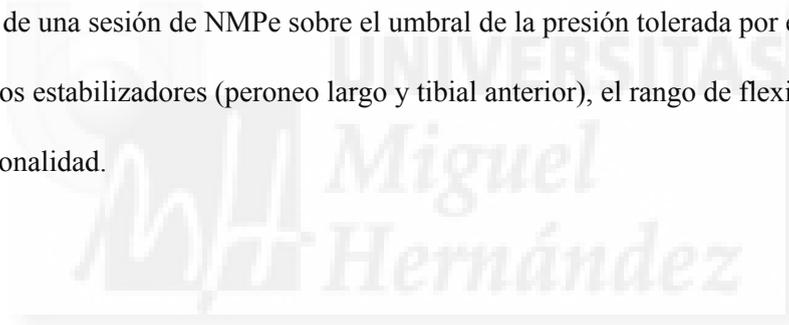
Por último, el parámetro de onda de pulso respecto al ancho (μs) y amplitud. Viene determinada por la forma de curvatura, nivel de corriente o potencia. Así pues, una onda de pulso con un pico alto y en un canal posee gran amplitud (Walsh y cols., 2010).

2.2 HIPÓTESIS

“Una intervención de Neuromodulación Percutánea ecoguiada sobre el nervio tibial, peroneo y sural, mejora el umbral de sensibilidad al dolor , la fuerza, el rango de movimiento y la funcionalidad del miembro inferior en sujetos con ICT tanto de forma aguda como a los 2 días de dicha intervención.”

2.3 OBJETIVOS

Valorar el efecto de una sesión de NMPe sobre el umbral de la presión tolerada por el paciente, la fuerza de músculos estabilizadores (peroneo largo y tibial anterior), el rango de flexión dorsal del tobillo y su funcionalidad.



3. MATERIAL Y MÉTODOS

Se diseñó un estudio experimental piloto, tipo ensayo clínico, llevado a cabo en Abril del 2019 en la clínica de Fisioterapia Campos, así como en el laboratorio de fisioterapia (S06 – Laboratorio b) ubicado en el campus de San Juan de la Universidad Miguel Hernández.

Los sujetos participantes son reclutados mediante un formulario online

(<https://forms.gle/hd8G6AJQWxGw5mmY6>), enviado a estudiantes de ciencias de la salud de la UMH. Los voluntarios que cumplen los criterios de inclusión son citados posteriormente, para explicarles la finalidad del estudio y aclarar dudas de la intervención.

Criterios de inclusión y exclusión

Se establecieron los siguientes criterios de inclusión, considerando los términos del “*International Ankle Consortium*” para la inestabilidad crónica de tobillo: presencia del primer esguince de tobillo > 1 año y del último >6 semanas. Deberían realizar actividad física, como mínimo 3 días/semana y obtener una puntuación en el *Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)* de < 27 puntos.

En contraposición, los criterios de exclusión son la presencia de cirugía previa en la extremidad inferior, la incapacidad de completar la valoración o presentar fobia a las agujas.

Grupos

Antes de formar grupos, todos los sujetos firman el consentimiento informado, participando voluntariamente en el trabajo (*Figura 2: Consentimiento informado*). Son medidos y valorados en el laboratorio de la UMH (*Figura 3: Recogida de datos*), mientras que son intervenidos en la clínica Campos.

Después del reclutamiento de sujetos con ICT, (*Figura 4: Reclutamiento de la muestra*) se obtiene una muestra con 9 de ellos, y mediante una distribución aleatoria se forma un grupo de casos, compuesto por 5, y un grupo controles, formado por 4. Todos son valorados inicialmente, reevaluándose a los 10 minutos y a los 2 días post-intervención, midiendo cinco variables a la misma hora del día teniendo en cuenta el ritmo circadiano.

Variables de estudio

Usando un algómetro manual (Wagner, US) , se mide el umbral de sensibilidad a la presión. Las medidas se toman en ambos maléolos, en el punto gatillo del tibial anterior y del peroneo largo. Los puntos se eligen por estar en la zona relacionada con la lesión, pues anteriormente al maléolo lateral se origina el LPAA comúnmente lesionado; inferior al maléolo medial se origina el LCM, sensibilizado por el mecanismo lesional del esguince; y en puntos gatillos activos del músculo tibial anterior y peroneo largo por ser estabilizadores dinámicos (González y cols.,2012). El sujeto es evaluado en decúbito supino y brazos entrecruzados, avisando al sentir dolor.

A continuación, se evalúa la fuerza con dinamometría manual (Carroll y cols., 2013), realizando tres mediciones en cada movimiento del tobillo (Flexión Dorsal/Plantar, Eversión/Inversión), obteniendo la media para el análisis estadístico. El paciente se posiciona en decúbito supino, con los brazos cruzados y con el pie fuera de la camilla a 90° , partiendo desde aquí se realiza la isometría de dichos movimientos. Además, el sujeto es cinchado, evitando la implicación de musculatura secundaria (Chamorro y cols., 2017). El evaluador, se apoya en la pared con una base de sustentación amplia para tener ventaja y con los codos a 90° de flexión apoyados en la pared para todos los movimientos excepto el de flexión plantar, pues aquí se sitúa el dinamómetro en el muslo del evaluador para resistir y controlar el movimiento del paciente. El dinamómetro se ubica sobre la cabeza de los metatarsianos y se hacen dos ensayos antes de anotar las tres mediciones válidas, las cuales constan de 5 segundos al máximo esfuerzo. Importante destacar que entre mediciones se pausan 10 seg, para obtener resultados más fiables. Esta valoración muscular del tobillo tiene de buena a excelente confiabilidad (Mentiplay y cols.,2015).

Posteriormente se mide la estabilidad dinámica usando el Y-Balance test, mediante dos intentos en las tres direcciones bajo supervisión. La posición del sujeto es con las manos a la cintura y el pie evaluado totalmente pegado a la plataforma. Es nulo si despegar parte del talón, si es incapaz de controlar el retorno o si se apoya en el suelo. Son utilizados los valores de la distancia alcanzada, obteniéndose una medida final de ellas.

Además, se normalizan las medidas con el composite score, que son las tres medidas direccionales sumadas y

multiplicadas por 100 entre la longitud de la pierna (desde la Espina Iliaca Anterosuperior hasta el maléolo medial). (Gribbe y cols.,2012).

Composite Score = (anterior + posteromedial + posterolateral)x 100/ (3x longitud del MI derecho)

Después, se mide el Figure of Eight Hop Test, donde el paciente permanece con las manos en la cadera, y salta de forma unipodal trazando un ocho entre dos conos espaciados a 5 metros a máxima velocidad. Y el salto unipodal desde la misma posición, realizando un salto a máxima longitud con la posterior estabilización. Se comprueba así la dinámica y funcionalidad del tobillo. Las exigencias posturales de estas pruebas manifiestan los déficits del lado afecto, pues con doble extremidad podemos no detectar diferencias, en cambio con un solo miembro sí, pues hay mayor demanda postural. (Harriss y cols.,2017 y CaffrEy y cols., 2009).

Por último, se comprueba el rango articular con el inclinómetro. Se evalúa la flexión dorsal realizando un estiramiento de gemelo, y sóleo en bipedestación. Seguidamente, la flexión plantar se mide en decúbito supino. Los valores se obtienen trazando la bisectriz de la pierna y anotando los valores partiendo de 0°.

Intervención

Posterior a esta valoración basal, se realiza una sesión de NMPe por un profesional titulado externo “*Figura 5: Intervención* “. El método de selección de los sujetos es aleatorio y la reevaluación es prospectiva y a simple ciego. Se abordan tres nervios con tres canales cerrados en cada uno de ellos, mediante un AcuTens con una frecuencia baja de 4 Hz y duración de pulso larga (~ 200µs), a alta intensidad, durante 10 minutos(Walsh y cols.,2010), “*Tabla 1: Base Teórica y práctica de la NMPe*”. Así pues, se consigue mediante la baja frecuencia depresión sináptica a largo plazo, y con la elevada intensidad, se estimulan sobretodo las fibras C o nociceptivas, provocando una depresión de éstas por analgesia o inhibición descendente (Yang y cols., 2013).

Los nervios y sus trayectos intervenidos son:

- El nervio tibial, surge de la división del nervio ciático. Pasa medialmente por la fosa poplítea y anterior a los gastrocnemios, por el arco tendinoso profundo del sóleo, hacia los músculos flexores superficial y profundo a los cuales inerva. En el compartimento de los flexores profundos, junto con el paquete vascular va hacia la planta del pie por el canal maleolar, dividiéndose en nervios plantares medial y lateral. (*Tabla 2: Nervio Tibial, Plantar medial y lateral*). Se aborda en eje corto por la complejidad y cercanía del septo muscular, pues hay muchos mecanorreceptores. Las dos agujas que cierran el canal se sitúan en:
 - El tercio medio de la pierna, donde el nervio está entre el sóleo, flexor largo de los dedos y tibial posterior.
 - Nivel del maléolo interno, pues el nervio tibial pasa por el túnel del tarso, situándose profundo a la arteria tibial posterior, entre los tendones del flexor largo de los dedos y el flexor largo del primer dedo.

- El nervio peroneo común; División del ciático, pasa por la inserción del bíceps femoral, la cabeza y cuello del peroné. A la altura del músculo peroneo largo origina dos fascículos, el superficial, que inerva al peroneo largo y corto (eversión) y da ramas en el dorso del pie sensitivas, y el profundo siempre acompañado de la arteria tibial anterior, que entra al compartimento extensor e inerva al tibial anterior, extensor largo del 1º dedo y al tercer peroneo (flexión dorsal) . Además, a nivel del pie inerva a los músculos extensores cortos y distalmente es un nervio sensitivo. (*Tabla 3: Nervio Peroneo Común y sus ramas profunda y superficial.*) Su abordaje es en eje largo de medial a lateral en dos puntos:
 - A nivel del hueco poplíteo, en el tronco del nervio ciático.
 - A nivel anterior de la pierna, en el nervio peroneo profundo.

- El nervio sural; Es sensitivo, surge de la parte posterior de la pierna, dirigiéndose al talón y pie. Además, inerva al tendón de aquiles. Está formado por axones variables del tibial y del

peroneo. Surgen de él ramas calcáneas, retrocalcáneas y a la grasa de Kager. (*Tabla 4:Nervio sural*) Lo abordamos en dos puntos, los cuáles son:

- o A nivel de la grasa de Kager, en el tendón de aquiles (Eje corto).
- o A nivel de los gastrocnemios (Eje largo)

Al finalizar la sesión y después de 48h, los sujetos participantes son reevaluados con las mismas condiciones, por tal de observar las modificaciones post-tratamiento y las diferencias de grupo casos Vs controles.

Para analizar estadísticamente los datos, se utiliza el paquete SPSS (Versión 25.0, Armonk, NY: IBM Corp), resumiendo las variables cuantitativas con la media y desviación típica de cada medición Pretratamiento, Postratamiento y 2 Días Postratamiento en cada grupo (Caso/Control). Se analiza la normalidad de las variables a través del test de Shapiro-Wilk. En función de ésta, se realiza un test para muestras independientes o un test no paramétrico (test de Wilcoxon). También se incluye el IC95% para la diferencia de medias. Todos los análisis se realizan con un nivel de significación de 0,05.

4. RESULTADOS

El grupo de casos estuvo formado por 5 sujetos y el control por 4. En la “Tabla 5: Datos descriptivos”, se describen las características de ambos grupos.

Los resultados se pueden observar en “Tabla 6: Datos cuantitativos dinamometría; Tabla 7: Datos cuantitativos algometría; Tabla 8: Datos cuantitativos del Y-Balance Test; Tabla 9: Datos cuantitativos de pruebas funcionales; Y tabla 10: Datos cuantitativos del inclinómetro.” en la cual se observan diferencias significativas dentro del grupo de casos en la medición inmediatamente después de la intervención de las variables de fuerza en eversión, pues su IC95% es (-1,11, -1,70); y de funcionalidad con un IC95% de (-1,00, -0,58). Además en dicha medición, entre grupos aparecen significaciones clínicas en el umbral a la presión tanto en el maléolo medial ($p = 0,029$), como en el tibial anterior ($p = 0,029$), también en la funcionalidad ($p = 0,008$), y en el rango de movimiento de flexión dorsal, mediante el estiramiento del sóleo ($p = 0,048$).

Se observan diferencias significativas en el grupo de casos a los dos días posteriores de la intervención en las variables de umbral a la presión en el tibial anterior, presentando un IC 95% de (2,58, 11,36), y de movilidad en flexión dorsal, mediante estiramiento del sóleo, pues presenta un IC 95% es (-2,68, -0,04).

5. DISCUSIÓN

Los sujetos que forman el grupo de casos, después de la intervención mejoran tanto la fuerza medida en dinamometría de eversión, como la funcionalidad del Figure of Eight test. Y dos días tras la intervención, también mejoran la fuerza de flexión dorsal y aumentan el umbral a la presión del tibial anterior.

Se destacan diferencias estadísticas entre casos y controles después de la intervención en las variables de funcionalidad, rango de movimiento en flexión dorsal estirando el sóleo, y del umbral de presión en el maléolo medial y tibial anterior.

Aunque no hay mejora en la fuerza de movimientos en inversión y flexión plantar, tampoco en el umbral a la presión del punto gatillo del músculo peroneo largo y maléolo lateral; en ninguna dirección del Y-Balance test o equilibrio dinámico; ni en el recorrido articular de flexión plantar y/o flexión dorsal en el estiramiento de gemelos.

Metodología

Al comparar la intervención realizada respecto a intervenciones similares, una posible alternativa es el TENS a baja frecuencia y alta intensidad, idóneo en pacientes con fobia a las agujas por ser transcutáneo, pero la piel posee una gran resistencia a la electricidad y el cambio no se mantiene en el tiempo (Walsh y cols., 2010). En cambio, con NMPE, a baja frecuencia y elevada intensidad, presenta la misma diana terapéutica, es decir, la inhibición descendente, pero logra analgesia a largo plazo, pues la forma de abordaje es percutánea, y ello conlleva una inflamación por la inserción de la aguja que sensibiliza a nociceptores y facilita la analgesia descendente con un efecto analgésico más duradero (Krames y cols., 2009 y Chakravarthy KV y cols., 2019).

Efectos en el umbral de sensibilidad a la presión

Explicamos el aumento del umbral de dolor a la presión en base a tres teorías neurofisiológicas: La del control de la puerta de entrada de Melzack y Wall (1967), donde las fibras gruesas mielínicas A β inhiben las aferencias nociceptivas de fibras amielínicas, interfiriendo en la centralización y evitando la cronificación (Villanueva y cols.,2007) que se estimula mediante frecuencia alta y baja intensidad; la Teoría de Modulación de la neuroplasticidad del asta dorsal medular, el tracto espinotalámico o los centros supraespinales. Revirtiendo cambios neuroplásticos maladaptativos (Valera y cols.,2016); Y la teoría de inhibición descendente, basada en la despolarización de fibras nociceptivas C a través de frecuencias bajas e intensidad elevada dando lugar a la depresión a largo plazo (Yang y cols.,2013).

Efectos en la fuerza

Después de la intervención se mejora la fuerza, pues puede deberse a la estimulación de mecanorreceptores, y la mejora del dolor, pues elimina la sideración.

Por una parte, los mecanorreceptores presentan déficit funcional en patologías crónicas, como en la ICT. Por ello, activarlos a través de contracciones inducidas, y mediante estimulación directa de sus fibras, ayuda a restablecer parte del input sensorial que optimiza más tarde la eficiencia contráctil. Ésto viene determinado por el circuito cerrado sensorio-motor, pues los inputs sensoriales óptimos, activan los mecanorreceptores, consiguiendo un patrón motor funcional (Andrei y cols.,2018). No obstante, hay estudios sobre mecanorreceptores y sobre el huso neuromuscular, en cambio sobre el órgano tendinoso de Golgi, hay escasa información pese a poder estar sensibilizado e inhibir con ello la fuerza mediante el reflejo tendinoso.

Por otra parte, el incremento en la fuerza, se puede correlacionar con la disminución del dolor, pues la nocicepción en patologías crónicas, da lugar a sideración o inhibición muscular, que produce déficit en la contracción muscular, pues afecta al reclutamiento muscular (Ciubotariu y cols., 2007). Con lo cual, eliminando estos factores que merman la contracción, ésta como resultado se optimiza.

En cambio, la vertiente del ejercicio terapéutico focaliza la ganancia de fuerza en ICT mediante isometría con bandas elásticas o mediante la facilitación neuromuscular propioceptiva (FNP) , con un

protocolo de 3 entrenamientos/semana, durante 6 semanas (Hall y cols.,2015). Según Donovan y cols., 2012, es suficiente con 4 semanas consecutivas, y los resultados son superiores con FNP, por facilitar el reclutamiento muscular con un movimiento controlado de distal a proximal. Después se progresa a excéntricos, saltos, y pliométricos. Es, además, útil usar espejos y biofeedback.

Efectos en la estabilidad dinámica

En el presente estudio, la variable en cuestión no ha obtenido ninguna diferencia estadísticamente significativa. Ésto podría deberse a que el equilibrio es una tarea motora compleja que requiere la integración de múltiples sistemas e inputs neuronales propioceptivos desde prácticamente todo el cuerpo, por lo que una intervención breve y local como la presentada en este trabajo tendría una influencia menor sobre el desempeño global en un test complejo y multifuncional como el Y-Balance test.

Sin embargo, según la literatura científica, el equilibrio dinámico mejora al realizar un programa de equilibrio y fuerza, basado en saltos y estabilizaciones durante 20 min y 3 veces/semana, durante 6 semanas (Hall y cols.,2018).

Efectos en la funcionalidad medida por el Figure of Eight test y salto unipodal

Los sujetos con ICT presentan deficiencias funcionales (CaffrE y cols., 2009). Por tanto, la mejoría tras la aplicación de NMPe podría deberse a la estimulación y potenciación de las vías sensoriales propioceptivas de bajo umbral que inervan el aparataje funcional y estructural que permite la correcta funcionalidad del tobillo , sumado al efecto aprendizaje de las pruebas en las cuales se basan las valoraciones.

Efectos en el rango de movimiento osteo-articular, a través del inclinómetro

El ROM ha aumentado considerablemente, pues la influencia de la contracción muscular pasiva producida mediante la corriente eléctrica durante la intervención, puede haber elasticado la

musculatura profunda y adyacente. Además, la estimulación de las fibras mecanosensibles de bajo umbral que inervan el huso neuromuscular, puede haber producido una depresión sináptica de la vía, que se caracteriza por sinapsis de alta eficiencia y que por tanto tienden a disminuir su capacidad de transmisión de información tras una estimulación regular mantenida en el tiempo (dicho mecanismo neurofisiológico explica no solo el efecto de la NMPe sino también el de, por ejemplo, un estiramiento pasivo).

Comparativamente, desde una perspectiva basada en la terapia manual, la posteriorización del astrágalo y la cabeza del peroné, también aumenta la flexión dorsal (Donovan y cols.,2012).

Limitaciones del estudio y de la técnica empleada

Se destaca la poca muestra estudiada y la necesidad de otra reevaluación a los 15 días, pues sabemos que las terapias pasivas y sus cambios neurofisiológicos no se mantienen a largo plazo sin la combinación con terapias activas. También es limitante la inserción de la aguja en la dermis en controles, ya que podría tener un efecto terapéutico, ocasionando reducción de sustancias alógenas activadas por lesión tisular periférica, lo cual ocasiona cambios circulatorios, químicos y de temperatura (Chakravarthy y cols., 2019). Otra dificultad es inducir mejoras en ICT con una única sesión de NMPe, pues al ser una condición crónica, su reversión será más costosa y los efectos del tratamiento serán acumulativos (Walsh y cols.,, 2010).

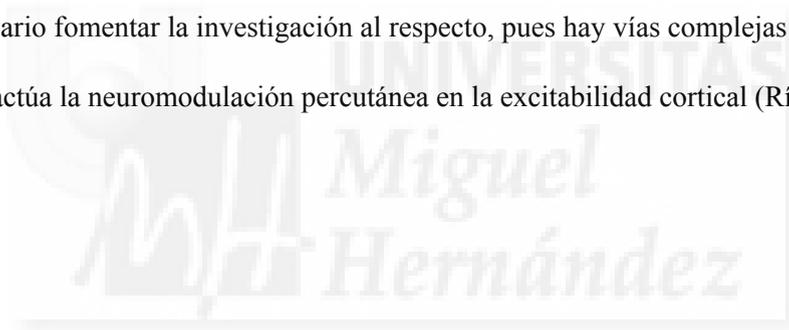
Perspectivas futuras

El abordaje para la ICT debe ser multifacético, combinado estiramientos domiciliarios del tríceps sural (30seg) y fortalecimiento del miembro inferior sumado a la movilización talocrural, y el equilibrio de forma guiada. Después de 12 sesiones en 4 semanas consecutivas, se obtienen mejoras en el ROM de flexión dorsal, equilibrio y fuerza (Powden y cols., 2019).

Si bien es cierto, siempre se maximizan aferencias motoras, pero se ignora el sistema sensoriomotor, que cambia dinámicamente dependiendo de las entradas sensoriales y exigencias del sujeto. Estas aferencias son captadas por receptores ubicados en la articulación del tobillo, planta del pie, y el tendón aquileo, pero la restricción de información perjudica al control postural. Por ello, si se estimulan dichos mecanoreceptores puede mejorar la condición del ICT, logrando un patrón motor óptimo por la estimulación sensorial (Powden y cols.,2019, Mckeon y cols.,2015 y Mckeon y cols., 2018). No obstante, dichos efectos son de corta duración, pues son técnicas pasivas en las cuales una sesión es insuficiente y el mantenimiento de las posibles mejoras es relativo (Shi y cols.,2019).

En base a lo anterior, se puede modificar el sistema sensorio-motor a través de la estimulación del nervio peroneo, tibial y sural en ICT, sin embargo es una técnica pasiva y debe de combinarse con otras activas, obteniendo así posibles efectos prometedores que deberán explorarse en estudios futuros.

Aún así, es necesario fomentar la investigación al respecto, pues hay vías complejas y desconocidas sobre las cuales actúa la neuromodulación percutánea en la excitabilidad cortical (Río-Rodríguez y cols., 2017).



6. CONCLUSIÓN

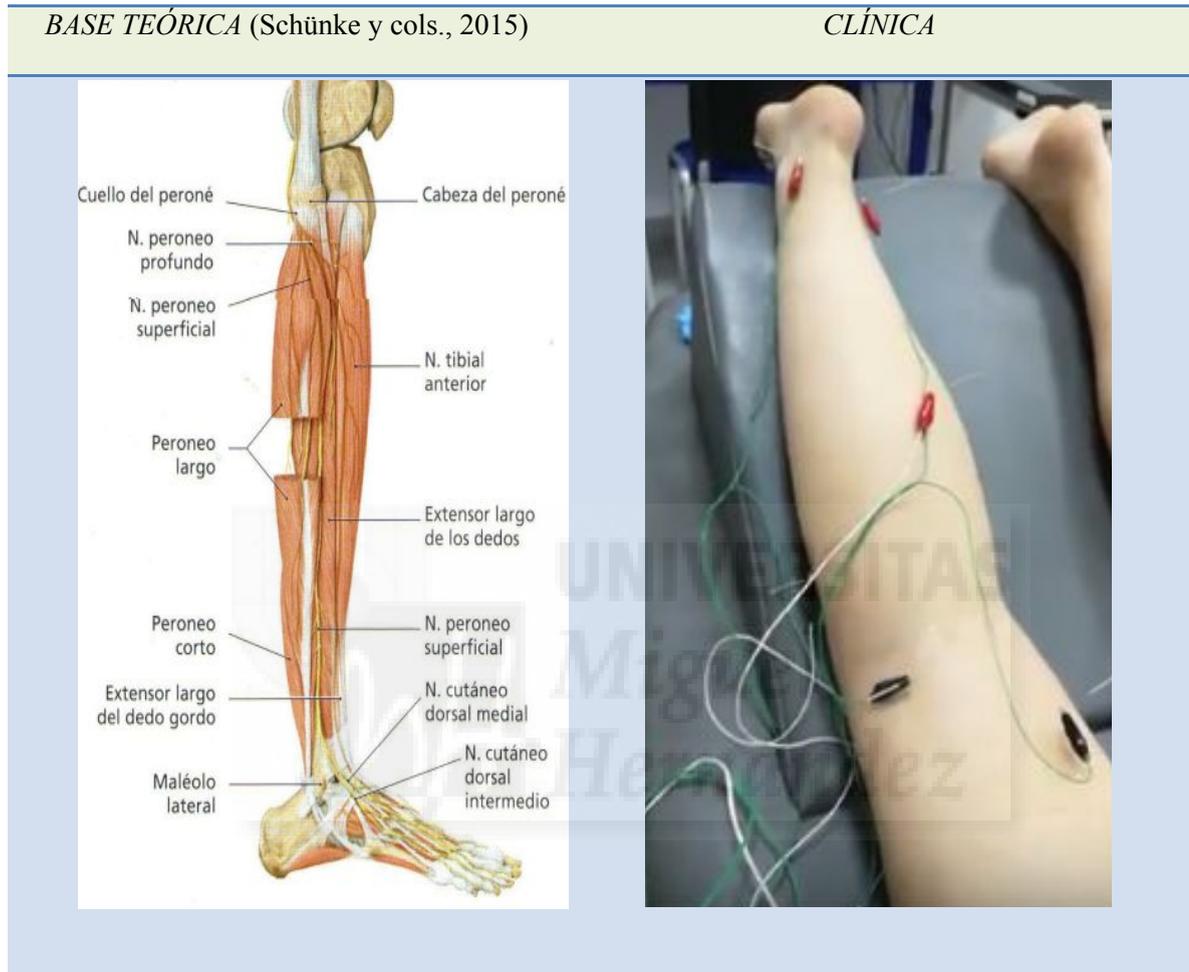
Clínicamente este estudio sugiere que la NMPe en ICT puede ser útil para mejorar de forma aguda la fuerza en eversión, aumentar el umbral de sensibilidad a la presión en el Tibial Anterior, y la funcionalidad del Figure of Eight Hop Test. Además, a los 2 días se fomenta la Flexión dorsal con el estiramiento del sóleo.

Sin embargo, no podemos extrapolar estos resultados a la población general, pues son datos de deportistas y de una pequeña muestra de la población. En suma, es una condición crónica en la que sólo hemos intervenido una vez, por lo que se tiene que seguir investigando para llegar a tener evidencia concluyente.



7. ANEXOS

▣ *Tabla 1: Base Teórica y práctica de la NMPe.*



▣ *Tabla 2: Nervio Tibial, Plantar lateral y medial.*

NERVIO TIBIAL POSTERIOR

(Schünke et al, 2015)



NERVIO PLANTAR LATERAL Y MEDIAL

(Schünke et al, 2015)



☐ *Tabla 3: Nervio Peroneo Común y sus ramas profunda y superficial.*

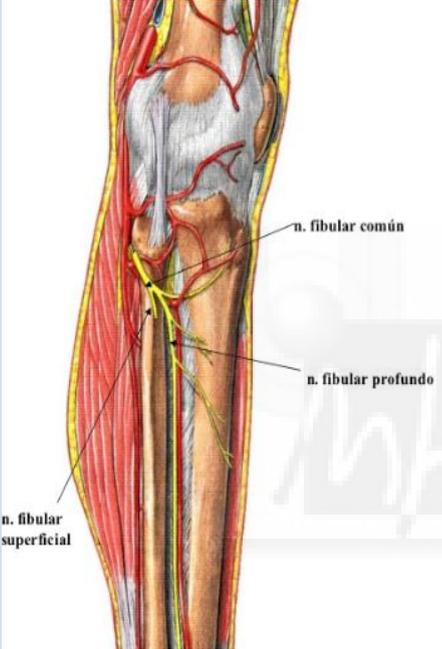
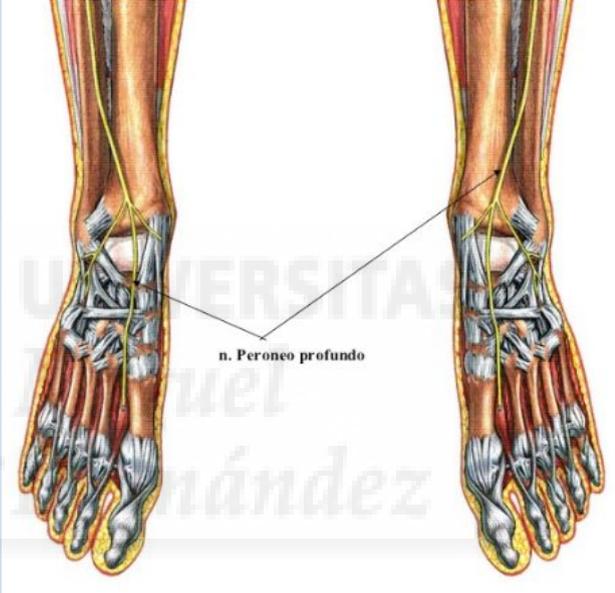
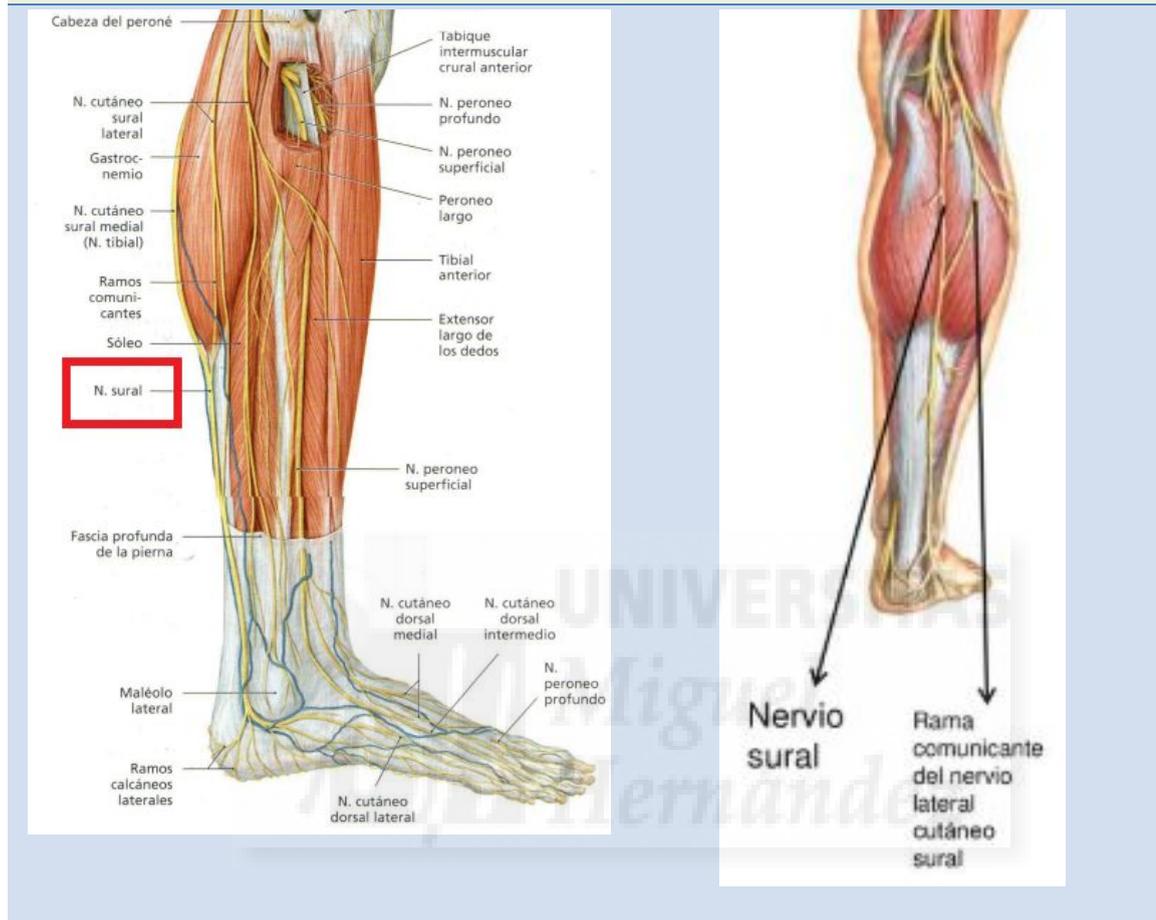
NERVIO PERONEO COMÚN Y RAMAS PROFUNDA Y SUPERFICIAL	NERVIO PERONEO PROFUNDO (Schünke cols., 2015)
	

Tabla 4: Nervio sural

NERVIO SURAL (Schünke y cols., 2015)	NERVIO CUTÁNEO LATERAL SURAL (Schünke y cols., 2015)
---	---



▣ *Tabla 5: Datos Descriptivos*

Tabla Datos Descriptivos

Grupo	Edad	Peso	Altura	Entrenamiento s/semana	Esguinces Derechos	Esguinces Izquierdos	Meses del último esguince	CAIT derecha	CAIT izquierda
Caso	21±0,70	72±12,72	1,76± 0,12	4,4±0,89	5,2±3,2	3,6±2,7	12,4±7,76	15±5,09	19,4±7,92
Control	23±3,59	66±7,52	1,71m ±0,0	5,2±0,50	3,2±1,89	1,7±2,36	18,5±14,73	16,5±9,6	24,7±5,37



□ Tabla 6: Datos cuantitativos en Dinamometría

Tabla Datos Cuantitativos Dinamometría (Fuerza)							
MOVIMIENTO	GRUPO	PRE	POST	2 DIAS	POST-PRE IC 95%	2D-PRE IC 95%	2D-POST IC 95%
Eversión	CASO	3,48 ± 0,74	2,84 ± 0,73	2,52 ± 0,85	(-1,11, -1,70)	(-2,31, 0,39)	(-1,71, 1,07)
	CONTROL	2,75 ± 0,65	3,15 ± 0,50	3,62 ± 1,41	(-1,35, 2,15)	(2,30, 4,05)	(-1,21, 2,16)
	p Valor				0,21	0,21	0,21
Flexión Dorsal	CASO	3,14 ± 0,75	2,56 ± 0,87	1,78 ± 0,72	(-1,70, 0,54)	(-2,68, -0,04)	(-2,42, 0,86)
	CONTROL	2,00 ± 0,36	1,57 ± 0,67	1,77 ± 0,71	(-1,22, 0,37)	(-1,22, 0,77)	(-0,14, 0,54)
	p Valor				1,000	1,000	0,206
Inversión	CASO	2,22 ± 1,46	2,66 ± 0,80	1,42 ± 0,67	(-0,98, 1,86)	(-2,37, 0,77)	(-2,52, 0,04)
	CONTROL	2,75 ± 0,39	2,90 ± 0,65	2,20 ± 0,88	(-0,63, 0,93)	(-2,22, 1,12)	(-3,01, 1,61)
	p Valor				1,000	1,000	1,000
Flexión Plantar	CASO	2,98 ± 0,79	6,26 ± 9,42	2,78 ± 0,99	(-2,92, 1,20)	(-1,90, 1,50)	(-1,48, 2,80)
	CONTROL	3,30 ± 0,34	3,98 ± 1,10	3,08 ± 0,90	(-0,89, 2,24)	(-1,14, 0,69)	(-2,77, 0,97)
	p Valor				0,206	1,000	0,524

Estadísticamente significativo → (*)

▣ Tabla 7: Datos cuantitativos en Algometría

Tabla Datos Cuantitativos Algómetro (Dolor)							
UBICACION	GRUPO	PRE	POST	2 DIAS	POST-PRE (IC 95%)	2D-PRE (IC 95%)	2D-POST (IC 95%)
MALEOLO MEDIAL	CASO	13,50 ± 4,37	14,03 ± 4,34	17,73 ± 5,16	(-16,39, 17,46)	(-0,30, 8,76)	(-12,01, 19,41)
	CONTROL	22,00 ± 0,00	20,75 ± 1,89	22,00 ± 0,00	(-4,26, 1,76)	(0,00 - 0,00)	(-1,76, 4,26)
	p Valor				0,143	0,029 *	1,00
MALEOLO LATERAL	CASO	15,47 ± 0,64	19,33 ± 4,62	20,33 ± 2,89	(-6,68, 14,41)	(-3,89, 13,62)	(-15,29, 17,29)
	CONTROL	18,88 ± 2,42	21,38 ± 1,25	20,78 ± 1,46	(-3,16, 8,16)	(-0,83, 4,63)	(-4,41, 3,21)
	p Valor				0,486	0,486	1,00
TIBIAL ANTERIOR	CASO	12,70 ± 2,91	15,67 ± 6,03	19,67 ± 3,21	(-4,86, 10,79)	(2,58, 11,36)	(-4,61, 12,61)
	CONTROL	16,30 ± 6,26	16,75 ± 4,57	17,18 ± 5,04	(-2,84, 3,74)	(-1,60, 3,35)	(-1,31, 2,16)
	p Valor				0,486	0,029*	0,486
PERONEO LARGO	CASO	14,53 ± 2,08	17,83 ± 0,55	17,07 ± 4,56	(-2,97, 9,57)	(-13,95, 19,01)	(-11, 9,46)
	CONTROL	15,05 ± 3,35	15,63 ± 4,07	15,80 ± 4,37	(-9,59, 10,74)	(-8,62, 10,12)	(-2,41, 2,76)
	p Valor				0,486	0,486	1,000
Estadísticamente significativo → (*)							

▣ Tabla 8: Datos Cuantitativos del Y-Balance Test

Tabla Datos Cuantitativos; Y-Balance Test (Equilibrio dinámico)							
DIRECCION	GRUPO	PRE	POST	2 DIAS	POST-PRE (IC 95%)	2D-PRE (IC 95%)	2D-POST (IC 95%)
ANTERIOR	Caso (A)	51,60 ± 3,90	51,30 ± 5,84	51,70 ± 1,96	(-4,81, 4,21)	(-4,23, 4,43)	(-5,80, 6,60)
	Control (O)	48,75 ± 4,01	46,75 ± 8,73	46,25 ± 5,06	(-12,81, 8,81)	(-9,99, 4,99)	(-6,76, 5,76)
	p Valor				1,000	1,000	1,000
POSTERO MEDIAL	Caso (A)	93,00 ± 8,08	96,00 ± 6,38	93,30 ± 3,51	(-2,21, 8,21)	(-8,33, 8,93)	(-10,85, 5,45)
	Control (O)	86,88 ± 4,57	86,75 ± 6,96	87,00 ± 7,72	(-4,20, 3,95)	(-8,40, 8,65)	(-6,58, 7,08)
	p Valor				0,524	1,000	1,000
POSTERO LATERAL	Caso (A)	87,20 ± 8,65	91,60 ± 3,52	88,50 ± 6,96	(-3,95, 12,75)	(-10,80, 13,40)	(-9,06, 2,86)
	Control (O)	83,75 ± 8,68	85,13 ± 10,26	86,38 ± 8,87	(-6,54, 9,29)	(-4,77, 10,01)	(-3,08, 5,58)
	p Valor				1,000	1,000	0,167
COMPOSITE SCORE	Caso (A)	78,09 ± 4,68	80,54 ± 4,82	78,88 ± 7,48	(-1,78, 6,69)	(-5,68, 7,28)	(-6,39, 3,09)
	Control (O)	74,69 ± 6,24	74,41 ± 5,62	74,81 ± 6,48	(-2,31, 1,74)	(-5,89, 6,11)	(-3,84, 4,63)
	p Valor				0,524	1,000	1,000

Estadísticamente significativo → (*)

▣ Tabla 9: Datos cuantitativos de pruebas funcionales unipodales

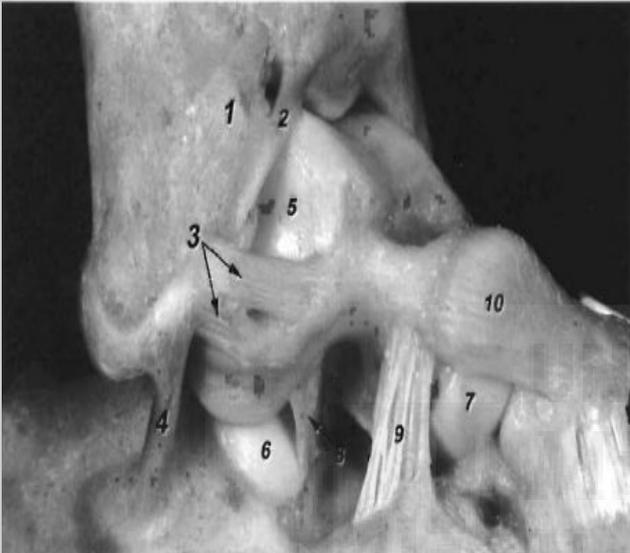
Tabla Datos Cuantitativos							
Pruebas Funcionales (Figure of Eight Hop Test) y (Salto unipodal)							
TEST	GRUPO	PRE	POST	2 DIAS	POST-PRE IC 95%	2D-PRE IC 95%	2D-POST IC 95%
FIGURE OF EIGHT HOP TEST	CASO	7,73±0,86	6,94±0,76	7,28±0,54	(-1,00, -0,58)	(-1,05, 0,15)	(-0,06, 0,75)
	CONTROL	6,80±0,65	6,63±0,71	6,46±0,54	(0,64, 0,30)	(-0,84, 0,17)	(-0,69, 0,36)
	p Valor				0,008*	1,000	0,524
SALTO UNIPODAL	CASO	1,51±0,56	1,30±0,14	1,22±0,15	(-1,02, 0,60)	(-1,01, 0,42)	(-0,25, 0,09)
	CONTROL	1,17±0,20	1,15±0,17	1,24±0,22	(-0,28, 0,23)	(-0,13, 0,26)	(-0,05, 0,23)
	p Valor				1,000	0,206	1,000

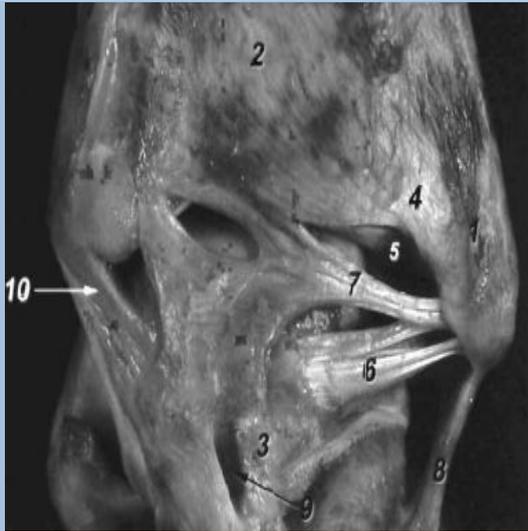
Estadísticamente significativo → (*)

☐ Tabla 10: Datos cuantitativos del inclinómetro

Tabla Datos Cuantitativos; Inclinómetro							
UBICACION	GRUPO	PRE	POST	2 DIAS	POST-PRE IC 95%	2D-PRE IC 95%	2D-POST IC 95%
FLEXION DORSAL: GEMELO	CASO	38,00± 3,16	38,00±3,74	36,80±4,15	(-2,48 , 2,48)	(-2,56 , 0,16)	(-4,03 , 1,63)
	CONTROL	37,00±3,46	34,50±3,00	36,50±3,00	(-6,50 , 1,50)	(-2,09 , 1,09)	(-2,50 , 6,50)
	p Valor				0,167	1,000	0,524
FLEXION DORSAL: SOLEO	CASO	36,80 ±3,03	40,40± 0,89	38,00±3,74	(-0,08 , 7,28)	(-5,51 , 7,1)	(-7,18 , 2,38)
	CONTROL	39,00±2,00	37,00±2,58	38,00±5,89	(-6,50 , 2,50)	(-10,90 , 8,90)	(-4,51 , 6,51)
	p Valor				0,048*	1,000	1,000
FLEXION PLANTAR	CASO	66,80 ± 11,19	73,20±7,82	75,20±9,01	(-7,69 , 20,49)	(-1,75 , 18,55)	(-4,33 , 8,33)
	CONTROL	71,50±5,97	74,00±9,38	77,00±6,00	(-12,96 , 17,96)	(-3,64 , 14,64)	(-8,77 , 14,77)
	p Valor				1,000	0,524	1,000
Estadísticamente significativo → (*)							

Figura 1: Ligamentos del tobillo

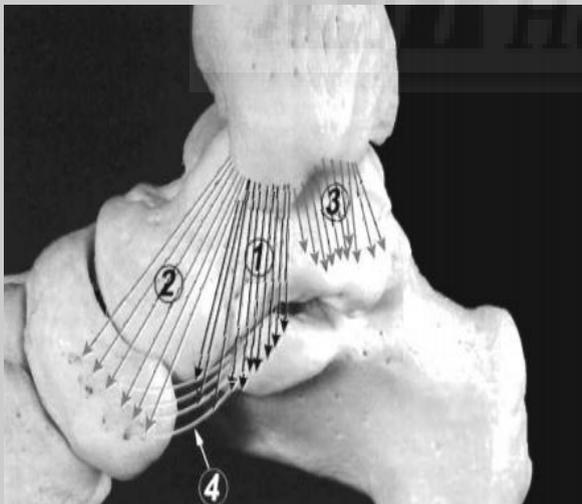
<p>Ligamento Colateral Lateral (LCL)</p> <p>Vista Lateral</p>  <p>(Pérez y cols., 2004)</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Ligamento tibiofibular anterior 2. Fascículo distal del “1” 3. <u>Ligamento talofibular anterior</u> Fascículo profundo y superficial 4. <u>Ligamento calcaneofibular</u> a. Valgo se destensa b. Varo se tensa 5. Superficie articular astrágalo-maléolo 6. Superficie articular calcáneo 7. Superficie articular astrágalo-escafoides 8. Ligamento talo calcáneo interóseo 9. Ligamento cervical 10. Ligamento talonavicular dorsal
<p>Ligamento Colateral Lateral (LCL)</p> <p>Vista Posterior</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Peroné 2. Tibia 3. Tubérculo posterior del astrágalo 4. Ligamento tibiofibular posterior superficial



(Pérez y cols., 2004)

5. Ligamento tibiofibular posterior profundo
6. Ligamento talofibular posterior
7. Ligamento intermaleolar
8. Ligamento calcaneofibular
9. Túnel osteofibroso del tendón del flexor largo del pulgar
10. Ligamento tibiotalar posterior profundo

Ligamento Colateral Medial (LCM)



(Pérez y cols., 2004)

1. Ligamento tibiospring
 - a. Más superficial
 - b. Ligamento tibionavicular
 - c. Más anterior
 2. Ligamento tibiotalar posterior profundo
 3. Ligamento calcaneonavicular superomedial
- Contiguos y poco definidos.

➤ Figura 2: Consentimiento informado

CONSENTIMIENTO INFORMADO

El/La..... informa a Sr./ Sra.
..... de la
existencia de un proyecto de investigación sobre la Neuromodulación en la Inestabilidad
Crónica de tobillo y pide su participación.

De este modo, otorgo mi consentimiento para que el alumno/a:

.....
utilice información personal derivada de los datos correspondientes a mi persona únicamente
con fines docentes y de investigación, manteniendo siempre mi anonimato y la
confidencialidad de mis datos, con el objetivo de realizar una memoria final de Grado en
Fisioterapia.

La información y el presente documento se me ha facilitado con suficiente antelación para
reflexionar con calma y **tomar mi decisión de forma libre y responsable.**

He comprendido las explicaciones que, tanto el fisioterapeuta-tutor como el alumno tutelado
por éste, me han ofrecido y se me ha permitido realizar todas las observaciones que he creído
conveniente con el fin de aclarar todas las posibles dudas planteadas.

Por ello,

D/Dña.....

manifiesto que estoy satisfecho/a con la información recibida y **CONSIENTO colaborar en
la forma en la que se me ha explicado.**

En de de 20.....

Fdo.

Facultad de Medicina.

Universidad Miguel Hernández.

Estudiante Míriam Francés Jordán

Tfno. 692 415 013 –miriam.frances@goumh.umh.es

☐ Figura 3: Recogida de datos

HOJA DE RECOGIDA DE DATOS

Identificación:

Peso: Kg.

Talla: cm.

Dominancia:

Edad (<18 y > 35):..... años

Actividad física semanal:..... veces/semana

- **Criterios de inclusión** recomendados por la International Ankle Consortium:
- Primer esguince hace más de 1 año
- Sin esguince en las 6 semanas anteriores

- **Criterios de exclusión :**
- Cirugía de la extremidad inferior
- Patología que influya en el control neuromuscular o la capacidad de completar la prueba→

- **Otros descriptivos.**
- Número de esguinces laterales de tobillo
- Tiempo desde el último esguince

1. DOLOR

- **1.1 Algómetro (kg/cm²)**
 - Paciente en Supino, con rodillas en extensión y 90° de tobillo contra el muslo del fisioterapeuta.

- Físio aumentando la presión por segundo, y contrarrestando mediante una contratoma en el tobillo.

Ubicación anatómica	PRE-INTERVENCIÓN	POST-INTERVENCIÓN	2 DÍAS DESPUÉS
Maléolo medial	Dcha: Izq:	Dcha: Izq:	Dcha: Izq:
Maléolo lateral	Dcha: Izq:	Dcha: Izq:	Dcha: Izq:
Tibial anterior	Dcha: Izq:	Dcha: Izq:	Dcha: Izq:
PG	Dcha: Izq:	Dcha: Izq:	Dcha: Izq:
Peroneo largo	Dcha: Izq:	Dcha: Izq:	Dcha: Izq:
Desde la cabeza del peroné pedimos eversión y al situar el PG	Dcha: Izq:	Dcha: Izq:	Dcha: Izq:

1.2 Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)

Puntuación total :..... → 0 (severe instability) to 30 (normal stability).

Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)	IZQUIERDO	DERECHO	PUNTUACIÓN
1. Tengo dolor en el tobillo?			
Nunca	•	•	5
Durante o cuando hago deporte	•	•	4
Corriendo en superficies irregulares	•	•	3
Corriendo en superficies niveladas	•	•	2
Caminando en superficies irregulares	•	•	1
Caminando en superficies niveladas	•	•	0
2. Siento el tobillo inestable?			

Nunca	•	•	4
Algunas veces durante la práctica deportiva	•	•	3
Frecuentemente durante la práctica deportiva	•	•	2
Algunas veces durante las actividades diarias	•	•	1
Frecuentemente durante las actividades diarias	•	•	0
3.Cuando hago giros bruscos el tobillo se siente INESTABLE:			
Nunca	•	•	3
Algunas veces cuando corro	•	•	2
A menudo cuando corro	•	•	1
Cuando camino/ando	•	•	0
4.Cuando bajo las escaleras el tobillo se siente INESTABLE:			
Nunca	•	•	3
Si voy rápido	•	•	2
Ocasionalmente	•	•	1
Siempre	•	•	0
5.Siento el tobillo INESTABLE cuando me apoyo sobre una pierna			
Nunca	•	•	2
Sobre el pulpejo del pie	•	•	1
Con el pie plano (completamente apoyado)	•	•	0

6.El tobillo se siente INESTABLE			
Nunca	•	•	3
Doy saltos pequeños de un lado a otro	•	•	2
Doy saltos pequeños sobre un mismo punto	•	•	1
Cuando salto	•	•	0
7.El tobillo se siente INESTABLE cuando			
Nunca	•	•	4
Corro sobre superficies irregulares	•	•	3
Corro suave/ trote en superficies irregulares	•	•	2
Camino sobre superficies irregulares	•	•	1
Camino sobre superficies planas	•	•	0
8.TÍPICAMENTE cuando se me empieza a doblar el tobillo, puedo pararlo:			
	•	•	3
Inmediatamente	•	•	2
A menudo	•	•	1
Algunas veces	•	•	0
Nunca	•	•	3
Nunca me he doblado el tobillo			
9.Después del TÍPICO incidente de doblarme el tobillo, éste vuelve a la “normalidad”:			
Casi inmediatamente	•	•	3
En menos de 1 día	•	•	

1-2 días	•	•	21
Más de 2 días	•	•	0
Nunca me he doblado el tobillo	•	•	3

2. PRUEBAS FUNCIONALES

2.1 FUERZA

Dinamómetro (N)	Pre-intervención	Post-intervención	2 DÍAS DESPUÉS
Dorsiflexión	DCHA	DCHA	DCHA
	PEAK	PEAK	PEAK
	TIME PEAK	TIME PEAK	TIME PEAK
	AUG FORCE	AUG FORCE	AUG FORCE
	IZQ	IZQ	IZQ
	PEAK	PEAK	PEAK
	TIME PEAK	TIME PEAK	TIME PEAK
	AUG FORCE	AUG FORCE	AUG FORCE
Plantiflexión	DCHA	DCHA	DCHA
	PEAK	PEAK	PEAK
	TIME PEAK	TIME PEAK	TIME PEAK
	AUG FORCE	AUG FORCE	AUG FORCE
	IZQ	IZQ	IZQ
	PEAK	PEAK	PEAK

	TIME PEAK	TIME PEAK	TIME PEAK
	AUG FORCE	AUG FORCE	AUG FORCE
Eversión	DCHA	DCHA	DCHA
	PEAK	PEAK	PEAK
	TIME PEAK	TIME PEAK	TIME PEAK
	AUG FORCE	AUG FORCE	AUG FORCE
	IZQ	IZQ	IZQ
	PEAK	PEAK	PEAK
	TIME PEAK	TIME PEAK	TIME PEAK
	AUG FORCE	AUG FORCE	AUG FORCE
Inversión	DCHA	DCHA	DCHA
	PEAK 1	PEAK 1	PEAK 1
	TIME PEAK	TIME PEAK	TIME PEAK
	AUG FORCE	AUG FORCE	AUG FORCE
	IZQ	IZQ	IZQ
	PEAK	PEAK	PEAK
	TIME PEAK	TIME PEAK	TIME PEAK
	AUG FORCE	AUG FORCE	AUG FORCE

3. Y-BALANCE O EQUILIBRIO DINÁMICO (Deficiencias en el control postural dinámico)

- Compensaciones
- 3 posiciones que han demostrado validez
- El pie afecto es el que estará en la plataforma central, pues tiene que intentar estabilizarse con dichos movimientos.

- **LONGITUD DE LA PIERNA DERECHA EN CM :**
- **LONGITUD DE LA PIERNA IZQUIERDA EN CM:**

PRE	DERECHA		IZQUIERDA		Diferencia (cm)
Dirección	<i>INTENTO</i> <i>1</i>	<i>INTENTO</i> <i>2</i>	<i>INTENTO</i> <i>1</i>	<i>INTENTO</i> <i>2</i>	
Anterior					
PosteroMedial					
Posterolateral					

POST	DERECHA		IZQUIERDA		Diferencia (cm)
Dirección	<i>INTENTO</i> <i>1</i>	<i>INTENTO</i> <i>2</i>	<i>INTENTO</i> <i>1</i>	<i>INTENTO</i> <i>2</i>	
Anterior					
PosteroMedial					
Posterolateral					

2 DÍAS DESPUÉS	DERECHA		IZQUIERDA		Diferencia (cm)
Dirección	<i>INTENTO</i> <i>1</i>	<i>INTENTO</i> <i>2</i>	<i>INTENTO</i> <i>1</i>	<i>INTENTO</i> <i>2</i>	
Anterior					
PosteroMedial					

Posterolateral

Composite Score = (anterior + posteromedial + posterolateral)x 100/ (3x longitud de la MI derecho)

4.FUNCIONALIDAD

4.1 SALTOS EN FIGURA DE 8 (figure-of-8 hop test)

Cinco metros señalizados por conos en los extremos para realizar un “ocho” mediante saltos unipodales; Ida y vuelta a máxima velocidad, donde se parte del centro (2,5m) y se empieza del lado afecto. No es válido si el sujeto apoya el otro pie. Se realizan 2 intentos, con 1 minuto de descanso.

PRE-INTERVENCIÓN	POST-INTERVENCIÓN	2 DÍAS DESPUÉS
DCHA	N	

PRE-INTERVENCIÓN	POST-INTERVENCIÓN	2 DÍAS DESPUÉS
IZQ	N	

4.2 SALTO UNIPODAL

El sujeto saltará unipodal respecto a la línea central, si apoya por la pérdida de equilibrio el otro pie, o da pasos extra, se anula el intento, es “fallido”.

PRE-INTERVENCIÓN	POST-INTERVENCIÓN	2 DÍAS DESPUÉS
DCHA	N	

PRE-INTERVENCIÓN	POST-INTERVENCIÓN	2 DÍAS DESPUÉS
IZQ	N	

5. MEDICIÓN DE RANGO DE MOVILIDAD

5.1 Inclinómetro

Medir siempre en la cara externa, y en la bisectriz de la tibia.

Flexión dorsal:

- Estiramiento gemelo: Partimos de 0° y contamos lo que avance
- Estiramiento del sóleo: Subimos a una banqueta

Flexión plantar:

- Decúbito Supino, tobillo a 90°, que consideramos 0°.



SEGMENTO A VALORAR	GRADOS DEL RECORRIDO ARTICULAR EN:		
DCHA	FLEXIÓN DORSAL GEMELO	FLEXIÓN DORSAL SÓLEO	FLEXIÓN PLANTAR
TOBILLO AFECTO°°°
PRE-INTERVENCIÓN DCHA			

SEGMENTO A VALORAR	GRADOS DEL RECORRIDO ARTICULAR EN:		
DCHA	FLEXIÓN DORSAL GEMELO	FLEXIÓN DORSAL SÓLEO	FLEXIÓN PLANTAR
TOBILLO AFECTO°°°
POST-INTERVENCIÓN DCHA			

SEGMENTO A VALORAR	GRADOS DEL RECORRIDO ARTICULAR EN:		
DCHA	FLEXIÓN DORSAL GEMELO	FLEXIÓN DORSAL SÓLEO	FLEXIÓN PLANTAR
TOBILLO AFECTO°°°
2 DÍAS DESPUÉS DCHA			

SEGMENTO A VALORAR	GRADOS DEL RECORRIDO ARTICULAR EN:		
--------------------	------------------------------------	--	--

IZQ	FLEXIÓN DORSAL GEMELO	FLEXIÓN DORSAL SÓLEO	FLEXIÓN PLANTAR
TOBILLO AFECTO°°°
PRE-INTERVENCIÓN IZQ			

SEGMENTO A VALORAR	GRADOS DEL RECORRIDO ARTICULAR EN:		
IZQ	FLEXIÓN DORSAL GEMELO	FLEXIÓN DORSAL SÓLEO	FLEXIÓN PLANTAR
TOBILLO AFECTO°°°
POST-INTERVENCIÓN IZQ			

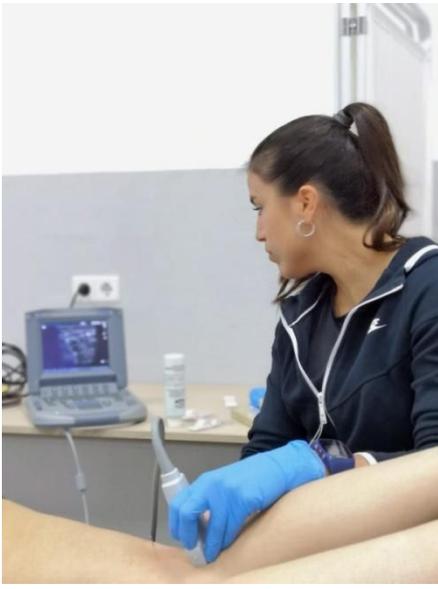
SEGMENTO A VALORAR	GRADOS DEL RECORRIDO ARTICULAR EN:		
IZQ	FLEXIÓN DORSAL GEMELO	FLEXIÓN DORSAL SÓLEO	FLEXIÓN PLANTAR
TOBILLO AFECTO°°°
2 DÍAS DESPUÉS IZQ			

□ *Figura 4: Reclutamiento de la muestra*



Miguel
Hernández

➤ Figura 5: Intervención por Ana Grau



8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Andrei D, Sdrulla MD, Guan Y, Raja N, Spinal Cord Stimulation: Clinical Efficacy and Potential Mechanisms. *Pain Practice*, Volume 18, Issue 8; 2018.
2. Bowker S , Terada M , Thomas AC , Pietrosimone BG , Hiller CE , Gribble PA Neural Excitability and Joint Laxity in Chronic Ankle Instability, Coper, and Control Groups.. *J Athl Train*. Abril 2016; 51 (4): 336-43.
3. Bullock SA, Allen GM, Watson MS, Wilson DJ. Predicting poor outcome from simple ankle injuries: a prospective cohort study. *Br J Radiol*. 2018 Jan;91.
4. Caffrey E, DoCherty C, SchraDer J, KLoSSner J. The Ability of 4 Single-Limb Hopping Tests to Detect Functional Performance Deficits in Individuals With Functional Ankle Instability. *J Orthop Sports Phys Ther* 2009;39(11):799-806
5. Carroll M , Joyce W , Brenton-Rule A , Dalbeth N, Rome K. Assessment of foot and ankle muscle strength using hand held dynamometry in patients with established rheumatoid arthritis. *J pie tobillo res* . 2013; 6.
6. Chamorro C, Armijo-Olivo S, De la Fuente C, Fuentes J, Chiroso LJ. Absolute reliability and concurrent validity of hand held dynamometry and isokinetic dynamometry in the hip, knee and ankle joint: systematic review and meta-analysis. *Open Med (Wars)*. 2017 Oct 17;12:359-375.
7. Chakravarthy KV, Xing F, Bruno K, Kent AR, Raza A, Hurlemann R, et al. A Review of Spinal and Peripheral Neuromodulation and Neuroinflammation: Lessons Learned Thus Far and Future Prospects of Biotype Development. *Neuromodulation*. 2019 Apr;22(3):235-243.
8. Ciubotariu A, Arendt-Nielsen L , Graven-Nielsen T . Localized muscle pain causes prolonged recovery after fatiguing isometric contractions. *Exp Brain Res*. 2007 Jul;181(1):147-58

9. Donnelly L, Donovan L, Hart J, Hertel J. Eversion Strength and Surface Electromyography Measures With and Without Chronic Ankle Instability Measured in 2 Positions. *Foot Ankle Int.* 2017.
10. Donovan L, Hertel J. A new paradigm for rehabilitation of patients with chronic ankle instability. *Phys Sports Med* ; Nov 2012; 40 (4): 41-51.
11. González R, Cano de la Cuerda R, De la Llave Rincón AI, Miangolarra-Page JC, Zarzoso Sánchez R, Fernández-de-Las-Peñas C. Deep Tissue Hypersensitivity to Pressure Pain in Individuals with Unilateral Acute Inversion Ankle Sprain. *Pain Med.* 2012 Mar;13(3):361-7.
12. Gribbe PA, Hertel J, Plisky P. Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *J Athl Train.* 2012 mayo-junio; 47 (3): 339-57.
13. Harriss J. Detecting movement errors in chronic ankle instability patients: comparing fusionetics to the less. University of North Carolina; 2017.
14. Hall EA, Chomistek AK, Kingma JJ, Docherty CL. Balance and strength: Training protocols to improve chronic deficits of ankle instability, Part I: Evaluation of clinical outcome measures. *J Athl Train.* Junio de 2018; 53 (6): 568-577.
15. Hall EA, Docherty CL, Simon J, Kingma JJ, Klossner JC. Strength-training protocols to improve deficits in participants with chronic ankle instability: a randomized controlled trial. *J Athl Train.* 2015 Ene; 50 (1): 36-44.
16. Han J. Acupuncture: neuropeptide release produced by electrical stimulation of different frequencies. *Neuroscience Research Institute*, Vol.26; Jan 2003.
17. Kim JH, Kim HY, Chung K, Chung JM. Electroacupuncture reduces evoked responses of spinal horn neurons in rats with ankle sprain. *J neurophysiol* 2011; 105 (5): 2050-7
18. Krames E, Hunter P, Alir R. *Neuromodulation*.: Elsevier Science & Technology; 2009.

19. Lepley LK , McKeon PO, Fitzpatrick SG , Beckemeyer CL, Uhl TL , Butterfield TA et al. Neuromuscular Alterations After Ankle Sprains: An Animal Model to Establish Causal Links After Injury. *J Athl Train*. Octubre de 2016; 51 (10): 797-805.
20. Mckeon P, Wikstrom E. Sensory-Targeted Ankle Rehabilitation Strategies for Chronic Ankle Instability. *Med. Sci. Sports Exerc*. Dec 2015.
21. Mckeon P, Wikstrom E. The effect of sensory-targeted ankle rehabilitation strategies on single-leg center of pressure elements in those with chronic ankle instability: A randomized clinical trial. *J Sci Med Sport*; Aug 2018.
22. Mentiplay BF , Perraton LG , Bower KJ , Adair B , Pua YH , Williams GP et al. Assessment of Lower Limb Muscle Strength and Power Using Hand-Held and Fixed Dynamometry: A Reliability and Validity Study . *PLoS One*. 2015 Oct 28;10(10).
23. Ness B, Taylor A, Haberl M, Reuteman P, Borgert A. Clinical observation and analysis of movement quality during performance on the star excursion balance test. *Int J Sports Phys Ther*. 2015 abril; 10 (2): 168-177.
24. Pérez Caballer A, Pfeiffer G. Inestabilidad de tobillo. 2nd ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2004.
25. Powden C, Hoch J, Jamali B, Hoch M. A 4-Week Multimodal Intervention for Individuals With Chronic Ankle Instability: Examination of Disease-Oriented and Patient-Oriented Outcomes. *J Athl Train*; 2019;54(1).
26. Powen C, Vallandingham R, Gaven S. Changes in Dorsiflexion and Dynamic Postural Control After Mobilizations in Individuals With Chronic Ankle Instability: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Athl Train*; 2019;54(2).
27. Río-Rodríguez D, Iglesias-Soler E, Fernandez-Del-Olmo M. Modulation of quadriceps corticospinal excitability by femoral nerve stimulation. *Neurosci Lett*; 2017 Jan 10;637:148-153.
28. Rodríguez Martín J. Dosificación en electroterapia. *Rev Iberoam Fisioter Kinesiol*. 2000 (3);2.

29. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Rude J, Voll M, Wesker K. Prometheus. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2015.
30. Shechter R, Yang F, Xu Q, Cheong YK, He SQ, Sdrulla A, Carteret AF, Wacnik PW, Dong X, Meyer RA, Raja SN, Guan Y. Conventional and kilohertz-frequency spinal cord stimulation produces intensity- and frequency-dependent inhibition of mechanical hypersensitivity in a rat model of neuropathic pain. *Anesthesiology*. 2013 Aug;119(2):422-32.
31. Shi X, Han J, Witchalls J, Waddington G, Adams R. Does treatment duration of manual therapy influence functional outcomes for individuals with chronic ankle instability: A systematic review with meta-analysis? *Musculoskeletal Science and Practice*; Jan 2019.
32. Valera-Garrido F, Mínyana-Muñoz F. *Fisioterapia invasiva*. 2nd Ed. Elsevier. España; 2016.
33. Villanueva V, De la Calle JL, Perucho A, Asensio J, De Andrés J A, González-Escalada JR. *Nuevas Terapias: Estimulación eléctrica percutánea en dolor lumbar y cervical*. SED.3: 211-219; 2007
34. Walsh S, Baya K. Electroacupuncture and TENS: Putting Theory into Practice. *JChinMed*. Num92; Feb 2010.
35. Wikstrom E, Hubbard-Turner T, McKeon P. Understanding and Treating Lateral Ankle Sprains and their Consequences. A Constraints-Based Approach. *Sports Med*; 2013